

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

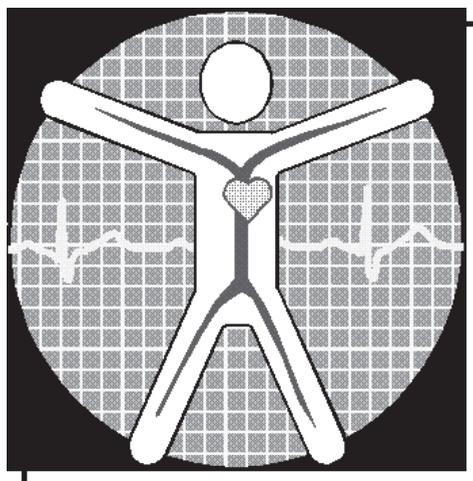
**РЯЗАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
РАДИОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

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

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2018

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

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2018

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

Б 63 Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2018 [текст]: сб. тр. XXXI Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2018 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2018. – 522с., ил.

ISBN 978-5-6041469-6-5

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2018). Освещаются вопросы обработки биомедицинской и экологической информации, применения измерительно-вычислительных комплексов в медицине и экологии, автоматизации сбора данных о развитии болезни и состоянии здоровья больных, разработки систем и устройств воздействия на биологические объекты, а также информационно-измерительные и управляющие системы роботов.

Авторская позиция и стилистические особенности сохранены.

Члены оргкомитета: Чиркин М.В. – председатель, и.о. ректора РГРТУ, д.ф.-м.н., профессор; Мельник О.В. – зам. председателя, д.т.н., профессор; Жулев В.И. – зав. кафедрой ИИБМТ, д.т.н., профессор; Прошин Е.М. – д.т.н., профессор; Михеев А.А. – д.т.н., профессор; Борисов А.Г. – к.т.н., доцент; Голь С.А. – к.т.н., доцент; Каплан М.Б. – к.т.н., доцент; Устинова Л.С. – начальник отдела информационного обеспечения; Трубицына С.Г. – ведущий инженер отдела информационного обеспечения; Матюхин Е.П. – секретарь оргкомитета, инженер.

ISBN 978-5-6041469-6-5

УДК 615.47:621.37/89

© Рязанский государственный
радиотехнический университет, 2018
© ИП Коняхин А.В., 2018

АНАЛИЗ И ОБРАБОТКА РЕЧЕВЫХ И АКУСТИЧЕСКИХ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ МНОГОУРОВНЕВОГО ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Ю.Г. Горшков, С.Н. Кириллов

Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассмотрены новые перспективные методы обработки речевых и акустических биомедицинских сигналов на основе многоуровневого вейвлет-анализа, аппаратно-программные средства для решения прикладных задач исследования фонограмм, оценки эмоционального состояния человека, шумоочистки и маскирования речевого сигнала, а также построения биомедицинских систем диагностики заболеваний сердца. Впервые предложены решения многоуровневого вейвлет-преобразования, обеспечивающие визуализацию нестационарных сигналов с повышенным частотно-временным разрешением. Представлена система телемедицины нового поколения с маскированием акустических биомедицинских сигналов.

Ключевые слова: речевой сигнал, акустический биомедицинский сигнал, многоуровневое вейвлет-преобразование, вейвлет-сонограмма, система телемедицины.

ANALYSIS AND PROCESSING OF SPEECH AND ACOUSTIC BIOMEDICAL SIGNALS USING MULTILEVEL WAVELET TRANSFORM

Y.G. Gorshkov, S.N. Kirillov

Bauman Moscow State Technical University

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

New promising wavelet-based methods for processing of voice and acoustic biomedical signals, the hardware and software for applied problems of forensic investigation of phonograms, the assessments of human emotional state, noise cleaning and speech scrambling, as well as the construction of biomedical systems for diagnosis heart diseases are considered. The solution of multi-level wavelet transform, which make it possible to visualize non-stationary signals with higher time-frequency resolution, are offered for the first time. The study introduces a new-generation telemedicine system with scrambling acoustic biomedical signals.

Key words: voice signal, acoustic biomedical signal, multi-level wavelet transform, wavelet sonogram, telemedicine system.

Актуальность проблемы. В последние годы как в нашей стране, так и за рубежом речевые технологии находят широкое применение в медицинских учреждениях для оперативного ведения документооборота в режиме голосового ввода информации, что позволяет медработникам повысить объем и качество предоставляемых пациентам услуг. Речевой сигнал также является

источником важной диагностической информации в практическом здравоохранении. Известно, что изменения речи связаны с рядом заболеваний.

Параметры речи содержат данные об уровне эмоциональной напряженности человека, которые в настоящее время при прохождении медицинского обследования недоступны.

В области обработки речевых и акустических биомедицинских сигналов разработаны методы и создан представительный парк аппаратно-программных средств исследования звукозаписей (фонограмм) речи, анализа звуков сердца и легких при диагностике заболеваний как для специализированных медицинских учреждений, так и для обследований пациентов самостоятельно (домашняя телемедицина).

Исследование звукозаписей речи. Аудиоинформация или звуковая информация, зарегистрированная с применением специализированных регистраторов или диктофонов, находит все большее применение в экспертной практике нашей страны в качестве доказательного материала: ежегодно проводится несколько тысяч экспертиз звукозаписей, причем наблюдается тенденция к постоянному росту. Развертывание в медицинских учреждениях комплексов регистрации, записи и протоколирования речевой информации, специально разработанных для органов здравоохранения, формирование архивов аудиофайлов с персональными биометрическими данными выводит решение задач, связанных с разработкой новых методов исследования звукозаписей речи в ряд наиболее актуальных.

Основой исследования звукозаписей речи является компьютерный анализ. У экспертов-фоноскопистов широкое применение находят аппаратно-программные комплексы «ИкарЛаб», Justiphone, OTExpert, разработанные российскими компаниями. В перечисленных средствах получение спектральных характеристик речевых сигналов основывается на преобразовании Фурье, при этом частотно-временное разрешение полученных сонограмм (изображений «видимый звук») не позволяет выделять из речи согласные звуки, определять уровень эмоциональной напряженности диктора инструментальными методами. Проблема повышения достоверности получаемых спектральных данных речи при исследовании звукозаписей связана с ограничениями, вносимыми использованием математического аппарата преобразования Фурье при анализе нестационарных сигналов.

Анализ звуков сердца и легких. По данным всемирной организация здравоохранения ежегодно в мире от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) умирают около 17 миллионов человек. Сердечные приступы (инфаркты) и инсульты являются основными причинами смерти во всех регионах мира. Данные отечественных и зарубежных исследователей за последние 10 лет показывают, что звуки сердца, легких, дыхательные шумы и шумы форсированного выдоха следует относить к сложным нестационарным сигналам. Привлечение в терапевтическую клинику технологий компьютерного анализа позволило получить спектральные параметры звуков

сердца и легких. Созданы приборы для автоматизированной диагностики дыхательных шумов, что важно на ранних стадиях распознавания критических состояний пациента в пульмонологии, акустического картирования респираторных шумов, моделирования дыхательных шумов, а также изучения их происхождения. В то же время, точность получения спектральных характеристик звуков сердца и легких ограничивается использованием преобразования Фурье. Следовательно, объективизация информации, полученной новыми высокоточными методами анализа нестационарных сигналов звуков сердца и легких, с одновременной оценкой уровня эмоциональной напряженности человека, является актуальной задачей в биомедицинской акустике.

Таким образом, недостатки применения Фурье-преобразования при обработке нестационарных речевых и акустических биомедицинских сигналов по указанным направлениям приводят к ряду ограничений, вызванных отсутствием корректной и эффективной математической и методологической базы. Возникающие на пути создания этой базы трудности не являются частными, а носят характер новой научно-практической проблемы.

Цели и задачи исследования. Целью исследования является создание комплекса новых методов и средств высокоточной обработки речевых и акустических биомедицинских сигналов, построении систем телемедицины диагностики ранних стадий заболеваний сердца.

Для достижения указанных целей в работе решаются следующие задачи:

- разработка методов высокоточного многоуровневого вейвлет-преобразования речевых сигналов, акустических биомедицинских сигналов тонов и шумов сердца, звуков и дыхательных шумов легких с целью реализации новых эффективных технологий ранней диагностики нарушений в деятельности сердечно-сосудистой системы;

- разработка методов исследования звукозаписей речи, включающих получение частотно-временных параметров гласных и согласных звуков, уровня эмоциональной напряженности диктора;

- разработка методов акустографического исследования звуков сердца и легких;

- разработка аппаратно-программного комплекса определения уровня эмоциональной напряженности человека;

- разработка аппаратно-программных средств диагностики ранних стадий заболеваний сердца;

- разработка систем телемедицины с передачей акустических биомедицинских сигналов тонов и шумов сердца, звуков и дыхательных шумов легких, а также речи для оценки уровня эмоциональной напряженности человека.

Объектом исследования являются основанные на технологии многоуровневого вейвлет-анализа комплексные методы исследования и обработки звукозаписей речи, акустографического исследования звуков сердца

и легких, оценки эмоциональной напряженности человека по голосу, реализации систем телемедицины ранней диагностики заболеваний сердца, работающих как в открытом режиме, так и с маскированием передаваемых персональных биометрических данных.

Предметной областью исследования являются: теоретические аспекты вейвлет-преобразования при анализе нестационарных сигналов; методы и алгоритмы преобразования Фурье и вейвлет-преобразования речевых и акустических биомедицинских сигналов; методы определения подлинности звукозаписей, частотно-временных параметров гласных и согласных звуков речи, уровня эмоциональной напряженности человека; методы и алгоритмы получения параметров акустических биомедицинских сигналов сердца и легких с использованием многоуровневого вейвлет-анализа; акустографические методы диагностики ранних стадий заболеваний сердца, средства съема и предварительной обработки сигналов тонов и шумов сердца; анализ звуков и дыхательных шумов легких; методы маскирования и алгоритмы преобразования речевых и акустических биомедицинских сигналов при передаче по каналам связи; структуры систем телемедицины диагностики ранних стадий заболеваний сердца.

Методы исследования. Теоретическая часть работы построена на базе аппарата теории вейвлетов и вейвлет-преобразования сигналов, теории речеобразования, спектрального анализа. Экспериментальные исследования проводились с использованием речевой базы данных, сформированной на кафедре «Информационная безопасность» МГТУ им. Н.Э. Баумана за период 2003-2017 годы; базы фонокардиограмм при различных заболеваниях медицинских центров России, США и Шотландии, в том числе University of Washington и Children's Hospital Boston; базы данных «Основные дыхательные шумы. Дополнительные дыхательные шумы» Дальневосточного Государственного Медицинского Университета (ДГМУ) Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Результаты исследований получены с использованием набора программ и аппаратно-программных средств, разработанных на кафедре «Информационная безопасность» МГТУ им. Н.Э. Баумана и ГК «Научно-производственное объединение «Эшелон».

В отличие от известных методов обработки сигналов, построенных на основе преобразования Фурье, в области исследования звукозаписей, анализа речевых сигналов, спектрального анализа звуков сердца и легких, предлагаемые методы, использующие многоуровневое вейвлет-преобразование нестационарных сигналов, обеспечивают более высокий уровень точности при решении задач экспертизы звукозаписей, оценке уровня эмоциональной напряженности человека, маскированию биометрической информации при ее передаче по каналам связи, диагностике ранних стадий заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Результаты и выводы. В ходе проведенных исследований и решении поставленных задач получены следующие результаты.

1. Предложены и опробованы методы многоуровневого вейвлет-анализа нестационарных сигналов, обеспечивающие получение частотно-временных характеристик гласных с повышенным частотно-временным разрешением, а также согласных звуков речи, параметров акустических биомедицинских сигналов тонов и шумов сердца, звуков и дыхательных шумов легких, определения уровня эмоциональной напряженности человека по голосу. С использованием разработанных исследовательских аппаратно-программных комплексов осуществлен выбор материнских вейвлетов и параметров преобразования для визуализации сигналов малых уровней (до -60 дБ).

2. Предложены и внедрены в практику экспертиз фонограмм новые методы исследования звукозаписей речи, включающие определение подлинности, получение частотно-временных параметров гласных и согласных звуков, оценку уровня эмоциональной напряженности диктора, документирование акустической обстановки окружения и шумоочистку. Выполнен анализ методов регистрации и предварительной обработки звукозаписей, сформулированы требования к средствам высокоточной регистрации фонограмм.

3. Предложены методы акустографического исследования сердца и легких. Получены вейвлет-сонограммы (изображения «видимый звук») при обработке фонокардиограмм баз данных отечественных и зарубежных медицинских центров. Подготовлено дополнение к учебному пособию «Основные дыхательные шумы. Дополнительные дыхательные шумы». Разработан комплекс аппаратно-программных средств для ранней диагностики заболеваний сердца «Акустокардиограф» и интернет-портал «Акустокард».

4. Предложены и исследованы методы, разработаны аппаратно-программные средства определения уровня эмоциональной напряженности человека на основе вейвлет-анализа речевых и низкочастотных акустических биомедицинских сигналов. Сформирована база данных по 868 дикторам.

5. Предложены методы и алгоритмы, разработано программное обеспечение маскирования акустических биомедицинских сигналов на вейвлетах с адаптацией под канал связи и асинхронным режимом работы; создана и опробована методика тестирования средств маскирования.

6. Предложен, исследован и опробован комплексный подход при построении систем телемедицины с маскированием речевых и акустических биомедицинских сигналов, обеспечивающий с использованием многоуровневого вейвлет-преобразования в частотной области высокое качество передаваемой аналоговой биометрической информации и значительный уровень стойкости к взлому. Разработаны аппаратно-программные средства одновременного съема и регистрации звуков сердца, легких, а также речевого сигнала с последующим маскированием при передаче биометрической информации по каналам связи.

Полученная совокупность методов и аппаратно-программные решения могут служить основой создания средств нового поколения при обработке речевых и акустических биомедицинских сигналов, экспертизе звукозаписей, в домашней телемедицине [1].

Библиографический список

1. Горшков Ю.Г. Обработка речевых и акустических биомедицинских сигналов на основе вейвлетов. Монография. М.: Радиотехника, 2017. 240 с.

УДК 574.5

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ПРИРОДНЫХ ВОД НА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫЕ ЗАБОЛЕВАНИЯ НАСЕЛЕНИЯ

В.Ю. Вишневецкий

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, г. Таганрог

Установлена связь между качеством природной воды и сердечно-сосудистыми заболеваниями населения через корреляционный анализ данных по смертности и первичной заболеваемости населения. Для оценки используется комплексный метод оценки качества вод по данным гидрохимического мониторинга Азовского моря и впадающих в него рек, рассматривается влияние основных загрязняющих веществ на динамику сердечно-сосудистых заболеваний по данным смертности и первичной заболеваемости для населения города Таганрога.

Ключевые слова: предельно допустимые концентрации (ПДК), удельно комбинаторный индекс загрязнения вод (УКИЗВ), критические показатели загрязнения воды, сердечно-сосудистые заболевания.

ANALYSIS OF THE IMPACT OF NATURAL WATER POLLUTION ON CARDIOVASCULAR DISEASES OF THE POPULATION

V.Yu. Vishnevetsky

South Federal University, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Taganrog

The connection between the quality of natural water and cardiovascular diseases of the population through the correlation analysis of data on mortality and primary morbidity of the population is established. The complex method of water quality assessment according to the data of hydrochemical monitoring of the Azov sea and rivers flowing into it is used for the assessment, the influence of the main pollutants on the dynamics of cardiovascular diseases according to mortality and primary morbidity for the population of Taganrog is considered.

Key words: *the maximum permissible concentration (MPC), specific combinatorial index of water pollution (WCISW), critical indicators of water pollution, cardiovascular diseases*

Поскольку организм человека более чем на 60% состоит из воды, здоровье населения напрямую зависит от ее качества. Воду содержит каждый наш орган: кровь содержит около 83% воды, мозг, сердце, мышцы – порядка 76% и даже в костях содержится не менее 15% воды. В целях сохранения здоровья нельзя допускать обезвоживания организма, это может привести к тромбозу, стать причиной инсульта, инфаркта, внезапной остановки сердца. Один из факторов образования тромбоза – повышенная свёртываемость крови, которая провоцируется, в том числе и обезвоживанием организма. Ввиду не прекращающегося антропогенного воздействия на водную среду происходит все возрастающее негативное воздействие загрязненных природных вод на здоровье человека.

Причина многих современных болезней – обезвоживание организма, например:

- Тромбоз – причина инсульта, инфаркта, внезапной остановки сердца. Один из факторов образования тромбоза – повышенная свёртываемость крови, которая провоцируется, в том числе и обезвоживанием организма.
- Остеохондроз позвоночника – недостаток жидкости превращает желеобразную массу межпозвоночного диска в костную тонкую пластинку.
- От недостатка жидкости страдает работа нервной системы, работа сердца.
- Постоянная нехватка воды приводит к запорам и образованию камней в почках и желчном пузыре.

Выявлено, что минимальное количество воды, которое необходимо употреблять, что бы организм человека был здоров – 1,5 литра в день. Ввиду вышесказанного качество потребляемой человеком воды существенно влияет на здоровье населения [1].

Наиболее частой причиной смерти являются сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ), Россия среди развитых стран лидирует по данному показателю. В городе Таганроге зарегистрированы самые высокие показатели смертности от данных заболеваний на территории Ростовской области, уровень смертности превышает средне-областной в 1,2-1,3 раза. Значение в процентах от общего числа умерших по причине болезней системы кровообращения в городе Таганроге среди мужчин превышает 50%, среди женщин находится на уровне 70%. Данные заболевания представляют наибольшую опасность для здоровья населения в Российской Федерации и снижают продолжительность жизни [2]. Кроме того в многолетнем периоде существует рост (в процентах от общей численности) смертности от ССЗ: с 11% в 1939 году, в 80е годы свыше 50%, в наше время в среднем около 60%. Известно, что ежегодные

экономические потери в результате смерти от ССЗ в США составляют более 50 млрд. долларов [3].

Антропогенное воздействие на водную среду негативно влияет на здоровье населения. Загрязненная вода, непосредственно употребляемая человеком для питья и приготовления пищи оказывает на человека прямое воздействие, поэтому для оценки влияния качества воды на здоровье следует рассматривать данные гидрохимического мониторинга природной воды непосредственно в местах городских водозаборов в сравнении со статистикой по заболеваемости ССЗ и смертности в результате этих болезней.

Более 70% питьевой воды в город Таганрог поступает из основного водозабора в районе х. Рогожкино в устье реки Дон (рукав Кутерьма), остальная вода забирается в дополнительной точке водозабора в районе с. Троицкое на реке Миус [4].

В качестве критерия оценочного показателя качества речных вод на данный момент в Российской Федерации используется удельный комбинаторный индекс загрязненности воды (УКИЗВ). Данный метод дает количественную оценку качеству природной воды, и в зависимости от нее выделяет 5 классов качества воды в зависимости от степени загрязненности [5]. Существует обязательный перечень показателей, включающий 15 загрязняющих веществ, наиболее характерных для большинства поверхностных вод всей территории Российской Федерации. Также, для пунктов наблюдения, где есть необходимость, помимо веществ, указанных в обязательном списке, учесть специфические загрязняющие вещества при расчете УКИЗВ используется рекомендуемый перечень. Оптимальное число учитываемых в процессе оценки ингредиентов может составлять от 10 до 25. Для проведения расчетов по данному индексу необходимо, чтобы по учитываемым показателям было проведено не менее четырех измерений за расчетный период.

Анализ проб природной воды проведен ФГУ «Азовморинформцентр», г. Таганрог. В рассматриваемых пунктах наблюдения отбор проб природной воды осуществлялся четыре раза в год. Данные по заболеваемости и смертности населения взяты из государственных докладов «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения». Проанализированы данные государственных докладов как по Российской Федерации в целом, так и по Ростовской области (находятся в свободном доступе в сети Интернет). Основные результаты отражены на рис. 1. Статистика непосредственно по городу Таганрогу соответствует Государственному докладу «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения города Таганрога в 2014 году» предоставленному филиалом федерального бюджетного учреждения здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области» в городе Таганроге.



Рис. 1 – Ранжирование территорий области по уровню загрязнения питьевой воды по санитарно-химическим показателям [6].

Из диаграммы распределения значений индекса УКИЗВ (рис. 2) видно, что в большинстве случаев качество воды в районе водозаборов города Таганрога находится в диапазоне значений, соответствующих классу качества воды IVa – «грязная».

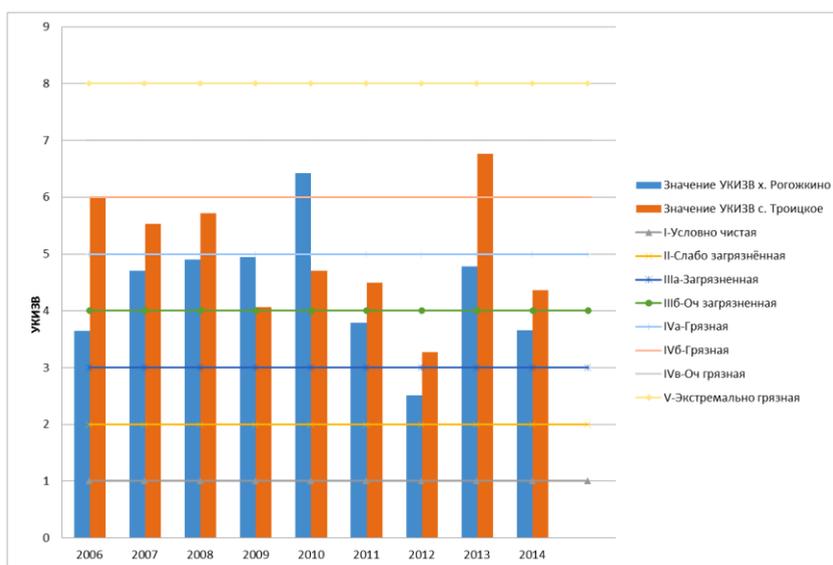


Рис. 2 – Динамика УКИЗВ за период 2006-2014 годы в районе водозаборов г. Таганрога

Очевидно, что качество воды в районе водозабора в р. Миус хуже, чем в районе водозабора в р. Дон: такая картина наблюдается на протяжении семи лет из рассматриваемого девятилетнего периода. Отмечены следующие критические показатели качества воды: сульфаты, марганец, медь, молибден и цинк, из них первые три показателя относились к категории «критических» наиболее часто [5].

В табл. 1 приведена статистика качества природной воды в районах водозаборов города и статистика, отображающая динамику смертности и первичной заболеваемости сердечно-сосудистой системы: статистика смертности и заболеваемости приведены в целом по городу Таганрогу, статистика качества воды дает количественную характеристику по средневзвешенному значению поступающей в городские водозаборы, при этом качество воды относится к категориям «загрязненная» и «грязная» [8].

Таблица 1 – Статистика смертности населения по причине болезней системы кровообращения

Год	Количество умерших в среднем (в значениях по количеству на 1000 человек) для города Таганрога	Количество впервые заболевших (в значениях по количеству на 1000 человек) для города Таганрога	Значение УКИЗВ
2009	10.61	29.1	3.96
2010	10.05	30	5.57
2011	10.11	29.5	4.91
2012	9.98	30.9	3.11
2013	10.34	39.4	5.70
2014	10.75	34.5	4.43

В рассматриваемый период в городе Таганроге сформировалась тенденция к росту первичной заболеваемости болезнями системы кровообращения (при среднегодовом темпе прироста +24,57 %), в 2013 году по сравнению с предыдущим годом увеличилась частота регистрируемых случаев анемии на 2,06 % [2].

В 2013 году уровни первичной заболеваемости болезнями системы кровообращения выросли на 35,4%, рост заболеваемости системы кровообращения у детей на 2013 год составил 14,19%, что на фоне динамики по другим заболеваниям является существенным скачком. Также из диаграммы видно, что в 2014 году зарегистрировано снижение данного показателя [6].

При анализе данной статистики выявлено, что:

- в период с 2009 на 2010 год наблюдается ухудшение качества природной воды, что приводит к увеличению первичной заболеваемости и смертности;

- в период с 2010 на 2011 год наблюдается улучшение качества природной воды, что приводит к снижению первичной заболеваемости населения;

- в период с 2011 на 2012 год наблюдается улучшение качества природной воды, что приводит к снижению смертности от болезней сердечнососудистой системы населения;

- в период с 2012 на 2013 год наблюдается резкое ухудшение качества природной воды, что приводит к столь же резкому увеличению первичной заболеваемости и смертности от болезней сердечнососудистой системы населения;

- в период с 2013 на 2014 год, наоборот, наблюдается резкое улучшение качества природной воды, что приводит к столь же резкому снижению первичной заболеваемости и смертности от болезней сердечнососудистой системы населения.

Для осуществления оценки зависимости здоровья населения от качества воды данные по первичной заболеваемости и смертности сведены в общие диаграммы в зависимости от количественной оценки УКИЗВ по оси ординат (рис. 3, 4).

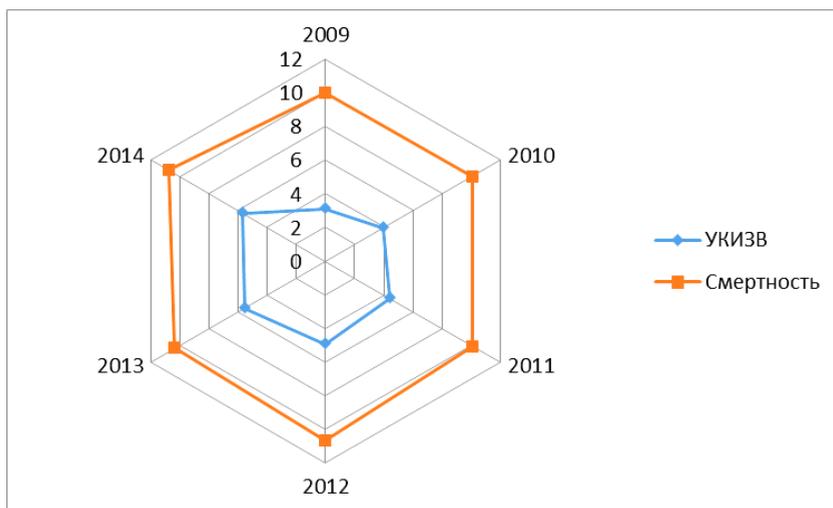


Рис. 3 – Зависимость смертности населения по причине ССЗ от качества воды по данным за период 2009-2014 годы

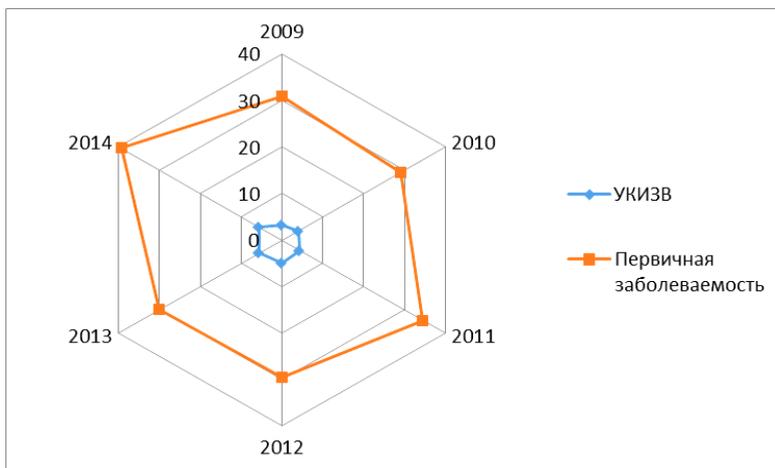


Рис. 4 – Зависимость первичной заболеваемости населения ССЗ от качества воды по данным за период 2009-2014 годы

На рис. 3 видно, что воде, относящейся по классу качества к «загрязненной» (менее 4 по оси X), соответствует наименьшая за период смертность по причине сердечно-сосудистых заболеваний, при ухудшении качества воды до категории «грязная (от 4 до 6 по оси X) существенно вырастает и смертность населения. На рис. 4 также прослеживается общая тенденция к росту первичной заболеваемости населения при ухудшении качества воды. В обоих случаях наихудшему качеству воды соответствуют максимальные значения по смертности и первичной заболеваемости и ярко выраженный тренд увеличения смертности и заболеваемости населения при ухудшении качества воды.

Теперь рассмотрим влияние на здоровье населения «критических показателей» качества воды.

Сульфаты. Для степных рек характерны высокие концентрации сульфатов. Это говорит о высокой жесткости и солёности природной воды, что непосредственно отражается и на питьевой воде. На диаграмме (рис. 5) видно, что концентрации сульфатов в природной воде значительно превышают ПДК, установленные для рыбохозяйственных водоемов, однако по сравнению с ПДК, установленными санитарными нормами для питьевой воды, природная вода в районе основного водозабора, на протяжении большей части рассматриваемого периода, находится в пределах нормы [5].

Сульфаты плохо всасываются из кишечника человека; они медленно проникают через клеточные мембраны млекопитающих и быстро выводятся через почки. Минимальная летальная доза сульфата магния для млекопитающих, составляет 200 мг/кг массы тела. Сульфаты оказывают на человека слабительное действие, приводя к очищению пищеварительного канала, более низкие концентрации физиологически безвредны. Со временем человек адаптируется к высоким концентрациям сульфатов в воде.

Сульфаты плохо всасываются из кишечника человека; они медленно проникают через клеточные мембраны млекопитающих и быстро выводятся через почки. Минимальная летальная доза сульфата магния для млекопитающих, составляет 200 мг/кг массы тела. Сульфаты оказывают на человека слабительное действие, приводя к очищению пищеварительного канала, более низкие концентрации физиологически безвредны. Со временем человек адаптируется к высоким концентрациям сульфатов в воде.

Таким образом, природная вода в районе дополнительного водозабора г. Таганрога в р. Миус, в которой концентрации сульфатов превышают санитарные нормы в 1,5-2 раза на протяжении всего периода может оказывать вред здоровью человека напрямую, при использовании ее в качестве питьевой воды, но данный вред не может быть существенным и негативно влиять на сердечно-сосудистую систему человека.

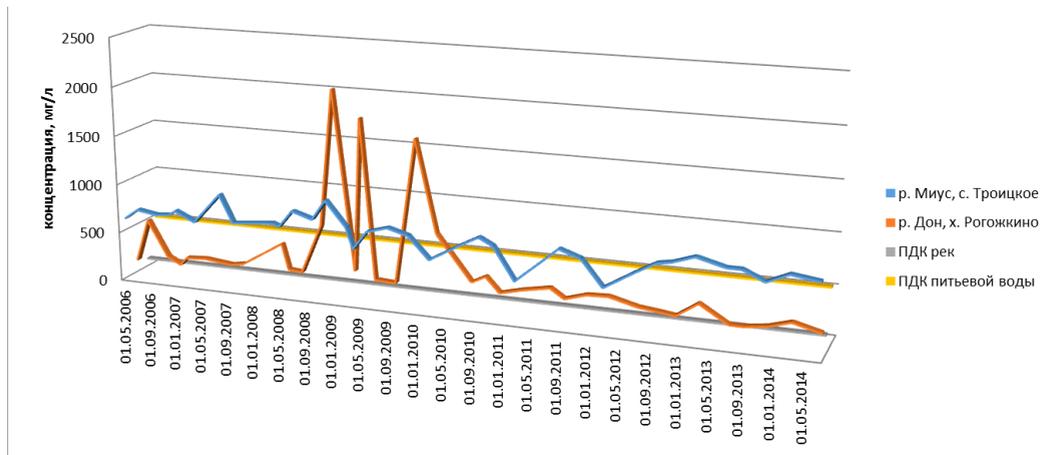


Рис. 5 – Динамика концентрации сульфатов в речных водах в районе с. Троицкое (водозабор р. Миус) за период 2006-2014 годы

Медь. В организм медь поступает в основном с пищей. В некоторых овощах и фруктах содержится от 30 до 230 мг/г меди. Много меди содержится в бобовых, капусте, картофеле, крапиве, кукурузе, моркови, шпинате, яблоках, какао-бобах, однако более всего богаты медью морепродукты (раки, рыба). Термическая обработка практически не влияет на количество меди в продуктах.

Нехватка меди способна вызвать серьезные нарушения в работе всего организма и в частности сердечно-сосудистой системы, но, более опасным фактором для здоровья человека является переизбыток меди в организме. Причинами попадания токсичной дозы в организм человека могут послужить интоксикация парами и частицами элемента при работе на профильных производствах, использование в быту медной посуды, употребление загрязненной воды и пищи с высоким содержанием меди.

Отравление медью напрямую влечет за собой гемолиз эритроцитов, появление гемоглобина в моче, анемию.

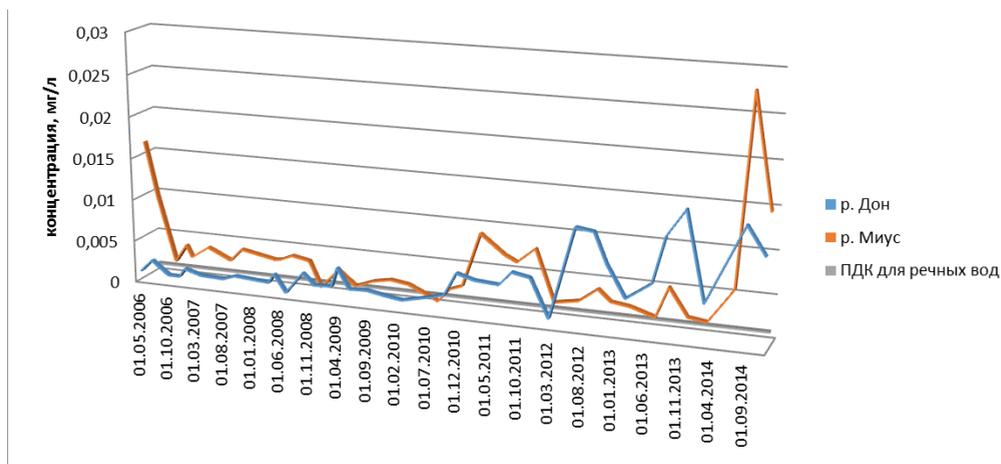


Рис. 6 – Динамика концентрации меди в речных водах в районе х. Рогожкино (рукав Кутерьма устья р. Дон) и в районе водозабора у с. Троицкое (р. Миус) за период 2006-2014 годы

Как видно из диаграммы (рис. 6), концентрации тяжелого металла в воде значительно превышают ПДК, установленные для речных вод водоемов рыбохозяйственного назначения. В р. Миус – в среднем от двух до пяти раз, только во второй половине 2014 года наблюдаются два пика – 15 ПДК и 27 ПДК; в р. Дон от двух до десяти раз и даже выше. Это говорит в первую очередь о том, что при столь высоком содержании меди в воде будет происходить накапливание элемента в водной флоре (водоросли, камыши) и речных обитателях водоемов [8].

Рассмотрим зависимости первичной заболеваемости ССЗ и смертности населения от концентрации меди в воде (рис. 7). Статистка первичной заболеваемости и смертности приведены в среднем для мужчин и женщин в значениях по количеству на 1000 человек для г. Таганрога, концентрации меди рассчитаны по данным гидрохимических анализов проб природной воды в районах обоих водозаборов г. Таганрога средневзвешено по поступлению в городской водопровод. По оси X – концентрация меди, мг/куб. дм.

При увеличении концентрации меди в воде смертность и первичная заболеваемость населения увеличивается (за исключением того, что минимальному из рассматриваемых значений концентраций меди соответствует высокое значение смертности – в данном случае наблюдается эффект недостатка металла для организма) [7].

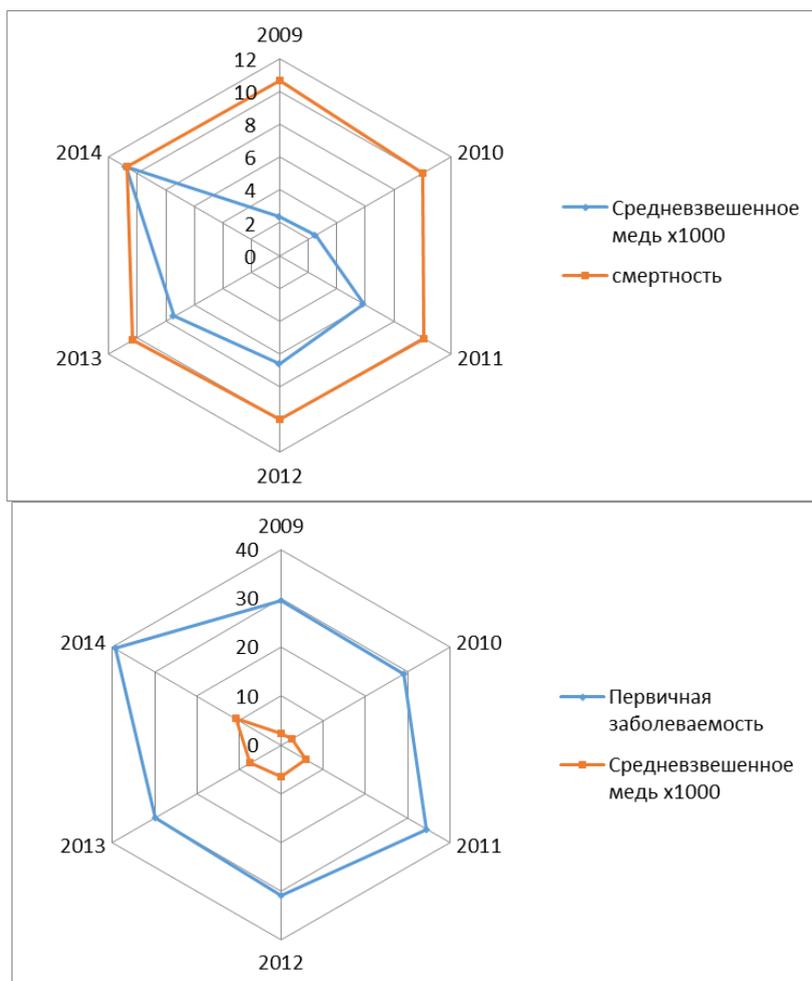


Рис. 7 – Зависимости первичной заболеваемости ССЗ и смертности населения от концентрации меди в воде

Марганец. Нормальный уровень попадания марганца в организм особенно важен для людей, поскольку марганец оказывает профилактическое и даже лечебное влияние на ССЗ. Раствор марганцовки способен нейтрализовать воздействие токсинов на клетки при отравлении, а также улучшает процесс кроветворения. Длительный дефицит марганца в организме может привести к негативным факторам. Гораздо более негативное воздействие на здоровье человека оказывает переизбыток марганца в организме. Марганец относится к тяжелым металлам, оказывающим ядовитое действие на организм [9].

В большинстве продуктов питания содержание марганца не высокое. Наибольшее количество марганца содержится в печени, мясе, молочных продуктах, крупах, шиповнике, бобовых, черной смородине, ананасах, некоторых сортах чая [10]. Превышение нормы марганца в организме может стать причиной анемии, негативно влияет на работу сердца. Наибольшее

количество марганца поступает в организм человека с питьевой водой, которая не соответствует нормам [11, 12].

Рассмотрим зависимости первичной заболеваемости ССЗ и смертности населения от концентрации марганца в воде (рис. 8). Статистика первичной заболеваемости и смертности приведены в среднем для мужчин и женщин в значениях по количеству на 1000 человек для г. Таганрога. Концентрации марганца рассчитаны по данным гидрохимических анализов проб природной воды в районах обоих водозаборов города Таганрога средневзвешено по поступлению в городской водопровод. По оси X – концентрация марганца, мг/куб. дм.

При увеличении концентрации марганца в воде имеется тенденция к увеличению смертности и первичной заболеваемости населения.

Таким образом, существует прямая связь между качеством природной воды, высоким содержанием в ней тяжелых металлов и количеством ССЗ населения [13].

Следует учитывать, что очистка питьевой воды в системах водоснабжения городов производится лишь как в виде механической фильтрации и гидробиологической защиты, поэтому тяжелые металлы – как медь, так и марганец, растворенные в природной воде, попадают в питьевые водопроводы. Кроме того, тяжелые металлы медленно выводятся из организма и служат предпосылкой так называемого «кумулятивного» эффекта пищевой цепи - нарастания концентрации в организмах последующих трофических уровней. Наличие высоких концентраций тяжелых металлов в воде приводит к их активному поглощению биологической средой, что в свою очередь приводит к заболеваниям, как самой рыбы, так и потребляющих ее в пищу людей. По отношению к г. Таганрогу этот фактор является весьма существенным ввиду уникальности Таганрогского залива как водного объекта имеющего рыбохозяйственное значение. Благодаря мелководности и распреснённости морской воды, особенно это касается восточной части залива. За счет приноса пресной воды из р. Дон он является домом для более, чем 100 видов различных рыб, которые, в свою очередь активно употребляются в пищу человеком [7, 14]. Кроме того, на концентрации тяжелых металлов в рыбе в данном регионе негативно влияет тот факт, что содержание их в воде возрастает весной, в период нереста рыбы и осенью, в период ее активного вылова [15].

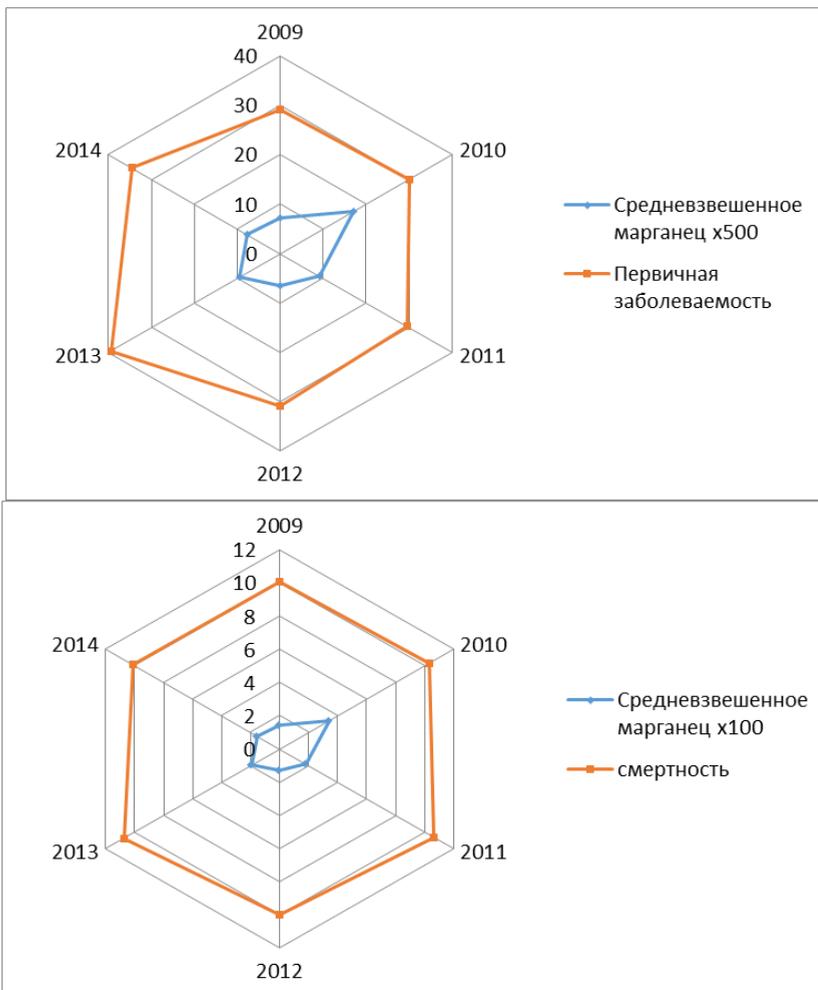


Рис. 8 – Зависимости первичной заболеваемости ССЗ и смертности населения от концентрации марганца в воде

Таким образом, поступающие в организм человека концентрации тяжелых металлов при принятии рыбы в качестве пищи намного выше концентраций металлов в воде. В аспекте проблемы ССЗ населения это имеет важное значение, поскольку для профилактики ССЗ врачи рекомендуют 2-3 раза в неделю употреблять в пищу рыбу [16].

На основании проведенного анализа предлагается реализовать систему профилактики заболеваний человека, возникающих вследствие негативного воздействия загрязненных природных вод в соответствии с нижеприведенной блок-схемой (рис. 10).

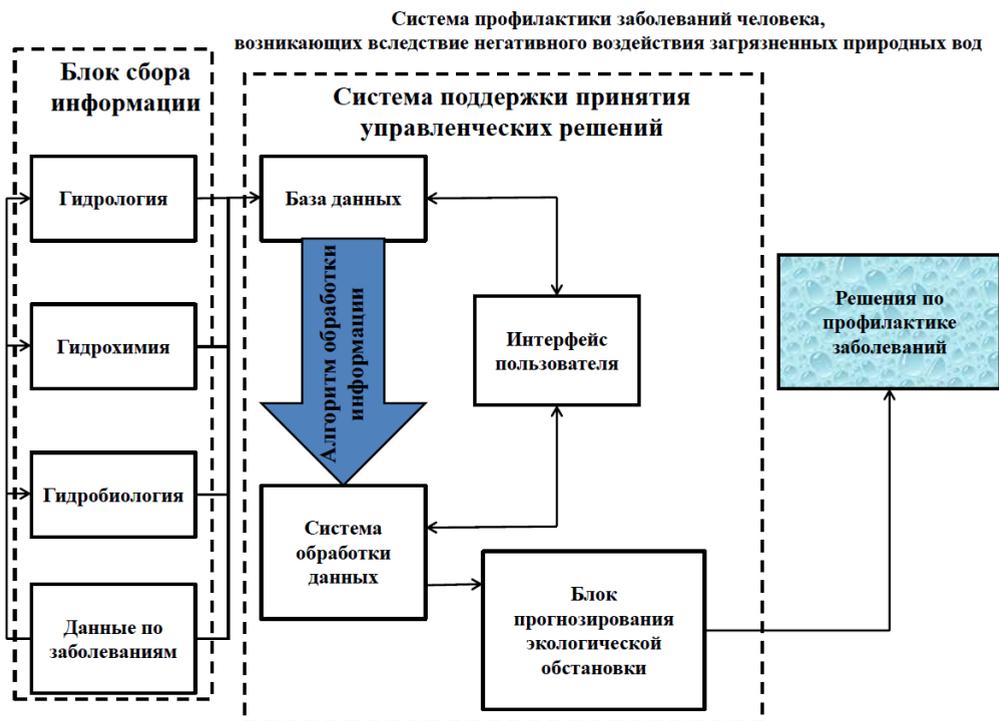


Рис. 9 – Блок-схема системы профилактики заболеваний человека, возникающих вследствие негативного воздействия загрязненных природных вод

Профилактика заболеваний человека, возникающих вследствие негативного воздействия загрязненных природных вод, может включать в себя следующие мероприятия:

- в качестве питьевой воды следует использовать воду, концентрация тяжелых металлов в которой соответствует санитарным нормам;
- не допускать передозировки организма человека тяжелыми металлами;
- Для профилактики ССЗ необходимо употреблять в пищу рыбу, содержащую уровень тяжелых металлов, соответствующий нормам. Также необходимо употреблять в пищу еду, насыщенную белком и клетчаткой с уменьшенным количеством углеводов и жиров, так как белки выступают в качестве строительного материала, который помогает укреплять стенки сосудов. Также очень важно стараться вести здоровый образ жизни, заниматься физкультурой [10];
- в целях вывода вредных излишков тяжелых металлов из организма необходимо периодически употреблять в пищу молоко и молочные продукты [17];

- способствовать снижению антропогенной нагрузки на водные объекты, что в свою очередь, приведет к улучшению качества природной воды, снижению концентраций загрязняющих веществ как в природной и питьевой воде, так и в употребляемой населением в пищу рыбе;
- контролировать соответствие качества сбрасываемых в водные объекты сточных вод промышленными предприятиями нормативам допустимых сбросов, стремиться к установлению более строгих нормативов допустимых сбросов;
- предпринимать меры по соблюдению как населением, так и организациями, установленных законодательством Российской Федерации режимов водоохраных зон на водных объектах;
- усиливать кардиологические службы (создание во всех субъектах Российской Федерации кардиологических диспансеров, центров или институтов, которые возьмут на себя все вопросы организации этапной помощи кардиологическим больным, проведение профилактических мероприятий и оказание высокотехнологичной помощи) [18].

Библиографический список

1. Николаева С.С. Влияние воды на биологические структуры тканей человека, животных и на биологически активные вещества растительного происхождения. Автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора биологических наук / Москва, 1997.
2. Государственный доклад «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения города Таганрога в 2014 году» филиал федерального бюджетного учреждения здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области» в городе Таганроге, г. Таганрог, 2015 г., 137 с. оригинал-макет подготовлен к печати филиалом федерального бюджетного учреждения здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области» в городе Таганроге.
3. Euba A. Prevention is a key to human health. Dental Forum. 2011. № 5. С. 123а.
4. Информационный бюллетень о состоянии водных объектов, дна, берегов водных объектов, их морфометрических особенностей, водоохраных зон водных объектов, количественных и качественных показателей состояния водных ресурсов, состояния водохозяйственных систем, в том числе гидротехнических сооружений по зоне деятельности ФГУ «АЗОВМОРИНФОРМЦЕНТР» за 2014 год, г. Таганрог, 2015 г., 543 с, оригинал-макет подготовлен к печати ФГУ «Азовморинформцентр».
5. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка качества воды в районах водозаборов города Таганрога по гидрохимическим показателям (статья) // Инженерный вестник Дона. 2014. № 4-2. URL: ivdon.ru/magazine/archive/n4p2y2014/2641.
6. Доклад о состоянии санитарно-эпидемиологического благополучия населения за 2014 г. Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав

потребителей и благополучия населения, Управление федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Федеральное бюджетное учреждение здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области», г. Ростов-на-Дону, 2015 г., 209 с., оригинал-макет подготовлен к печати и тиражирован отделом социально-гигиенического мониторинга Управления Роспотребнадзора по Ростовской области.

7. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка влияния качества природной воды в районах водозаборов города Таганрога на сердечно-сосудистые заболевания населения // Инженерный вестник Дона. 2016. № 4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2016/3958.

8. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка содержания меди в воде и донных отложениях Азовского моря (статья). Известия ЮФУ. Технические науки. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010. – №9 (110). – С. 117-122.

9. Aldibekova K.N., Aldibekova Sh.N., Baysakalova A.Sh. FEATURES OF INFLUENCE OF IONIZING HEAVY METALS ON HEALTH OF PERSON. Актуальные проблемы гуманитарных и естественных наук. 2016. № 2-6. С. 5-9.

10. Нестерова А.В. Лечебное питание при сердечно-сосудистых заболеваниях, 2008 г., г. Москва, Издательство «Вече», 190 с.

11. Климов С.В., Жукова А.Г. Влияние марганца на организм человека и животных В сборнике: Материалы XLVIII научно-практической конференции с международным участием "Гигиена, организация здравоохранения и профпатология" и семинара "Актуальные вопросы современной профпатологии" 2013. С. 33-36

12. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка влияния содержания марганца в природной в природной воде на здоровье человека в районах водозаборов города Таганрога // Инженерный вестник Дона. 2015, №4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2015/3474.

13. Kouroutou P., Hadjstavrou K., Linos A., Kales S. THE EFFECTS OF OCCUPATIONAL HEAVY METAL EXPOSURE ON MORBIDITY AND MORTALITY. Archives of Hellenic Medicine. 2012. Т. 29. № 1. С. 70-76.

14. Вишневецкий В.Ю., Ледяева В.С. Определение влияния тяжелых металлов на организм человека // Инновации и перспективы медицинских информационных систем. Тезисы трудов молодежной школы-семинара. Ростов-на-Дону: Изд-во ЮФУ, 2013. – С. 88-94.

15. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Влияние сезонных сгонно-нагонных явлений на экологическое состояние Таганрогского залива Азовского моря // Инженерный вестник Дона. 2016. № 4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2016/3957.

16. Основы оценки риска для здоровья населения при воздействии химических веществ, загрязняющих окружающую среду. Онищенко Г.Г., Новиков С.М., Рахманин Ю.А. и др. М.: НИИ ЭЧ и ГОС, 2002. - 408 с.

17. Малышева И.С. Здоровье сердца и сосудов: лечение и профилактика. Энциклопедия / И. С. Малышева. Санкт-Петербург, 2010. Сер. Энциклопедия. Семейный доктор.

18. Оганов Р.Г., Масленникова Г.Я. Профилактика сердечно-сосудистых заболеваний как основа укрепления здоровья населения России. Вестник восстановительной медицины. 2007. № 3. С. 20-22.

УДК 612.766.1

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ СОПРОВОЖДЕНИЯ ФИЗИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ В МОБИЛЬНЫХ СИСТЕМАХ

М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Физическая реабилитация – длительный процесс, в котором, для достижения видимых результатов, необходимо повторять одно и то же упражнение много и много раз, и обязательно правильно, такую кропотливую работу делать самостоятельно чрезвычайно тяжело. Рассмотрены различные подходы для реализации систем удаленного контроля реабилитации. Предлагается вариант системы распознавания траектории движения упражнений для коленного сустава с помощью встроенных MEMS датчиков смартфона, закрепленного на щиколотке.

Ключевые слова. Анализ опорно-двигательного аппарата человека, контроль правильности упражнений, здоровый образ жизни.

NEW TECHNOLOGIES OF SUPPORT PHYSICAL REHABILITATION OF PATIENTS IN REMOTE SYSTEMS

M.S. Ashapkina, A.V. Alpatov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The compact system lets to monitor the correct implementation of therapeutic and preventive exercises in stationary and ambulatory periods of recovery efficiency of the musculoskeletal system after injuries and disorders. Also system allows to support an active physical condition within the basic rules of healthy lifestyle, provides individual advice and reminds the timely alternation of the alternation of rest and perform the required loads.

Keywords. Analysis of the human musculoskeletal system, control of correctness of the natural physical exercise, healthy lifestyle

Введение

Мобильная реабилитация – это реабилитация в домашних условиях после различных травм крупных суставов ног, а также операций и эндопротезирования. Предоставление возможности пациентам осуществления

комплекса реабилитационных мероприятий в стенах дома благоприятно сказывается на состоянии клиентов, позволяя избежать излишнего стресса от смены места пребывания, не теряя качества и объема необходимых реабилитационных услуг.

Так как реабилитация – процесс длительный, а для достижения видимых результатов необходимо повторять одно и то же упражнение много раз, и обязательно правильно, такую кропотливую работу делать самостоятельно чрезвычайно тяжело. Одними из главнейших препятствий в достижении поставленных целей в ходе реабилитации двигательных функций являются монотонность процесса и отсутствие контроля правильности выполнения упражнений вне стен медицинского учреждения. При этом важным условием контроля является наличие обратной связи, работающей в реальном времени. Обратная связь дает возможность пациенту управлять процессом выполнения упражнений, добиваясь лучших результатов по заданным критериям [1,2].

Возможность реализации систем поддержки пациентов в области удаленной физической реабилитации требует применения в их составе доступных технических средств. В задачи этих средств входят предоставление данных для оценки правильности выполнения восстановительных упражнений в отсутствии тренера лечебной физкультуры, для отслеживания предела физической нагрузки на поврежденную конечность опорно-двигательного аппарата, для контроля динамики процесса восстановления, удаленной консультации со специалистом.

В условиях полного или частичного отсутствия информации о процессе физической реабилитации пациента вне стен медицинского учреждения повышается актуальность задачи удаленного контроля и анализа процесса восстановления опорно-двигательного аппарата на основе доступных и компактных технических средств.

Сегодня анализ движения используется во многих областях человеческой деятельности: от фундаментальных клинических и физиологических исследований до киноиндустрии и компьютерных игр.

В современных телемедицинских системах основными средствами определения двигательной активности и положения тела в пространстве являются инерциальные системы (ИС) на основе технологии микроэлектромеханических систем (МЭМС) и оптические – системы видеонализа.

Уровень техники современных систем удаленной реабилитации

По мнению специалистов, будущее стационарного оборудования реабилитации принадлежит трехмерной видеосъемке с технологией захвата движения и виртуальной и дополненной реальности, так как на теле пациента отсутствуют устройства, ограничивающие естественную двигательную активность человека. Основы разбора движений по раскадровкам видеосъемки были детально проработаны советским профессором Бернштейном Н.А. В настоящее время исследованием движений с помощью трехмерной

видеосъемки занимаются такие научные коллективы, как: лаборатория «Интеллект и инновации» под руководством Токунова Г.В., Кашеева А.А., Чижова М.С., Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр [3] под руководством д.м.н. Беловой А.Н., к.м.т. Рукиной Н.Н., м.н.с. Борзикова В.В., м.н.с. Кузнецова, а также лаборатория изучения биомеханики движений человека – Ахминеева А.Х., Удочкина Л.А., Воронцова О.И.[4], Галушко Т.Г., Гончарова Л.А.

Примерами практической реализации видеосистем реабилитации можно привести коммерческие решения Nabilect, MindMotion Pro, Rehabunculus.

Среди научных российских коллективов, занимающихся исследованием движения человека с помощью инерциальных измерительных устройств, особо можно выделить научную группу из РНИМУ им. Н.И. Пирогова под руководством Поляева Б.А., Скворцова Д.В., Парастаева С.А., Лайшевой О.А.

В зарубежных работах вопрос анализа информации с инерциальных датчиков освещается достаточно широко. Можно выделить работы компании Xsens, Vicon, Shimmersensing, APDM, Microberts и многих других исследовательских организаций.

Преимуществом инерциальных датчиков в отличие от видео является возможность мониторинга двигательной активности в условиях повседневной жизнедеятельности без использования откалиброванных помещений.

Реализация системы реабилитации с использованием возможностей смартфона.

Наличие в любом современном смартфоне полноценной системы датчиков движения, необходимой для создания полнофункциональной ИНС, повышает доступность данного средства регистрации параметров движения для пациентов. Предлагаемое нами решение нацелено на создание системы поддержки выполнения реабилитационных упражнений на основе регистрации и анализа параметров движения нижней конечности человека с помощью встроенных датчиков движения смартфона, закрепленного на щиколотке. Данный подход позволяет определять правильность выполнения упражнений, оценивать амплитуды движений и синхронность выполнения упражнений, а также фиксировать факты повтора итерации упражнений. Данная система даёт возможность пациенту самостоятельно определять степень правильности выполнения упражнений в условиях амбулаторной реабилитации, а врачу удалённо наблюдать за процедурой реабилитации [5].

Работа системы основана на регистрации и анализе траектории движения нижней конечности во время выполнения упражнений для коленного сустава с помощью встроенных MEMS датчиков смартфона, закрепленного на щиколотке. Результатом работы системы является определение степени схожести полученной траекторией с эталоном для оценки разности амплитуд, синхронности выполнения и фиксации факта повтора итерации упражнения. Эта информация даёт возможность пациенту самостоятельно определять

степень правильности выполнения упражнения, что особенно важно для амбулаторной реабилитации без контроля лечащего врача.

Схема включает инерциальный датчик, в виде смартфона, закрепляемый на щиколотке пациента, мобильное приложение, регистрирующее и анализирующее параметры движения смартфона во время выполнения упражнения, систему упражнений, сгруппированных в виде реабилитационного комплекса, канал связи для удалённого мониторинга процедуры реабилитации со стороны врача или клиники.

Главным блоком данной системы является модуль ИНС, который включает в себя трехосевые датчики гироскопа, акселерометра, магнитометра. С помощью функционала мобильного приложения они объединяются в систему определения положения и движения. ИНС используют систему отсчёта, известную как «курс, тангаж, крен», и в состоянии обеспечить полное измерение ориентации.

Исходными данными для алгоритма обработки сигнала с инерционного модуля являются: результат измерения акселерометра – проекция ускорения (суперпозиция собственного ускорения акселерометра и вектора гравитации) на три оси: X, Y, Z, результат измерения гироскопа – изменения угловой скорости по трём осям: X, Y, Z (т.е. скорость поворота вокруг оси относительно инерциальной системы отсчета);

Выходными данными инерциального модуля являются углы ориентации локальной инерциальной системы отсчёта в пространстве по трём осям: X, Y, Z (roll, pitch, yaw). В данном проекте для возможности дальнейшего переноса алгоритмов в носимое устройство, необходимости оптимизации производительности и потребления энергии, затрачиваемой на вычисление углов ориентации точки конечности, используется комплементарный фильтр. Полученные таким образом локальные траектории вращения ИНС в виде временных рядов углов вращения в дискретные отрезки времени по трем осям поступают на вход алгоритмов оценки правильности движения.

В основе оценки параметров траектории лежит идея использования эталонных записей выполненных упражнений – паттернов. В этом случае эталонный паттерн – усредненная траектория многократного выполнения определенного упражнения инструктором лечебной физкультуры.

Функция определения правильности выполнения упражнения реализована базе алгоритма динамической трансформации временной шкалы DTW (dynamic time warping). Этот алгоритм был выбран в качестве метода оценки степени схожести двух траекторий с учётом разной скорости выполнения упражнений, задержкой выполнения упражнения от начала голосовой команды, различной длительности входных данных и эталонного сигнала. Это важно для анализа сигналов с биологического объекта, т.к. человек никогда одинаково не повторяет выполненное упражнение. Как правило, длина, фаза и амплитуда эталонного сигнала не совпадают с полученным сигналом, т.к. сгибание и разгибание коленного сустава

сопровождается болевым синдромом, поэтому человек может начать выполнять упражнение раньше или выполнять слишком медленно.

Работа системы осуществляется следующим образом. Пользователь размещает смартфон в чехле, длинном носке или в эластичном бинте выше щиколотки, далее активируется процесс считывания данных с датчиков. Пользователь сохраняет неподвижность и ожидает голосовой команды на выполнение упражнений. При этом данные с датчиков проверяются на предмет превышения амплитудного порога, и если неподвижность подтверждается в течение нескольких секунд, то запускается блок калибровки. Затем происходит расчет углов ориентации. Полученные данные вместе с предварительно созданными эталонами для каждого упражнения поступают в блок анализа правильности траекторий по алгоритму DTW и в блок оценки амплитуды, синхронности выполнения и фиксации факта повтора итерации упражнения. Эти данные используются для подсчёта оценочных баллов с учётом пороговых значений, хранящихся в базе данных. В результате пользователь может видеть итоговые оценки выполнения упражнения. Данный алгоритм выполняется при каждом повторе одного упражнения.

Мобильное приложение для iPhone

В настоящий момент мобильное приложение доступно для скачивания через App Store для смартфонов Apple. Версия для операционной системы Android в процессе разработки. Найти приложение можно через поиск по слову “Нефитнес”. Программа называется “Нефитнес – зарядка для колена”. Узнать подробности проекта и следить за его реализацией можно в группе Вконтакте [6].

Библиографический список

1. Федосеев А.В., Алпатов А.В., Ашапкина М.С., Чекушин А.А. Рекомендации по выполнению упражнений для суставов под контролем смартфона в режиме удалённого доступа // Материалы III Международного Конгресса «Физиотерапия. Лечебная физкультура. Реабилитация. Спортивная медицина». 2017. С.129
2. Ашапкина М.С., Алпатов А.В., Чекушин А.А. Алгоритм определения типов двигательной активности человека // Международный научно-прикладной журнал «Биомедицинская радиоэлектроника». Вып. 6. Москва: Изд-во «Радиотехника», 2016. С. 82-88.
3. Борзиков В.В., Рукина Н.Н., Воробьева О.В., Кузнецов А.Н., Белова А.Н. Видеоанализ движений человека в клинической практике (обзор) // Современные технологии в медицине. Т. 7, №4. Нижний Новгород: Нижегородская государственная медицинская академия, 2015. С. 201-210.
4. Казин Д.А., Воронцова О.И. Технологии создания виртуального реабилитационного комплекса для восстановления функции опорно-двигательного аппарата // Материалы конференции «Инновации и перспективы

- современной науки. Физико-математические науки. Технические науки». Астрахань: Издательский дом «Астраханский университет», 2018. С.86-90.
5. Ашапкина М.С., Алпатов А.В., Чекушин А.А. Система поддержки выполнения реабилитационных упражнений для коленного сустава на базе смартфона // Международный научно-прикладной журнал «Биомедицинская радиоэлектроника». Вып. 8. Москва: Изд-во «Радиотехника», 2018. С. 45-53.
7. НеФитнес [Электронный ресурс] URL: <https://vk.com/nefitnes> (дата обращения 25.10.2017).

Секция 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 504.054

СИСТЕМА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МЕНЕДЖМЕНТА В ТРУБНОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ

А.В. Губарев, С.В. Волкова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье проанализирована экологическая ситуация на предприятиях трубной промышленности. Выявлены основные этапы производства, которые оказывают негативное влияние на окружающую среду. Предложен алгоритм внедрения системы экологического менеджмента с целью снижения неблагоприятного воздействия операций по изготовлению трубной продукции на воздух, почву и водоемы.

Ключевые слова. Загрязнение, окружающая среда, производство, система экологического менеджмента, трубная промышленность.

ENVIRONMENTAL MANAGEMENT SYSTEM IN PIPE INDUSTRY

A.V. Gubarev, S.V. Volkova

Ryazan state radio engineering university, Ryazan

The article analyzes the environmental situation in the pipe industry. The main stages of production that have a negative impact on the environment are identified. The algorithm of implementation of the environmental management system with the aim of reducing the adverse effects of the operations for the manufacture of tubular products into the air, soil and waterways.

Key words. Pollution, environment, production, environmental management system, pipe industry.

Металлургическая область занимает второе место среди остальных по количеству промышленных выбросов в окружающую среду. Отходы этих предприятий в огромной степени влияют на атмосферный воздух, почву, водоемы, что крайне негативно сказывается на продолжительности и качестве жизни населения.

Говоря о влиянии на окружающую среду, чаще всего речь идет о доменных и сталеплавильных предприятиях, так как их деятельность подразумевает операции, в наибольшей степени влияющие на окружающую среду, такие как обжиг, плавка и разливка чугуна и стали и т.д.

Трубопрокатные предприятия имеют меньшую степень воздействия на окружающую среду, однако и при производстве труб выделяется большое количество вредных веществ и образуется множество отходов производства.

Рассмотрим более подробно процесс производства трубной продукции с точки зрения его экологичности.

Трубы изготавливают из рулонной стали, которую на этапе продольной резки нарезают на штрипсы (заготовки для производства труб). Операция осуществляется на агрегате продольной резки, в ходе работы которого могут образовываться производственная пыль, металлическая стружка, утилизируемые часто как бытовые отходы. В результате производственная пыль может попадать в атмосферный воздух и оседать в почве.

Следующий этап заключается непосредственно в изготовлении труб, которое осуществляется на трубозлектросварочном стане. Штрипс пропускают через формовочную часть стана, где заготовке придается заданный профиль. Затем кромки заготовки нагревают токами высокой частоты до температуры сварки (1380...1450 °С), сжимают в валках сварочного узла и сваривают. При этом в атмосферу выделяются пары веществ, входящих в состав конкретной марки стали.

Далее сваренная труба охлаждается водой в коллекторе охлаждения, образуя при этом сточные воды. С охлажденной трубы срезают образовавшийся при сварке грат с помощью гратоснимателя. При выполнении данной операции образуются промышленная пыль и металлическая стружка, которые также загрязняют атмосферный воздух и почву.

Таким образом, деятельность трубопрокатного предприятия загрязняет воздух, почву и водоемы, располагающиеся в непосредственной близости к производству. Даже если подобные предприятия достаточно удалены от жилых районов города, то в любом случае административный и рабочий персонал вынуждены находиться в зоне повышенного риска нанесения вреда здоровью.

Свести к минимуму влияние вредных факторов позволят мероприятия, разработанные в рамках системы экологического менеджмента. Стандарты серии ИСО 14000 предлагают организациям подход, позволяющий защитить окружающую среду без ущерба для существующих социально-экономических потребностей. То есть внедрение системы экологического менеджмента (СЭМ) не предполагает отказ от производства, которое тем или иным способом сказывается на экологии. Под реализацией СЭМ подразумевается смягчение неблагоприятных экологических воздействий, улучшающее экологические результаты деятельности организации.

Забота об окружающей среде посредством внедрения системы экологического менеджмента представляет собой разработку документированной информации, касающейся экологической политики организации.

На рисунке 1 приведен примерный алгоритм внедрения системы экологического менеджмента на предприятиях трубной промышленности.



Рис. 1 – Алгоритм внедрения системы экологического менеджмента на предприятиях трубной промышленности

Мероприятия по реализации системы экологического менеджмента на предприятиях трубной промышленности должны быть направлены на следующие аспекты:

а) организация утилизации металлической стружки при продольной резки стали и снятии грата с труб;

б) уменьшение образования промышленной пыли при продольной резки стали и снятии грата с труб;

в) уменьшение выделения в атмосферу вредных паров при нагреве кромок заготовки;

г) очистка сточных вод.

Такой подход позволит предприятиям трубной промышленности свести к минимуму негативное влияние на окружающую среду, сделав производство более безопасным, в том числе для персонала предприятия. Также это послужит положительным примером для остальных предприятий трубной и других отраслей.

Библиографический список

1. ГОСТ Р ИСО 14001-2016 Система экологического менеджмента. Требования и руководство по применению.
2. Волкова С.В., Губарев А.В. Повышение качества сварного шва при производстве трубной продукции // Качество и жизнь. 2017. № 2 (14). С. 100-102.

УДК 004.942

РАЗРАБОТКА 3D-МОДЕЛИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПРИМЕРЕ ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ЧЕЛОВЕКА

А.И. Никонова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Научная работа посвящена актуальной проблеме разработки и последующего внедрения трехмерной модели грудного отдела позвоночника. Такая модель может служить как тренажером для хирургов и травматологов-ортопедов, так и использоваться в других научных, исследовательских или учебных целях. Актуальность такой задачи обусловлена наличием проблем визуальных диагностических методов обследования.

Ключевые слова: *Позвоночник, Позвонок, Грудной отдел позвоночника, Трёхмерная модель, Моделирование.*

DEVELOPMENT 3D MODELS OF THE SUPPORT AND MOTOR APPARATUS ON THE EXAMPLE OF THE HUMAN THORACIC SPINE

A.I. Nikonova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The scientific work is devoted to the actual problem of the development and subsequent implementation of a three-dimensional model of the thoracic spine. Such a model can serve as a simulator for surgeons and orthopedic traumatologists, as well as used for other scientific, research or educational purposes. The urgency of this task is due to the presence of problems of visual diagnostic examination methods.

Key words: *Spine, Vertebra, Thoracic spine, Three-dimensional model, Modeling.*

В современной медицине рассматривается множество сложных задач, одной из которых является диагностика и оценка повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы. Сложность заключается в том, что кроме оценки структурной целостности данной системы необходимо оценивать еще и работоспособность как отдельных ее элементов, так и системы в целом. Для оценки работоспособности и правильного функционирования элементов опорно-двигательной системы необходимо иметь представление о некоторой идеальной (правильной) модели функционирования этого элемента. Такая модель может быть представлена несколькими способами: визуально, в виде алгоритма функционирования и в виде совокупности математических выражений, отражающих его функционирование. В наилучшем случае эти три представления должны быть объединены и связаны между собой.

Объектом исследования в данной научно-исследовательской работе (НИР) является процесс функционального состояния позвоночника.

Предметом исследования выступает визуальная модель элементов опорно-двигательной системы, учитывающая основные связи между элементами.

Целью научной работы является создание визуальной модели грудного отдела позвоночника.

В соответствии с поставленной целью требуется решить следующие задачи:

- анализ предметной области диагностирования заболеваний позвоночника;
- обоснование выбора среды реализации;
- разработка базовых элементов модели грудного отдела позвоночника;
- разработка прототипа грудного отдела позвоночника.

Актуальность поставленной задачи состоит в потребности наиболее наглядного и удобного для восприятия представления результатов исследования с целью последующего формирования адекватного заключения о результатах исследования.

Практическая значимость состоит в возможности внедрения такой модели для диагностирования дефектов функционального состояния позвоночника. Это позволит автоматизировать процесс получения заключения и визуального представления результатов обследования.

В ходе анализа предметной области обоснована актуальность автоматизации моделирования и диагностики позвоночника с использованием метода функциональных биомеханических проб [4]. Данный метод является эффективными в начальных и субклинических стадиях заболеваний позвоночника, а также позволяет снизить лучевую нагрузку на организм пациента.

В качестве среды реализации выбран пакет для создания трехмерной компьютерной графики Blender. В данном пакете смоделирован базовый элемент модели грудного отдела позвоночника – позвонок, смоделирован грудной отдел позвоночника человека из двенадцати позвонков, заданы связи между позвонками, их размеры [8].

Встроенный Blender/Python API позволил разработать прототип модели, в которой полностью реализованы функции построения и визуализации моделей реального и идеализированного грудного отдела позвоночника, а также интерфейс управления данными функциями.

Смоделированная модель грудного отдела позвоночника уже может использоваться как тренажер для врачей-травматологов, так как связи, размеры позвонков, их вес можно задавать и изменять в соответствии с требованиями пользователя.

В дальнейшем планируется смоделировать все позвонки позвоночника человека.

Одной из центральных проблем здравоохранения является проблема качества диагностики и доступности уникальных диагностических процедур. Компонентом, существенно влияющим на конечное качество лечебных технологий и услуг, является деятельность диагностических отделений. Среди методов диагностики особое место занимают инструментальные методы такие как: рентгенодиагностика, томография, функциональная диагностика и т.п. Рассмотрение инструментальных методов диагностики с различных точек зрения показало, что одним из наиболее перспективных методов является функциональная диагностика. Таким образом, разработка и внедрение визуальной модели позвоночника является актуальной и практически значимой задачей.

Разработка поддержана грантом РФФИ № 17-48-020074.

Библиографический список

1. Пат. 2271147 Российская Федерация, МПК⁵¹ А 61 В 5/11 Способ регистрации биомеханических свойств позвоночника и устройство для его реализации / Бакусов Л. М., Насыров Р. В., Минасов Т. Б.; заявитель(и) и патентообладатель(и) Л. М. Бакусов, Р. В. Насыров, Т. Б. Минасов – № 2004114960/14; заявл. 17.05.04; опубл. 10.03.06, Бюл. № 7. – 11 с.: ил.;
2. Пат. 2272563 Российская Федерация МПК⁵¹ А 61 В 5/103 Способ обследования опорно-двигательной системы в сагитальной плоскости с использованием топографической фотометрии / Цыкунов М. Б., Малахов О. А.,

Ерёмушкин М. А., Федорова С. А.; заявитель(и) и патентообладатель(и) ГУН Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Н. Н. Приорова МЗ РФ – № 2004123951; заявл. 06.08.04; опубл. 27.03.06, Бюл. № 9. – 7 с.: ил.;

3. Пат. 2445919 Российская Федерация, МПК⁵¹ А 61 В 5/103 Способ оценки деформации позвоночника с использованием компьютерного комплекса «3D-сканер» / Цыкунов М. Б., Кулешов А. А., Андреев С. В., Ветрилэ М. С.; заявитель(и) и патентообладатель(и) Федеральное государственное учреждение Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Н. Н. Приорова Росмедтехнологий – № 2009144013; заявл. 30.11.09; опубл. 27.03.12, Бюл. №9 – 12 с.: ил.;

4. Бакусов Л. М., Насыров Р. В., Минасов Т. Б. Применение метода функциональных биомеханических проб для исследования состояния позвоночника человека // Мехатроника. М.: Новые технологии, 2001, №6. С. 17 – 23 с.;

5. Дубровский, В. И., Федорова, В. Н. Биомеханика / В. И. Дубровский, В. Н. Федорова. – М.: Владос-Пресс, 2008. – 672 с.: ил.;

6. Илясов, Л. В. Биомедицинская измерительная техника: Учеб. Пособие для вузов / Л. В. Илясов. – М.: Высш. Шк., 2007. – 342 с.: ил.;

7. Попов, Г. И., Самсонова, А. В. Биомеханика двигательной деятельности / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. – М.: Academia, 2014. – 320 с.: ил.;

8. Roop Singh, Sunil Kumar Srivastva, Chittode Sachudanandam, Vishnu Prasath, Rajesh Kumar Rohilla, Ramchander Siwach, Narender Kumar Magu. Morphometric Measurements of Cadaveric Thoracic Spine in Indian Population and Its Clinical Applications - Asian Spine Journal, Vol. 5, No. 1, pp 20~34, 2011;

УДК 53.087:581.451(58.02)

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ РАСТЕНИЙ ПО НАЛИЧИЮ ЗЕРКАЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩЕЙ В ОТРАЖЕННОМ СВЕТОВОМ ПОТОКЕ ОТ ИХ ЛИСТЬЕВ

М.В. Суханова, Л.А. Бондарева

Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева, г. Орёл

В статье обосновывается возможность введения в качестве интегрального критерия оценки функционального состояния растений величины зеркальной составляющей отраженного светового потока от их листьев.

Ключевые слова: *зеркальное отражение, листья растений, функциональное состояние*

ASSESSMENT OF FUNCTIONAL CONDITION OF THE PLANTS BY THE PRESENCE OF A MIRROR COMPONENT IN REFLECTED LIGHT FLOW OFF THEIR LEAVES

M.V. Sukhanova, L.A. Bondareva

Oryol State University named after I.S. Turgenev, Oryol

The article substantiates the possibility of introducing as an integral criterion for assessing the functional state of plants the magnitude of the mirror component of the reflected light flow off their leaves.

Keywords: *mirror reflection, plant leaves, functional state*

Поверхность листа любого растения – это цельная комплексная система, обладающая возможностями фотосинтеза, водно-солевого обмена, терморегулирования и др. Использование оптических методов позволяет оценить состояние растений по изменению отражательной способности их листьев. Проведенный всесторонний анализ показал, что в смешанном отраженном световом потоке, формируемом поверхностью листьев растений, можно выделить две составляющие: диффузную и зеркальную, каждая из которых в зависимости от свойств поверхности листьев будет иметь различное направление и будет нести определенную информацию о состоянии растения в целом [1].

Диффузная составляющая присутствует в случае наличия на поверхности листа растения различных видов шероховатостей и неровностей. По определению шероховатость поверхности – это совокупность неровностей, образующих микрорельеф поверхности. Наибольшая высота неровностей поверхности листьев, зафиксированная в процессе исследования, составляет порядка 130 мкм, а величина среднего шага неровностей изменяется в диапазоне от 137 до 976 мкм [2].

Наличие в отраженном потоке зеркальной составляющей говорит о состоянии «комфорта», которое характеризуется высоким тургором и блеском поверхности листа, отсутствием возрастных, механических и прочих повреждений и изменений, указывающих на дефицит микроэлементов питания (отмирание тканей листа, появление пятен, изменение окраски и т.п.). Состояние листовой поверхности в данном случае таково, что микронеровностей практически нет, а амплитуда имеющихся столь незначительна, что падающее излучение отражается направленно под углом, равным углу падающего светового потока.

Дефицит влагообеспеченности приводит к тому, что обводненность листьев несколько снижается, при этом первоначальные изменения касаются прежде всего тургора листа, то есть напряженное состояние оболочек живых клеток уменьшается, что приводит к появлению дополнительных шероховатостей на поверхности листовой пластины. Данное явление характерно для всех видов лиственных растений и неизменно наблюдается при недостатке полива растений. Причем процесс увядания листа, неизменно

связанный с образованием большего количества микронеровностей, начинается в тот момент, когда человеческий глаз еще не может различить происходящих внутри листа изменений, так как визуально заметное увядание листа проявится значительно позже.

Появление дополнительных шероховатостей приводит к обязательному уменьшению зеркальной составляющей отраженного светового потока, которое в свою очередь будет информировать о начале процесса увядания растения. Стоит отметить, что помимо перечисленных факторов, также влияние на зеркальную составляющую будет оказывать стадия вегетационного периода, так у молодых растений зеркальная составляющая всегда будет выше (до 15 %), чем у стареющих (от 0 до 5 %), что было зафиксировано при проведении экспериментальных исследований растений, произрастающих в Орловской области.

Из вышесказанного следует, что наличие зеркальной составляющей в смешанном отраженном световом потоке от листьев зеленых растений говорит о том, что оно находится в состоянии, которое не требует никакого внешнего вмешательства со стороны человека, то есть не требуется ни полив, ни подкормка, ни какие-либо иные формы ухода за растением, независимо от состояния, например, почвы, в которой оно произрастает.

Уменьшение зеркальной составляющей может быть связано не только с недостатком полива. На состояние клеток влияют различные заболевания, внешние повреждения, избыток или недостаток микроэлементов, пониженная или повышенная температура, стадия периода вегетации и другие факторы, однако наиболее значимым, безусловно, является количество содержания воды в клеточных структурах растений. Именно поэтому по зеркальной составляющей отраженного светового потока в первую очередь можно судить о достаточности влагообеспеченности растения.

Таким образом, наличие зеркальной составляющей отраженного светового потока может выступать в качестве критерия оценки функционального состояния растения, на основании которого можно осуществлять регулирование технологией возделывания различных растительных объектов с учетом их особенностей и потребностей с использованием объективной информации о растениях, получаемой в реальном времени.

Библиографический список

1. Knipling E.V.: Physical and physiological basis for the reflectance of visible and near-infrared radiation from vegetation – Remote Sensing of Environment, 1 (3): 155-159.
2. Бондарева, Л.А., Суханова, М.В. Исследование шероховатой поверхности листьев растений/ Л.А. Бондарева, М.В. Суханова // Фундаментальные проблемы техники и технологии. – №1. – 2014. – С. 144-151.

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К БЕСКОНТАКТНОЙ ОЦЕНКЕ ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МНОГОСПЕКТРАЛЬНЫХ ОПТИЧЕСКИХ СИСТЕМ

О.В. Мельник, М.Б. Никифоров, А.В. Савин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань.

В работе рассматриваются современные подходы к бесконтактной оценке психофизиологического состояния на основе использования многоспектральных оптических систем. Изложены уровни обработки информации в системах распознавания психомоторной активности и выявления и оценки физиологических сигналов, и рассмотрены существующие пути решения задач формирования и оценки физиологических и психоэмоциональных показателей человека.

Ключевые слова: многоспектральные оптические системы, психоэмоциональное состояние, физиологические параметры, психомоторика

MODERN APPROACHES TO THE CONTACTLESS EVALUATION OF PSYCHOPHYSIOLOGICAL STATUS OF A PERSON BASED ON USING MULTISPECTRAL OPTICAL SYSTEMS

O.V. Melnik, M.B. Nikiforov, A.V. Savin

The paper discusses modern approaches to the contactless assessment of the psychophysiological status based on the use of multispectral optical systems. The levels of information processing in the systems of recognition of psychomotor activity and the detection and evaluation of physiological signals are outlined, and the existing ways of solving problems of forming and evaluating human physiological and psycho-emotional indicators are considered.

Key words: multispectral optical systems, psycho-emotional status, physiological parameters, psychomotor activity

В настоящее время все более широкое распространение находит использование оптических сенсоров в системах наблюдения, в том числе в местах массового скопления людей. Это открывает возможность обработки больших объемов графической информации для выявления и оценки показателей, характеризующих физиологическое и психоэмоциональное состояние человека.

На сегодняшний день основными направлениями в области бесконтактной оценки психофизиологического состояния человека являются:

1. Оценка психомоторной активности человека или группы лиц (включая оценку характеристик крупной моторики, траекторий перемещения в пространстве, взаимодействия с другими людьми и т.д.).

2. *Регистрация физиологических сигналов* (пульса, дыхания и параметров мелкой моторики глаз и мимических мышц) для последующего формирования и оценки показателей физиологического и психоэмоционального состояния.

Психомоторика – один из информативных признаков психоэмоционального состояния человека, позволяющий осуществить анализ и прогноз его поведения. В работе [1] проводится обзор систем распознавания и анализа человеческой *психомоторной активности* на основе видеопотока. Авторы представляют процесс анализа человеческой активности в форме трехуровневой структуры, где низкий уровень соответствует основной технологии, которая используется для анализа видеопотока; средний уровень соответствует системам распознавания человеческой активности определенного типа; высокий уровень соответствует конкретным областям применения. Данные уровни представлены на рис. 1.



Рисунок 1 – Уровни обработки информации в системах распознавания человеческой активности

В то время как на этапах сегментации и извлечения и представления характеристик объекта могут быть использованы универсальные алгоритмы, пригодные для решения различных технических задач, последующая обработка информации на низком, среднем и высоком уровнях требует от разработчиков понимания физиологических механизмов и корректной формализации параметров психомоторной активности.

Основными задачами при *регистрации физиологических сигналов* для последующего формирования и оценки показателей физиологического и психоэмоционального состояния являются

- трекинг и идентификация человека и отдельных участков тела;
- выделение полезного физиологического сигнала;
- определение текущих значений физиологических и психоэмоциональных параметров;
- анализ и интерпретация полученных значений параметров.

Среди многоспектральных систем сбора и анализа физиологических и психоэмоциональных параметров человека на сегодняшний день разработаны системы мониторинга, определяющие состояние человека, занимающегося определенным видом деятельности (как правило, человека-оператора). Например, в работах [2, 3, 4] предлагаются методы определения усталости и сонливости водителей на основе многоспектральных систем для предотвращения дорожно-транспортных происшествий. В данных работах описываются методы определения лица человека на видеопотоке, а также определение положения глаз на лице. Также предлагается метод определения сонливости водителя на основе оценки расстояния между веками в полученном видеопотоке.

Наиболее универсальными и информативными для оценки психофизиологического состояния человека являются параметры сердечно-сосудистой и дыхательной систем [5]. В работах [6, 7] описываются системы и методы для измерения основных физиологических параметров человека. В работе [7] представлены методы мониторинга пульса за счет анализа температуры кожи с использованием тепловых снимков. Пульсирующий поток крови модулирует температуру кожи за счет теплообмена между сосудами и окружающими их тканями. Такая модуляция более выражена вблизи крупных кровеносных сосудов. В работе [6] авторы предлагают использовать вариабельность сердечного ритма (BCP) как основной принцип оценки состояния водителей. Здесь представлен метод измерения параметров сердечного ритма за счет независимого анализа векторов и анализа изменений красного, зеленого и синего каналов изображения в видеопотоке. В работах [8, 9] проводится анализ возможностей дистанционной неконтактной регистрации биопараметров человека-оператора (параметров сердечного ритма, дыхания, пупилограммы, окулограммы и т.д.), что позволяет реализовать мониторинг текущего функционального и психоэмоционального состояния в пассивном режиме.

Таким образом, современное развитие машинного зрения и компьютерной техники позволяет определять параметры моторной активности человека путем обработки видеоизображений и осуществлять анализ и прогноз его психофизиологического состояния и поведения. Также реализованы алгоритмы регистрации физиологических сигналов и биопараметров человека-оператора, основанные на обработке многоспектрального видеопотока. Перспективным представляется объединение возможностей двух рассмотренных направлений в рамках единой системы, способной измерять, оценивать и контролировать физиологические и психоэмоциональные характеристики человека в различных условиях.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-60114 мол_а_дк «Методы и автоматизированная система для контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности».

Библиографический список

1. Shian-Ru Ke, Hoang Le Uyen Thuc, Yong-Jin Lee, Jenq-Neng Hwang, Jang-Hee Yoo, Kyoung-Ho Choi A Review on Video-Based Human Activity Recognition, *Computers* - 2013, - №2, P. 88-131.
2. K. P. Yao, W. H. Lin, C. Y. Fang, J. M. Wang, S. L. Chang, S. W. Chen, "Real-time vision-based driver drowsiness/fatigue detection system", *Proc. IEEE 71st VTC-Spring*, pp. 1-5, 2010.
3. M. Betke, W. J. Mullally, "Preliminary Investigation of Real-Time Monitoring of a Driver in City Traffic", *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Vehicles*, pp. 563-568, October 2000.
4. W. Dong and X. Wu. Driver fatigue detection based on the distance of eyelid. *VLSI Design and Video Technology*, 2005. *Proceedings of 2005 IEEE International Workshop on*, pages 365- 368, May 2005.
5. Мельник О.В. Принципы контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности // Сборник трудов XII Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2016: в 2 т. Т.2. С. 254-256.
6. Z. Guo, Z. Jane, Z. Shen, "Physiological Parameter monitoring of drivers based on video data and independent vector analysis", *IEEE Int. Conf. on Acoustic Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pp. 4374-4378, 2014.
7. M. Garbey, N. Sun, A. Merla, I. Pavlidis, "Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery", *Biomedical Engineering IEEE Transactions on*, vol. 54, no. 8, pp. 1418-1426, Aug 2007.
8. Алюшин, М.В. и др. Оптические технологии для систем мониторинга текущего функционального состояния оперативного состава управления объектами атомной энергетики / М.В. Алюшин, А.В. Алюшин, В.М. Белопольский, Л.В. Колобашкина, В.Л. Ушаков //Глобальная ядерная безопасность. - 2013. - №6. - С. 69-77.
9. Алюшин М.В. и др. Лабораторная апробация высокопроизводительной системы многоканальной обработки видеосигнала для программно-аппаратных комплексов дистанционного мониторинга психоэмоционального состояния операторов управления опасными объектами / М.В. Алюшин, Л.В. Колобашкина, А.М. Алюшин, И.А. Морозов, М.Э. Аткина // Естественные и технические науки. – 2017. - №7. – С. 130 – 142.

МОДЕРНИЗАЦИЯ ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ

С.С. Тонких, М.М. Верхотуров

Забайкальский государственный университет, г. Чита

Предлагается модернизированное устройство суточного мониторинга ЭКГ. Для повышения комфортности пациента и обеспечения снятия устойчивых и надежных показателей предлагается новая компоновка.

Ключевые слова: Медицина, медицинское оборудование, диагностическое устройство.

HOLTER MONITORING UPGRADE

S. Tonkih, M. Verhoturov

Transbaikal state university, Chita city

Upgraded device of daily ECG monitoring is suggested. New layout is suggested for improved wearing comfort and constant reliable readout.

Key words: Medicine, medical equipment, diagnostic device.

Холтеровское мониторирование, или длительная регистрация ЭКГ — метод электрофизиологической инструментальной диагностики, предложенный американским биофизиком Норманом Холтером.

Исследование представляет собой непрерывную регистрацию электрокардиограммы в течение 24 часов и более. Запись ЭКГ осуществляется при помощи специального портативного аппарата — рекордера (регистратора), который пациент носит с собой (на ремне через плечо или на поясе). Запись ведется по 2, 3 или более каналам (до 12 каналов). До сих пор наиболее распространены именно 2- и 3-канальные регистраторы. В ряде случаев имеется возможность при трехканальной записи получить математически восстановленную ЭКГ 12 каналов, что может быть полезно в топической диагностике экстрасистол.

Исследование сердечно-сосудистой системы с помощью суточного мониторинга применяют в следующих случаях:

- изучение стенокардии;
- наличие перенесенного инфаркта миокарда в безболевогой форме;
- диагностика гипертонии;
- изучение пороков сердца;
- диагностика перед плановым хирургическим вмешательством;
- контроль эффективности проводимого лечения и др.

12-канальное холтеровское мониторирование дает возможность не только анализировать работу сердца в отношении ритма, но и достоверно выявить возможную ишемию в различных отделах сердца в любой момент жизни: при нагрузке, стрессе, после приема лекарств и во время сна.

Метод существенно увеличивает возможности врача в диагностики лечения и контроля заболевания ССС:

- высокая точность и достоверность показаний;
- возможность просмотреть не однократно одно и то же аритмическое событие;
- возможность соотношения ощущений пациента с показаниями ЭКГ.

Однако в методе холтеровского мониторирования есть недостатки. К основным из них можно отнести:

- ограниченное число отведений;
- зависимость ЭКГ от положения тела;
- невозможность фиксировать редко возникающие события;
- неудобство для пациента в силу скованности движений и наличие проводной системы;

Для исключения некоторых недостатков устройства холтеровского мониторирования, нами предложена новая компоновка, когда все элементы (провода, холтер-монитор, электроды) находятся внутри специального жилета.

Регистрируемые показатели остаются прежними (ЭКГ и АД).

Общий вид жилета представлен на рис.1:



Рисунок 1 – КЖ-кардиологический жилет

Жилет представляет предмет одежды с внутренним каркасом. Для удобства ношения используются регулируемые ремни и застёжки-“липучки”, позволяющие подстроить жилет под любую фигуру.

Электронная составляющая измерительного комплекса в виде кардиожилета состоит из: материнской платы, карты памяти microSD, аккумуляторов 18650, датчиков артериального давления и пульса. Для снятия показаний пациенту одевается фитнес-браслет с тонометром, который сможет показать артериальное давление, пульс и зафиксировать данные в реальном времени, а также сможет предупредить пациента о повышении или понижении давления. Регистрируемые показатели через модуль BlueTooth будут записываться в память устройства.

Основой рабочей среды является микроконтроллер ATMEGA 16 и

материнская плата Arduino, позволяющие вносить изменения в измерительный комплекс, например, путем включения дополнительных устройств; например, подключение оксиметра позволит измерить насыщение крови кислородом и выявить проблемы метаболизма; так же возможно подключение и других устройств.

Предлагаемый измерительный комплекс в виде кардио-жилета позволит модернизировать устройство холтеровского мониторирования и прежде всего повысить комфортность пациента, а также обеспечит снятие устойчивых и надежных показаний.

Библиографический список

1. <http://okardio.com/diagnostika/holterovskoe-monitorirovanie-200.html>
2. <http://heart-master.com/clinic/diagnostic/hmecg/>
3. https://www.gnicpm.ru/sutochnoe_monitorirovanie

УДК 620.92

АЛЬТЕРНАТИВНОЕ ТОПЛИВО ДЛЯ АВТОМОБИЛЕЙ

М.С. Лобанова, Т.П. Шуварилова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассмотрены альтернативные топливные источники для автомобильного транспорта их преимущества и перспективы. Учитывается актуальность проблемы их экологичности.

Ключевые слова: Альтернативные источники энергии, аккумуляторы, электроэнергия, экологичность альтернативного топлива, электромобили.

ALTERNATIVE FUEL FOR CARS

M. S. Lobanova, T.P. Shuvarikova

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

Alternative fuel sources for road transport and their advantages and prospects are considered. The urgency of the problem of their environmental friendliness is taken into account.

Keywords: Alternative energy sources, batteries, electricity, environmental friendliness of alternative fuels, electric vehicles.

Сегодня основным источником топливной энергии на планете является нефть, и пока она не имеет реальной альтернативы. Сейчас за один день нефти сжигается столько, сколько природа с помощью солнечной энергии способна выработать за тысячу лет. Статистика добычи нефти составляет примерно 4,4 млрд. тонн в год – 32,9% всех потребляемых энергоресурсов. [1]

Продукты перегонки нефти идеально подходят для использования в качестве автомобильного топлива: они легко воспламеняются, выделяют огромное количество энергии, процесс их горения легко контролировать. [3] При сжигании их в качестве топлива выделяется большое количество углекислого газа, оксида азота и окислов серы. Повышение их содержания в атмосфере ведет к изменению климата, «кислотным дождям» и «парниковому эффекту». Уменьшение кислорода в воде и увеличение углекислого газа в атмосфере – это основные «симптомы болезни» биосферы. Не приняв необходимых действий, это может привести к вредным в первую очередь для человека, последствиям. [2] Освоение и использование альтернативных видов топлива для экологической безопасности является одной из наиболее перспективных разработок современности. [3]

Предложенная в конце 19 начале 20 века, идея приводить транспортное средство в движение электричеством получила в настоящее время новый виток развития. Практическое внедрение может иметь ряд достоинств — не нужно традиционного топлива, снижается загрязняемость атмосферы, отсутствует опасность возгорания легко воспламеняющихся жидкостей, стоимость эксплуатации машины снижается до минимально возможных сумм. Единственный недостаток заключается в необходимости вырабатывать электрическую энергию. [3]

Электроэнергию, как энергоноситель для автомобиля получают или в топливных элементах в процессе реакции водорода и кислорода, или из аккумуляторных батарей.

Топливный элемент - это электрохимическое устройство, которое позволяет преобразовывать выделяющуюся при химической реакции взаимодействия водорода и кислорода энергии в электричество. В результате этого процесса образуется вода и выделяется большое количество тепла. Топливный элемент очень похож на аккумулятор, который можно зарядить и затем использовать накопленную электрическую энергию. Эти устройства являются химическими источниками тока непрерывного действия. В качестве основного компонента для реакции служит водород.

Имеются несколько типов топливных элементов, различающихся используемыми химическими процессами. Топливные элементы обычно классифицируются по типу используемого в них электролита.

Щелочной топливный элемент - это один из самых первых разработанных элементов. Такие топливные элементы очень восприимчивы к загрязнению и поэтому они требуют очень чистого водорода и кислорода. Кроме того, они очень дороги, и поэтому этот тип топливного элемента, скорее всего, не может быть широко реализован на автомобилях.

Топливные элементы на основе фосфорной кислоты могут найти применение в стационарных установках невысокой мощности. Они работают при довольно высокой температуре и поэтому требуют длительного времени

для своего прогрева, что также делает их малоэффективным для использования в автомобилях.

Одна из наиболее доступных систем - протонно-обменный мембранный топливный элемент – ПОМТЭ. В настоящий момент этот тип топливного элемента является наиболее перспективным, поскольку он может приводить в движение автомобили, автобусы и другие транспортные средства [4]

Преимущества всех топливных элементов — высокий КПД, экологичность (на выхлопе автомобиля – только водяной пар), полное отсутствие окиси углерода и оксида серы. Выработка продукта для сырьевой базы так же является экологически чистой процедурой. Но пока топливные элементы дорогие: автомобиль, имеющий на борту бак для водорода и топливные элементы, стоит более чем на порядок дороже, чем автомобиль с двигателем внутреннего сгорания.

Аккумуляторные батареи электрокара - этот элемент в традиционном понимании является топливным баком для автомобиля.

Свинцовые аккумуляторы являются вторичными химическими источниками тока, которые могут использоваться многократно. Активные материалы, израсходованные в процессе разряда, восстанавливаются при последующем заряде. Химический источник тока представляет собой совокупность реагентов (окислителя и восстановителя) и электролита. Восстановитель (отрицательный электрод) электрохимической системы в процессе токообразующей реакции отдает электроны и окисляется, а окислитель (положительный электрод) восстанавливается. Электролитом, как правило, является жидкое химическое соединение, обладающее хорошей ионной и малой электронной проводимостью. В свинцовом аккумуляторе в токообразующих процессах участвуют двуокись свинца (диоксид свинца) PbO_2 (окислитель) положительного электрода, губчатый свинец Pb (восстановитель) отрицательного электрода и электролит (водный раствор серной кислоты H_2SO_4). [5]

В современном производстве электромобилей, чаще всего используют литий-ионные батареи. При подаче на электроды зарядного напряжения ионы лития мигрируют из литийсодержащего катода в угольный анод, окисляя его, а при подключении нагрузки – в обратном направлении. При разряде восстановление отрицательного электрода происходит не полностью, продукты окисления накапливаются, и аккумулятор постепенно теряет емкость. Ее 30%-ная потеря считается концом жизненного цикла батареи, продолжительность которого составляет от 2 до 5 лет (или 500–1000 циклов, в зависимости от условий эксплуатации). [6] Литий-ионные аккумуляторы являются наиболее дорогими из доступных сегодня на рынке.

В заключении можно сказать, что электроэнергия кардинально решает проблему токсичности отработавших газов, но производство электромобилей очень дорого, и в настоящее время они пока не могут обеспечить достаточного количества автомобильной техники. Вместе с тем, работы по созданию

гибридных автомобилей, работающих с использованием электричества, приобретают все большее распространение. Сегодня существуют несколько принципиальных схем работы гибридных установок. В одной из них двигатель внутреннего сгорания работает лишь на зарядку батарей, а колеса приводит в движение электромотор. Возможно при широкой реализации это станет самым удачным вариантом.

В настоящее время в России ведутся работы по созданию моделей автомобилей, работающих на альтернативной, в том числе электрической энергии. Использование таких автомобилей для начала в мегаполисах, курортных и заповедных местах страны, может послужить первыми шагами к улучшению экологического климата.

Библиографический список

- 1.vawilon Статистика Добычи Нефти. <http://vawilon.ru/statistika-dobychi-nefti/> 24. 03.2018
- 2.ecology-of . Около нефтяные проблемы с экологией. <http://ecology-of.ru/eko-razdel/okolo-neftyanye-problemy-s-ekologiej>. 24.03.2018
- 3.365cars . ОБОЙДЁМСЯ БЕЗ НЕФТИ: АЛЬТЕРНАТИВНЫЕ ВИДЫ ТОПЛИВА Источник: <http://365cars.ru/istoriya/alternativnyie-vidyi-topliva.html> 24
- 4.revolution.allbest Топливные элементы в электромобилях https://revolution.allbest.ru/physics/00267146_0.html
- 5.principact Свинцовые аккумуляторы <http://principact.ru/content/view/144/29/1/2>
- 6.https://itc.ua/articles/srok_zhizni_litij-ionnyh_batarej_53611/ О жизни и здоровье литий-ионных батарей

УДК 616-71

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА

Р.Р. Фролова

Научный руководитель – Т.В.Мирина, канд. техн. наук, доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье даётся общее определение систем контроля состояния оператора и предложена структурная схема возможной реализации прибора. Предлагаемое устройство может быть полезно для операторов, водителей и других рабочих, деятельность которых не связана с умственной и физической активностью.

Ключевые слова: кожно-гальваническая реакция, частота сердечных сокращений, фотоплетизмография, контроль состояния оператора.

SYSTEM FOR MONITORING THE STATE OF THE OPERATOR

R.R. Frolova

Scientific adviser – T.V.Mirina, candidate of technical sciences, associate professor
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In this paper, author presents her own general definition of the device for monitoring the state of the operator and presents a structural diagram of the possible implementation of the device. The proposed device can be useful for operators, drivers and other workers whose activities are not related to mental and physical activity.

Keywords: galvanic skin reaction, heart rate, photoplethysmography, device for monitoring the state of the operator.

Система контроля состояния оператора предназначены для предотвращения возникновения чрезвычайных ситуаций. Их работа основывается на измерении биосигналов (измерение сердечной, электродермальной активности, измерение активности головного мозга (ЭЭГ)) [1], отслеживание движения глаз и головы, данные показатели регистрируются с помощью различных датчиков. На основании информации, получаемой с датчиков, устройство оценивает психологическое и физиологическое состояние. Данное устройство может быть полезно для операторов, водителей и других рабочих, деятельность которых не связана с умственной и физической активностью в связи с чем возможно возникновение состояния монотонии и как следствие засыпания.

Работа предлагаемого устройства основывается на одновременном измерение КГР, ЧСС и отслеживания положения головы, что позволит более точно оценивать состояние оператора [2].

Для реализации такого устройства, была разработана следующая структурная схема (Рис.1):

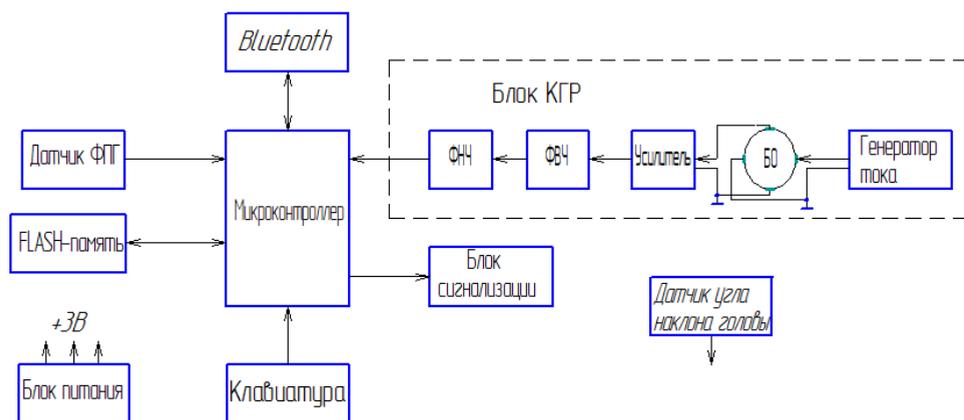


Рисунок 1 – Структурная схема системы контроля состояния оператора

Устройство выполняется в виде браслета, в корпусе которого будут находиться блок измерения кожно-гальванической реакции и датчики ФПГ (предназначенный для измерения ЧСС); блок сигнализации, содержащий светодиод, вибромотор и динамик; клавиатура, состоящая из двух кнопок и расположенная на корпусе устройства; внешний блок памяти (представленный в виде Flash карты). Блок питания - обеспечивает работу устройства. Также к устройству, с помощью модуля Bluetooth, подключен датчик угла наклона, расположенный на голове оператора с помощью ремешка.

Измерение КГР производится согласно методу Фере, который заключается в использовании внешнего источника высокочастотного тока с последующей регистрацией электропроводимости кожи. Величина электропроводимости зависит от секреторной активности потовых желез, данный показатель может регистрироваться с любого участка тела, но обычно, электроды располагают на ладонях, тыльной стороне кисти (подобный выбор места расположения электродов связан с наличием большого количества потовых желез на этом участке тела и удобством измерений). По результатам КГР определяют психофизиологическое состояние человека.

Для получения сигнала КГР производится воздействие током высокой частоты (использование подобного сигнала воздействия позволяет получить более информативное отображение кожно-гальванической реакции) от генератора тока.

Сигнал, снимаемый с БО, поступает на усилитель, далее в схему фильтрации, предназначенную для выделения полезного сигнала в диапазоне от 0,1 Гц до 10 Гц, и поступают на вход МК содержащий встроенный АЦП.

Измерение частоты сердечных сокращений производится с помощью датчика фотоплетизмографии. Датчик ФПГ содержит излучатель и приемник отраженного излучения, расположенные в одной плоскости. Датчик передает цифровые данные на вход микроконтроллера с помощью интерфейса I2C.

Для отслеживания положения головы (как одного из показателей состояния оператора) используется датчик угла наклона головы, построенный на программном объединении показаний акселерометра и гироскопа, что позволит уменьшить погрешности измерений вызванные дрейфом нуля и ошибок интегрирования гироскопа, а также высокой чувствительностью акселерометра к внешним воздействиям. Датчик передает данные на МК с помощью Bluetooth модуля.

Сигналы КГР, ЧСС и датчика угла наклона головы поступают на микроконтроллер для обработки. В случае регистрации отклонений показателей от нормы микроконтроллер подает сигнал в блок звуковой и световой индикации.

Блок сигнализации, содержащий светодиод, вибромотор и динамик, предназначен для привлечения внимания оператора и предотвращения перехода оператора в состояние монотонии и последующего засыпания. Также

на корпусе устройства содержатся кнопка, предназначенная для выключения сигнализации.

В связи с индивидуальностью значений КГР и ЧСС, для каждого оператора записываются свои значения показателей с целью последующего сравнения с текущими измерениями и выявления критических показателей. Данная процедура будет производиться во время включения, предполагается снятие 10-15 замеров КГР и ЧСС, для последующего сравнения результатов.

Достоинством предлагаемого устройства контроля состояния оператора является непрерывное регистрирование нескольких параметров (ЧСС и КГР), положения головы, что позволит более точно оценивать психофизиологическое состояние оператора в режиме реального времени с целью предотвращения аварийных ситуаций. Блок памяти (Flash) необходим для записи текущих измерений с целью последующего контроля состояния оператора для выявления причины возникновения чрезвычайной ситуации и контроля работы.

Библиографический список

- 1.Связь характеристик КГР с индивидуально-типологическими свойствами личности [Электронный ресурс] - URL: <http://studopedia.org/3-162385.html> (дата обращения 08.10.2018)
2. В.Г. Гусев. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1. – Уфимский государственный авиационный университет. Уфа. 2001-227 с.
3. В.В. Дементенко, Л.В. Карагодин, А.Г. Марков, В.М. Шахнарович. Телеметрическая система контроля бодрствования машиниста локомотива // Патент РФ №2376159; бюллетень В60К28/06; публикация патента 20.12.2009.

УДК 615.47

ОСОБЕННОСТИ ВЫБОРА АКСЕЛЕРОМЕТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ФЕТАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ

Т.С.Токарчук, Ю.О.Боброва

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» имени

В. И. Ульянова, г. Санкт-Петербург

В работе рассмотрены преимущества применения пассивного метода мониторинга фетальной активности перед активными. Приведены основные критерии выбора пассивным датчиков для заявленных целей. Представлен сравнительный анализ двух типов акселерометрических датчиков.

Ключевые слова: *длительный мониторинг, фетальная активность, акселерометры, состояние плода*

FEATURES OF THE ACCELEROMETRIC SYSTEM FOR FETAL ACTIVITY MONITORING

Tokarchuk T.S, Bobrova Yu.O.

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"
St. Petersburg, Russia

The advantages of passive and active methods of fetal activity monitoring are considered. The main criteria for the passive sensors are given. A comparative analysis of accelerometer sensors is presented.

Keywords: long-term monitoring, fetal activity, accelerometers, fetal state

Биофизические условия и функциональное развитие плода могут быть отражены в изменениях его движений. Кроме того, поскольку они создаются спонтанно центральной нервной системой, движение плода считается одним из основных выражений ранней нервной деятельности. Следовательно, одна из наиболее важных и сложных проблем в современном акушерстве может быть решена путем мониторинга движений плода [1].

В современной клинической медицине существует ряд методик контроля подвижности плода, которые включают в себя методы самоконтроля, а также методы с применением активных и пассивных технических средств регистрации. Активные средства анализа фетальной подвижности плода реализованы в системе регистрации кардиотокографии (КТГ) которая сочетает в себе совокупность методов, основанных на применении ультразвуковых датчиков, регистрирующих частоту сердечных сокращений плода и тензометрических датчиков, оценивающие тонус матки [2]. Однако использование ультразвука рекомендуется только в течение ограниченного периода времени, в соответствии с принципом ALARA (as low as reasonably achievable), используя самую низкую акустическую мощность в течение кратчайшего времени, необходимого для получения адекватного результата

Пассивные методы обнаружения движения плода на основе акселерометров и акустических датчиков являются безопасными. Более того, параметры акселерометра необходимые для адекватного снятия актографического сигнала находятся в разумных пределах. К примеру, спектр полезной составляющей актографического сигнала лежит в диапазоне от 1 до 20Гц, в то время как, собственная частота современных акселерометров исчисляется единицами и десятками килогерц.

Выбор акселерометров производится по следующим основным критериям:

- Диапазон измерения
- Оси измерения
- Чувствительность
- Полоса пропускания
- Тип выходных данных

- Спектральная плотность шума

Передняя брюшная стенка достаточно тонкая, что позволяет регистрировать любой толчок между плодом и стенкой. Экспериментально проверено, что акселерометры с диапазоном измерения в $\pm 3g$, $\pm 4g$ справляются с поставленной задачей. Увеличение диапазона измерения влечет за собой уменьшение чувствительности, которая, в свою очередь, определяет уровень выходного сигнала за единицу ускорения свободного падения.

Акселерометр измеряет проекции ускорений на координатные оси X, Y и Z. Большинство микроэлектромеханических (МЭМ) акселерометров определяют 3 проекции на оси, однако, специализированные комплексные датчики положения могут измерять, как одну, так, две и три проекции.

Полоса пропускания не превышает механической собственной частоты и, как правило, регулируется выходными фильтрами. Разрешение показывает минимальную величину обнаруживаемого ускорения и может быть улучшено изменением полосы пропускания. Однако, используя аналоговые датчики, последним параметром качества является разрешение АЦП. Использование полосы пропускания с верхней границей выше 100Гц при регистрации актографического сигнала не рационально.

Широкое применение, в том числе и в медицине, нашли акселерометры компании Analog Devices. Для регистрации актографического сигнала в разных работах использовались датчики ускорения ADXL330 и ADXL345 [3]. Основные параметры акселерометров представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Сравнение характеристик акселерометров

	ADXL330	ADXL345
Выход датчика	Аналоговый	Цифровой
Диапазон ускорения, g	± 3	$\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 16$
Полоса пропускания, Гц	0.5-550 ось Z	0.05-1600
Чувствительность	300mV/g	256, 128, 64, 32 LSB/g
Оси измерения	3, X Y Z	3, X Y Z
Спектральная плотность шума	350 $\mu g/\sqrt{Hz}$	1.1 LSB

Основываясь на данных проведенного анализа, можно отметить, что явным преимуществом первичных преобразователей с использованием цифровых акселерометров является отсутствие необходимости во внешней фильтрации и оцифровывании. Что значительно увеличивает компактность сборки устройства, а впоследствии и размер одной измерительной единицы.

Библиографический список

1. Khlif M. S. H. et al. A passive DSP approach to fetal movement detection for monitoring fetal health //Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA), 2012 11th International Conference on. – IEEE, 2012. – С.

71-76.

2. Боброва Ю.О. Особенности применения метода пассивной регистрации фетальных движений // Энергосбережение и эффективность в технических системах Материалы V Международной научно-технической конференции студентов, молодых учёных и специалистов. 2018. С. 383-384.
3. Lai J. et al. Performance of a wearable acoustic system for fetal movement discrimination // PloS one. – 2018. – Т. 13. – №. 5. – С. e0195728.

УДК004.588

**КОМПЬЮТЕРНАЯ ПРОГРАММА «ИНТЕРАКТИВНАЯ ИГРА
«ПАРОВОЗИК» ДЛЯ РАЗВИТИЯ ФОНЕМАТИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ У
ДЕТЕЙ С НАРУШЕНИЕМ РЕЧИ**

С.А. Новиков¹, Е.В. Каплан²

¹Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

²Муниципальное бюджетное дошкольное образовательное учреждение «Детский сад № 69», г. Рязань

Работа посвящена разработке программного обеспечения для проведения логопедических занятий по развитию фонематических процессов у детей старшего дошкольного возраста с нарушением речи. Разработка предназначена для учителя-логопеда.

Ключевые слова: LabVIEW, фонематические нарушения, интерактивная игра

**COMPUTER PROGRAM «INTERACTIVE GAME «TRAIN» FOR THE
DEVELOPMENT OF PHONEMIC PROCESSES IN CHILDREN WITH
SPEECH DISORDERS**

S.A. Novikov¹, E.V. Kaplan²

¹Ryazan state radio engineering university, Ryazan

²Kindergarten № 69, Ryazan

The work is devoted to the development of software for conducting speech therapy classes on the development of phonemic processes in children of senior preschool age with speech disorders. The development is intended for a speech therapist.

Keywords: LabVIEW, phonemic violations, interactive game

Современный метод обучения детей грамоте является звуковым аналитико-синтетическим [1]. Это означает, что дети знакомятся сначала не с буквами, а со звуками родного языка. И действительно, без представления о количестве и порядке звуков в слове ребёнок не сможет правильно писать, а, назвав по порядку буквы, но, не умея соединить вместе соответствующие им звуки, малыш не овладеет чтением.

При обучении как письму, так и чтению, исходным процессом является

звуковой анализ устной речи, то есть мысленное расчленение слова на составляющие его элементы (звуки), установление их количества и последовательности. Полноценный синтез возможен только на основе анализа звуковой структуры слов.

Дети с проблемами в речевом развитии, у которых нарушено произношение фонем и их восприятие, тем более испытывают трудности звукового анализа и синтеза. Они могут быть выражены в разной степени: от смешения порядка отдельных звуков до полной неспособности определить количество, последовательность или позицию звуков в слове.

Для правильного овладения процессом письма необходимо, чтобы у ребенка были сформированы все фонематические функции:

- фонематическое восприятие;
- фонематический анализ (простые формы, сложные формы);
- фонематический синтез;
- фонематические представления.

Выше названные функции можно отнести к сложным умственным действиям, которые, согласно теории Гальперина, формируются поэтапно. Сначала осуществляется во внешнем плане, затем переводятся во внутренний план.

Логопедическая работа по формированию фонематического анализа и синтеза проводится с учётом сложности различных форм звукового анализа и синтеза.

Выделение звука из ряда звуков:

- выделение гласного звука из ряда звуков;
- выделение согласного звука из ряда звуков;
- выделение первого гласного звука в слове;
- выделение первого согласного звука в слове;
- выделение последнего согласного звука из слов;
- определение места гласного звука в слове;
- определение места согласного звука в слове.

Для повышения мотивации детей к занятиям разработана интерактивная игра «Паровозик». Игра заключается в определении места звука в слове. Игра реализована в виде программы для персонального компьютера. Для разработки программного обеспечения использована среда разработки LabVIEW [2].

Тест на распознавание звуков заключается в выборе одного из трех вариантов ответа, соответствующих положению звука в услышанном слове, в начале, в середине и в конце, соответственно. Для проведения теста программа проигрывает звук и отслеживает нажатие кнопок. Кроме того для повышения эффективности теста на экран выводится изображение, которое связано с воспроизводимым словом. В программе используются библиотеки среды LabVIEW предназначенные для работы с изображением и звуком [3].

Программа состоит из четырех блоков (рис.):

1. Блок инициализации.

2. Блок воспроизведения.
3. Блок ожидания и ввода.
4. Блок проверки.

Блок инициализации включает в себя, набор массивов, содержащих информацию о звуковых файлах, файлах изображений, сведения о положение звука в тестовом слове. Блок воспроизведения обеспечивает случайный выбор элемента из массивов, воспроизводит звуковой сигнал. Задачей блока ожидания и ввода является фиксация события нажатия на кнопку. Блок проверки анализирует правильность ответа, выполняет подсчет количества верных и не правильных ответов.

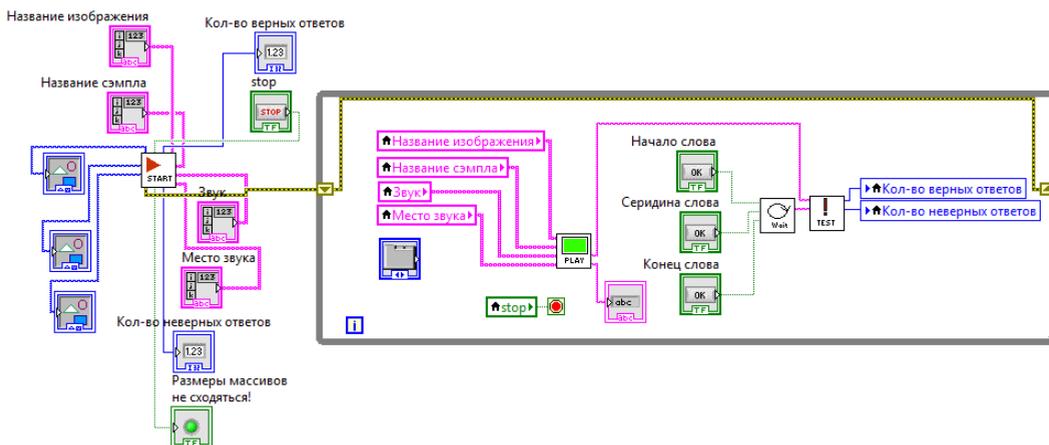


Рисунок 1 – Блок-диаграмма программы

Программа включает интерфейс пользователя, который представлен тремя вкладками: игра, результаты, настройка.

Разработанная программа для персонального компьютера Интерактивная игра «Паровозик» позволяет сделать процесс коррекции речевых нарушений увлекательным и интересным для ребенка и повысить уровень развития фонематических процессов у ребенка.

Библиографический список

1. Т. Ткаченко. Коррекция фонетических нарушений у детей. Подготовительный этап: пособие для логопеда. М.: Владос, 2018. – 112 с.
2. П. Блюм. LabVIEW: стиль программирования. – М.: ДМК-Пресс, 2016 г. – 400 с.
3. Н.А. Виноградова, Я.И. Листратов, Е.В. Свиридов. Разработка прикладного программного обеспечения в среде LabVIEW: Учебное пособие – М.: Издательство МЭИ, 2005. – 49 с.

ЭЛЕМЕНТЫ ТЕСТОВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Ю.Л. Гостева, А.А. Рязанцева, Р.Ю. Щегольков

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассмотрены особенности проведения психологических исследований и их роль в медико-биологической практике, методы субъективной оценки состояния. Представлена реализация методики «Шкала ситуативной тревожности». Рассмотрены результаты тестирования.

Ключевые слова: *Психологическая диагностика, теория функциональных систем П.К. Анохина, функциональное состояние, методы субъективной оценки состояния, шкала ситуативной тревожности*

THE ELEMENTS OF THE TEST COMPUTER SYSTEM FOR THE ASSESSMENT OF THE HUMAN CONDITION

Gosteva Y. L., Ryazantseva A. A., Schegolkov R. Y.

Ryazan state radio engineering University

The features of psychological research and their role in medical and biological practice, methods of subjective assessment of the state. The implementation of the method "scale of situational anxiety" is presented. The results of testing are considered.

Keywords: *Psychological diagnostics, theory of functional systems P. K. Anokhin, functional state, methods of subjective assessment of the state, the scale of situational anxiety*

Для проведения диагностических и профилактических исследований психологическая наука предлагает большой арсенал методов и средств. Так, психологическая диагностика является решающим фактором не только при диагностике заболеваний, но и при проектировании современных человеко-машинных систем, при создании техники, максимально приспособленной к человеческим характеристикам, при решении задач профессионального отбора и профессиональной ориентации, при разработке мероприятий по поддержанию высокой работоспособности операторов социотехнических систем. Решение перечисленных проблем необходимо в медико-биологической практике.

При проведении конкретных психологических исследований решаются задачи получения количественных показателей, характеризующих такие функции психической деятельности, как внимание, память, мышление, личностные характеристики, работа сенсорных систем, психомоторика. Так как объект исследования сложен, то нельзя определить однозначно оптимальное соответствие между набором методов и средств психологических

исследований и конкретными задачами психодиагностики. Отечественными учеными были проведены исследования. Они показали, что наилучшая аппаратная база получается, если ее проектирование основывается на системных принципах теории функциональных систем П.К. Анохина. Благодаря данной теории можно отнести методы и реализующие их аппаратные средства для исследования характеристик высшей нервной деятельности к классу психофизиологической медицинской техники.

Технические средства для психофизических исследований должны обеспечивать получение количественных показателей, характеризующих состояние слуховой, зрительной, тактильно-вибрационной, мышечной, вкусовой и обонятельной систем. Данные системы несут информацию о состоянии окружающего мира и обеспечивают возможность приспособления к меняющимся условиям жизни и деятельности человека.

Значительное число компьютерных тестов направлено на оценку функционального состояния человека. Под функциональным состоянием понимают интегральный комплекс тех функций и качеств человека, которые актуализируются в конкретный момент времени для решения стоящей перед ним задачи и отражают сложившиеся механизмы регуляции деятельности. Конкретные виды функционального состояния – состояние оптимальной работоспособности, утомления, стресса и др. В практике оценки функционального состояния используют разные классы диагностических методов: регистрация физиологических параметров функционирования различных систем организма, поведенческие пробы и психометрические тесты.

Методы субъективной оценки состояния – особый класс диагностических процедур. Оценка субъективных признаков состояния является необходимым элементом комплексной диагностики функционального состояния. В ней содержится информация о том, что переживает человек в конкретной ситуации, каково его отношение к ней. Методики субъективной оценки являются удобным средством для проведения предварительной характеристики функционального состояния у представителей той или иной профессиональной группы. С их помощью определяются наиболее типичные проявления дискомфорта и снижения работоспособности, сдвиги в мотивационном отношении к ситуации и эмоциональная окраска ее субъективного восприятия [1].

В психологической практике применяется большое число тестов для диагностики индивидуальных, личностных и социально-психологических особенностей человека [2]. Далеко не все параметры, оценка которых осуществляется с помощью психодиагностических методов, могут быть выражены в количественной форме. Большинство из них носят качественный характер, многое в оценках зависит от опытности и подготовленности психолога. В то же время некоторые свойства личности, такие как: объем памяти, концентрация внимания, время реакции – можно измерить с помощью технических средств в виде количественных параметров. В качестве

количественных параметров часто выступают интервалы времени выполнения задания, количество ошибочных решений за определенный промежуток времени, интенсивность выполнения задания. Иногда качественные показатели переводят в условно количественные оценки с помощью ранговых методик, основанных на психометрических шкалах. Широкие возможности для перехода на количественные оценки психологических свойств личности открывают методы, основанные на компьютерных вариантах тестовых систем психологического исследования.

Методика «Шкала ситуативной тревожности» довольно распространена в прикладных психологических исследованиях, что свидетельствует о ее высокой диагностической чувствительности и удобстве использования [3]. Тревожность – склонность индивида к переживанию тревоги, характеризующаяся низким порогом возникновения реакции тревоги. Ситуативная тревожность связана с конкретной внешней ситуацией. Наиболее известными и широко применяемыми методами диагностики ситуативной тревожности являются тесты Ч.Д. Спилбергера и Ю.Л. Ханина (рис.1), которые являются единственными с точки зрения дифференцированного измерения тревожности и как личностного свойства, и как состояния.

Авторами было проведено тестирование на основе использования программы редактирования таблиц Excel Microsoft Office. Обработка результатов тестирования показала, что восемь человек из десяти имеют умеренный уровень ситуативной тревожности, что соответствует оптимальному рабочему состоянию. Так как включенность в обучение требует от студента определенного эмоционального напряжения и готовности к возникновению затруднений, получению новых заданий и т.д.

У каждого человека свой желательный уровень тревожности. Тестовая компьютерная система оценки состояния человека является для него существенным компонентом самоконтроля и самовоспитания.

В	С	Д	Е	Ф	Г
ТЕСТ "ШКАЛА СИТУАТИВНОЙ ТРЕВОЖНОСТИ"					
<i>Инструкция.</i> Прочтите внимательно каждое из приведенных ниже утверждений и выберите наиболее подходящий ответ в зависимости от того, как вы себя чувствуете					
№	Утверждения		Ответ		
1	Я спокоен				
2	Мне ничто не угрожает				
3	Я нахожусь в напряжении				
4	Я испытываю сожаление				
5	Я чувствую себя свободно				
6	Я расстроен		▼		
7	Меня волнуют возможные неудачи		Вовсе нет		
8	Я чувствую себя отдохнувшим		Пожалуй, так		
9	Я встревожен		Верно		
10	Я испытываю чувство внутреннего удовлетворения		Совершенно верно		
11	Я уверен в себе				
12	Я нервничаю				
13	Я не нахожу себе места				
14	Я взвинчен				
15	Я не чувствую скованности, напряженности				
16	Я доволен				
17	Я озабочен				
18	Я слишком возбужден				
19	Мне радостно				
20	Мне приятно				
ИНДЕКС СИТУАТИВНОЙ ТРЕВОЖНОСТИ:			50		
ВЫСОКИЙ УРОВЕНЬ					

Рисунок 1 – Реализация методики «Шкала ситуативной тревожности» в Microsoft Excel

Библиографический список

1. Попечителей Е.П. Системный анализ медико-биологических исследований. – Саратов: Научная книга, 2009. – 368 с.
2. Практикум по общей, экспериментальной и прикладной психологии/ В.Д. Балин, В.К. Гайда, В.К. Гербачевский и др. Под общей ред. А.А. Крылова, С.А. Маничева. – Спб.: Питер, 2003. – 560 с.
3. Методика диагностики самооценки Ч.Д. Спилбергера, Ю.Л. Ханина (оценка ситуационной и личностной тревожности) [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://hr-portal.ru/tool/metodika-diagnostiki-samoocnki-chd-spilbergera-i-hanina-jctnka-situacionnoy-i-lichnostnoy>

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ ПЛОВЦА

С.А. Новиков

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань.

В данной работе представлен вариант системы для контроля дыхания пловца, основанный на анализе звукового давления внутри ротовой полости, при вдохе и выдохе. Измерение давления производится с микрофона и далее обрабатываются цифровыми методами и передаются по беспроводному каналу на конечное устройство.

Ключевые слова: *Спирография, пловец, контроль, дыхание, спорт, медицина.*

CONTROL SYSTEM PARAMETERS BREATHING SWIMMERS

S.A. Novikov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan.

This paper presents a variant of the system for controlling the swimmer's breathing, based on the analysis of the sound pressure inside the mouth during inhalation and exhalation. The pressure is measured from a microphone and then processed digitally and transmitted wirelessly to the end device.

Key words: *Spirography, swimmer, control, breathing, sport, medicine.*

Контроль за дыханием спортсмена является одной из важнейших задач спортивной медицины и спорта высоких достижений. Как для контроля за здоровьем спортсмена, так и для контроля ритмичности, и равномерности вдоха и выдоха. Наиболее остро эта проблема стоит в спортивном плавании, поэтому, разрабатываемое устройство, будет нацелено именно на это направление спорта.

Система, предлагаемая в данной работе направлена на слежение за «правильностью» дыхания спортсмена, а именно ритмичностью и равномерностью вдоха и выдоха.

В данное время, на рынке представлены анализаторы в виде масок, которые создают неудобства при тренировках в следствии своей неэргономичности. Другой проблемой современных анализаторов дыхания является то что данные записываются в устройстве и анализируются уже после проведения тренировки, что является неудобным и не эффективны с точки зрения эффективности тренировки.

Для того что бы решить эти проблемы предлагается разработать устройство, которое будет представлять ортодонтическую пластинку с датчиком давления, которая будет помещаться на нёбо спортсмена.

В качестве датчика предлагается использовать микрофон, который позволит измерить давление воздуха при выдохе и вдохе. Микрофон располагается на плате, которая в свою очередь, крепиться на пластину. Микрофон, являясь датчиком давления будет измерять давление воздуха в

ротовой полости. В случае, когда дыхание прерывается либо становится неравномерным, давление воздуха будет так же носить не равномерный характер достаточно точно отражающий равномерность дыхания.

При таком подходе к измерению дыхания возникает множество помех, связанных с движением языка, выделениями полости рта, и водой. Поэтому, основная задача данной работы сводиться к фильтрации данных и выделению кривой характеризующей дыхание пловца.

Структурная схема устройства будет включать в себя следующие функциональные узлы:

1. Источник питания
2. Микрофон
3. Микроконтроллер
4. Радиопередатчик

Структурная схема показана на рисунке 1.

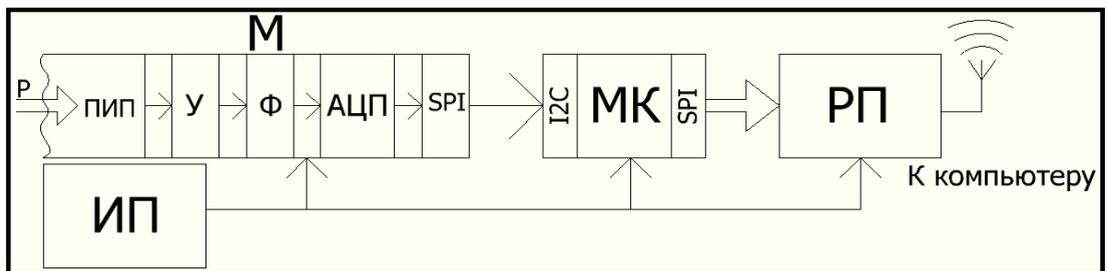


Рисунок 1 – Структурная схема устройства

Рассмотрим подробнее каждый из узлов.

1. Источник питания(ИП) представляет собой Li-ion элемент питания формата smd с выходным напряжением 3.3В.

2. Микрофон(М) должен отвечать нескольким требованиям:

1) Размер должен быть минимальным и микрофон должен быть типа smd;

2) Водонепроницаемость, так как микрофон помещается в полости рта, он будет подвергаться воздействию жидкостей.

3) Чувствительность, микрофон должен быть достаточно чувствительным что бы фиксировать мелкие колебания воздуха при выдохе и вдохе.

Первичный измерительный преобразователь встроен в корпус микрофона, данный с преобразователя усиливаются фильтруются и передаются на АЦП и далее на SPI для передачи на микроконтроллер. Усилитель(У), фильтр(Ф), АЦП и SPI, так же встроены в корпус микрофона.

3. Микроконтроллер(МК) должен иметь возможность работы с SPI и I2C для приема данных от микрофона и для обмена данными с радиопередатчиком. Данным требованиям удовлетворяют практически все современные микроконтроллеры.

4. Радиопередатчик(РП) должен так же быть водонепроницаемым и должен осуществлять передачу данных в радиусе более 50м.

Все устройство помещено в герметичный корпус, чтобы избежать попадания жидкости на схему и ее замыкания, за исключением микрофона.

Исходя из вышеприведенных требований выбранная элементная база будет такой: микрофон: MPL3115A2; микроконтроллер: STM32F407; радиопередатчик: CC1100.

Измерительные данные будут обрабатываться в микроконтроллере с применением цифровых методов и алгоритмов адаптивной фильтрации и искусственных нейронных сетей и далее передаваться на компьютер тренера для наблюдения за дыханием.

После обработки данных на выходе будет получен сигнал, по форме которого можно будет судить о том на сколько правильно дышит спортсмен во время тренировки.

УДК 681.3

К ВОПРОСУ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АППАРАТА НЕЙРОСЕТЕЙ ДЛЯ ОЦЕНКИ ДАННЫХ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Д.А. Сикорский, В.Ю. Вишневецкий

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, г. Таганрог

Невероятная популярность искусственных нейронных сетей связана с возможностью их применения практически во всех сферах. В экологии они отлично подходят для анализа данных мониторинга.

Ключевые слова: искусственные нейронные сети, математическое моделирование, экологический мониторинг, прогнозирование

TO THE QUESTION OF THE USE OF NEURAL NETWORK APPARATUS FOR THE ESTIMATION OF DATA ENVIRONMENTAL MONITORING

D.A. Sikorsky, V.Yu. Vishnevetsky

South Federal University, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Taganrog

The incredible popularity of artificial neural networks is associated with the possibility of their use in almost all areas. In ecology, they are excellent for analyzing monitoring data.

Keywords: artificial neural networks, mathematical modeling, environmental monitoring, forecasting

Искусственные нейронные сети - это математические модели, которые первоначально были разработаны для подражания функционированию

человеческого мозга. Теперь они также используются в качестве мощного инструмента обработки информации. Они учатся на собственном опыте таким образом, как ни один обычный компьютер не может, и они могут быстро решать вычислительные задачи [2].

Экологические данные обычно весьма объемные, нелинейные и сложные, при этом с повышенным количеством помех, избыточности данных, внутренних и внешних отношений [1]. По этой причине в последнее десятилетие ИНС стали часто используемым инструментом для экологического моделирования в различных задачах [2]. Одна из их наиболее важных характеристик - их способность разрешать нелинейные отношения данных и делать прогнозы и экстраполяции без заранее определенной математической модели [3]. Они имеют возможность идентифицировать сложные шаблоны в данных, которые не могут быть распознаны людьми обычными методами [4].

В последнее время искусственные нейронные сети (ИНС) привлекают все больше внимания среди создателей экологических моделей. Пожалуй, основной причиной является их способность обнаруживать закономерности в данных через нелинейные отношения. Это даёт им невероятную способность предсказывать, в отличие от большинства методов, регулярно используемых в экологии [1]. Обзор литературы показал, что применение ИНС в экологии включает в себя широкий спектр областей, таких как пространственная экология, моделирование среды обитания, экология окружающей среды, рыболовство, экология в агрономии и другие.

Способность ИНС идентифицировать закономерности в данных, которые не могут быть непосредственно распознаны людьми и обычными методами, делает их подходящими для пространственной экологии [4]. Основная цель этих исследований - создание прогнозируемых карт распределения с помощью географических информационных систем (ГИС). Для получения данных для моделей используются разные методы: например, методы дистанционного зондирования, такие как спутниковая визуализация, инструменты ГИС, полевые измерения или комбинация различных методов.

Возможно, одним из наиболее распространенных применений ИНС в экологических исследованиях, особенно в водных средах, является моделирование характеристик биотических и абиотических сред обитания для прогнозирования присутствия, большого количества популяций или даже изобилия определенного сообщества. В этом случае главная цель - не создавать карты, а моделировать и понимать факторы среды обитания, которые более актуальны для населения или сообществ.

Способность искусственных нейросетей отлично выявлять высоко нелинейные отношения [3] делает их пригодными для изучения экологии окружающей среды. Прогнозируемые переменные в этой области обычно не сами организмы, а связанные с ними экологические процессы, например, газовые потоки лесов или первичная продуктивность фитопланктона. Так, например, были смоделированы потоки воды и углерода в хвойных лесах

Северо-Западной Европы [3].

ИНС могут применяться ко всем типам экологических процессов и имеют преимущество в том, что они не имеют заранее определенного ограничения для решения, которое они найдут, в то время как другие методы эти ограничения имеют.

Наша цель – создание искусственной нейронной сети для оценки данных экологического мониторинга. В качестве переменных мы планируем использовать данные о движении воздушных масс, течений Таганрогского залива, температур воздуха и воды, данные экологического контроля окружающей среды (загрязнение почвы, водоема, количество простых водорослей, популяции рыб).

На примере экологической проблемы нашего населённого пункта, мы хотим попробовать смоделировать дальнейшее развитие популяций водорослей, комаров и пауков. А также спрогнозировать их влияние на другие популяции и окружающую среду в целом и возможно дальнейшей более точной и правильной корректировки этого влияния.

Библиографический список

1. Ланкин Ю.П., Иванова Н.С., Басканова Т.Ф. Основы теории моделирования разнообразия экосистем биосферы на основе фундаментальных свойств живых систем // Современные проблемы науки и образования. – 2012. – № 1; URL: <http://www.science-education.ru/101-5144>
2. Lek, S. & J.F. Guégan, 1999. Artificial neural networks as a tool in ecological modelling, an introduction.- Ecological modelling 120 (1999): 65-73.
3. Wijk, M.T., van, & W. Bouten, 1999. Water and carbon fluxes above European coniferous forest modelled with artificial neural networks.- Ecological Modelling 120 (1999): 181-197.
4. Bradshaw, C.J.A., Davis, L.S., Purvis, M., Zhou, Q. & G.L. Benwell, 2002. Using artificial neural networks to model the suitability of coastline for breeding by New Zealand fur seals (*Arctocephalus forsteri*).- Ecological modelling 148 (2002): 111-131.

УДК 574.5

К ВОПРОСУ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ ВОЗДЕЙСТВИЯ АВИАЦИОННОГО ШУМА НА ЧЕЛОВЕКА

Е.А. Заветный, В.Ю. Вишневецкий

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, г. Таганрог

В данной статье рассмотрена проблема воздействия авиационного шума на состояние здоровья людей, как проживающих вблизи аэропортов, так и обслуживающих и эксплуатирующих воздушные суда.

Ключевые слова: *Авиационный шум, шумовое воздействие, здоровье человека.*

TO THE QUESTION OF DEVELOPMENT OF THE SYSTEM FOR ESTIMATING THE IMPACT OF AVIATION NOISE ON HUMAN

E.A. Zavetnyi, V.Yu. Vishnevetsky

South Federal University, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Taganrog

This article addresses the problem of the impact of aviation noise on the health of people living both near airports and serving and operating aircraft.

Key words: Aviation noise, noise exposure, human health.

В настоящее время, гражданская авиация – лидер по быстрой и безопасной перевозке населения и грузов. С каждым годом, происходит значительный рост авиационного парка, увеличивается интенсивность полетов, что в свою очередь приводит к большой нагрузке на здоровье и общее состояние населения, проживающего вблизи аэропортов. Одной из основных проблем в гражданской авиации является авиационный шум.

Согласно ГОСТ 26120-84 «Акустика авиационная. Термины и определения», авиационный шум – шум, создаваемый летательным аппаратом и его элементами. К основным источникам авиационного шума относят: вентилятор авиационного двигателя, компрессор авиационного двигателя, турбину авиационного двигателя, внутренний шум авиационного двигателя, шум струи (сдвиговой и собственный), воздушный винт, несущий винт вертолета, реверсивное устройство тяги авиационного двигателя, вспомогательную силовую установку [1].

С ростом городов, большинство аэропортов оказались в достаточной близости от жилой застройки, офисных центров и т.д. Круглосуточная эксплуатация летательных средств вызывает неблагоприятную эколого-гигиеническую обстановку, в результате чего, суточная доза шума в этих районах примерно в 3 раза больше допустимой [2].

В соответствии с ГОСТ 22283-88 «Шум авиационный. Допустимые уровни шума на территории жилой застройки и методы его измерения», эквивалентные уровни звука в ночное время суток $L_{экс} = 55 \text{ дБ}$ и в дневное время суток $L_{экс} = 65 \text{ дБ}$, максимальные уровни звука в ночное время суток $L_{max} = 75 \text{ дБ}$ и в дневное время суток $L_{max} = 85 \text{ дБ}$. Но как показывает практика, на деле эквивалентные уровни шума, как в ночное, так и в дневное время могут колебаться от 78 до 80 дБ, доходя до максимальных уровней – от 92 до 108 дБ [3].

Как показывает статистика, около 1,5 млн. человек, проживающих вблизи аэропортов и аэродромов, подвержены воздействию авиационного шума повышенного уровня. В это число не входит персонал, который обслуживает и эксплуатирует воздушные суда день ото дня.

Человек способен воспринимать звуковые колебания в очень широких диапазонах изменения частоты, звукового давления и интенсивности. Как

известно, максимальная чувствительность слухового аппарата человека приходится на частоты от 1 до 3 кГц. Порог слышимости соответствуют значениям $P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$; $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$, порог болевого ощущения (порог, приводящий к физическому повреждению органов слуха) соответствуют значения $P_6 = 200 \text{ Па}$ и $I_6 = 10 \text{ Вт/м}^2$.

Как известно, организм человека в полной мере не способен адаптироваться к воздействию на него такого раздражителя, как шум. Основываясь на наблюдениях, человек, находясь в повышенном напряжении, как в нервном, так и физическом, становится более нервным, раздражительным, появляется усталость [4].

Было установлено, что каждый человек, из-за своих психофизиологических особенностей, ощущает воздействие авиационного шума по-разному. Как показали исследования, около 30% людей имеют повышенную чувствительность к данному раздражителю, 60% - нормальную чувствительность, а 10% нечувствительны. В итоге удалось определить, что на субъективное восприятие шума влияют такие показатели как: качество сна, уровень активности и количество стрессовых ситуаций в течении дня, степень нервного и физического перенапряжения [5].

Стоит отметить, что при длительном нахождении в зашумленной зоне, происходит медленное прогрессирующее снижение слуховой чувствительности. Так, многолетние наблюдения за состоянием здоровья персонала, обслуживающего современные летательные аппараты, показали, что у них высок риск развития нейросенсорной тугоухости и шумовой профессионально обусловленной патологии.

Так же, не только слуховая система организма при постоянном шумовом воздействии подвержена акустическому стрессу. Шумовое раздражение через волокна слуховых нервов передается в центральную и вегетативную нервную системы. Нарушения в нервной системе могут приводить к снижению памяти и работоспособности, а при уровнях шума свыше 60 дБ отмечают уменьшение скорости перенесения информации, объема кратковременной памяти, количественных и качественных характеристик умственной работоспособности, изменяется реакция на различные жизненные ситуации. Вегетативные реакции наблюдаются при уровнях шума выше 85 дБ в виде нарушения периферического кровообращения за счет сужения капилляров кожного покрова и слизистых оболочек, а также повышения артериального давления [6].

На основании изложенного можно сделать вывод о том, авиационный шум – специфический раздражитель, воздействующий не только на слуховой аппарат, но и на центральную и вегетативную нервную системы, уменьшающий работоспособность, усиливающий нервозность и раздражительность. Таким образом разработка системы оценки воздействия авиационного шума на организм человека является актуальной задачей и должна учитывать приведенную специфику.

Библиографический список

1. ГОСТ 26120-84 «Акустика авиационная. Термины и определения»
2. Цыплухина Ю.В., преподаватель, Манченко Е.В., доцент, к.х.н., «Воздействие авиационного шума на здоровье населения», ВУНЦ ВВС «Военно-воздушная академия им. профессора Н.Е. Жуковского и Ю.А. Гагарина», г. Воронеж, журнал «Современные технологии обеспечения гражданской обороны и ликвидации последствий чрезвычайных ситуаций», выпуск 1 (7), страницы 356-360.
3. ГОСТ 22283-88 «Шум авиационный. Допустимые уровни шума на территории жилой застройки и методы его измерения»
4. Солдатов С.К., Скуратовский Н.И., «Инженерно-технические аспекты эволюции средств защиты от авиационного шума», Интернет-журнал "Технологии техносферной безопасности" Выпуск № 6 (52), 2013 г.
5. Погоньшева И.А., Погоньшев Д.А., Крылова А.А., научная работа «Влияние шума на психофизиологические параметры и работоспособность организма человека»// Вестник НВГУ №1/2015.
6. Феоктистова О.Г., Наумова Т.В., Феоктистова Т.Г., «Исследование воздействия авиационного шума в окрестностях аэропорта «Елизово»// Научный вестник МГТУ ГА № 204, 2014.

УДК 616-71

МОНИТОРИНГ БИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ВО ВРЕМЯ АНЕСТЕЗИИ

И.Н. Логинова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье рассмотрена техническая возможность реализации мониторинга, визуализации и хранения данных о состоянии пациента во время нейрохирургической операции.

Ключевые слова: *нейрохирургия, операция, мозг, стимуляция, визуализация.*

MONITORING OF BIOLOGICAL PARAMETERS DURING ANESTHESIA

I.N. Loginova

Supervisor – Urazbakhtina Y.O., PhD in Technological Sciences, the associate professor

Ufa state aviation technical university, Ufa

This article describes the technical feasibility of the implementation of monitoring, visualization and storage of data on the patient's state during neurosurgical operation.

Keywords: *neurosurgery, surgery, brain, stimulation, visualization.*

Во время нейрохирургической операции хирургическая команда вводит пациента в состояние общего наркоза, которое контролируется с помощью комплексной медицинской техники. Процесс наблюдения, регистрации и визуализации этой информации называется мониторингом и является основой современной медицинской диагностики. Соответственно, различные биосигналы пациента регулярно обновляются и отслеживаются во время операции. Система, которая разрабатывается для синхронного сбора физиологической информации, должна строиться на этих существующих источниках данных, поскольку дополнительное и, следовательно, в значительной степени избыточное получение сигнала не будет оправдано из-за расходов на оборудование и персонал во время обычных вмешательств. Поскольку устройства отличаются друг от друга в отношении их вариантов экспорта данных, общий обзор всех доступных источников информации в первую очередь составлен на основе конкретного вида операции в нейрохирургии.

Анестезия во время операции выполняется либо через ингаляцию, либо через инфузионные насосы, как общая внутривенная анестезия. Оба случая требуют искусственной вентиляции легких. Мониторинг и контроль анестезии и вентиляции проводится анестезиологом. На рисунке 1 показан обзор взаимодействия различных компонентов в рамках анестезии на примере внутривенного наркоза. [1]

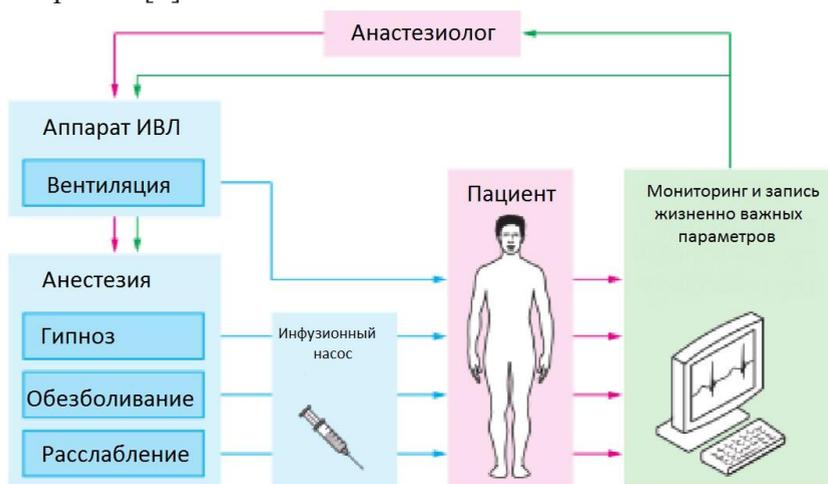


Рисунок 1 – Цикл проведения анестезии

Анестезиолог отвечает за правильную дозировку и состав анальгетиков. Он также устанавливает параметры для искусственной вентиляции легких пациента и контролирует его жизненно важные признаки, используя доступный медицинский мониторинг.

Вентиляцию и мониторинг параметров дыхания и, при необходимости, контроль над ингаляционной анестезией можно осуществить устройством

Primus (Dräger Medical AG, Любек, Германия). В дополнение к этому можно использовать систему, состоящую из нескольких инфузионных насосов Agilia (Fresenius SE & Co. KGaA, Bad Homburg vor der Höhe, Германия), что позволяет регулировать дозировку с помощью дисплея. Кроме того, для мониторинга жизненно важных параметров подходит монитор пациента MP70 от Philips. Выбор регистрируемых сигналов и тип методов измерения у данных приборов адаптированы к конкретному случаю пациента, типу вмешательства и требованиям хирургов. Монитор пациента и анестезиологический аппарат служат основой для обнаружения физиологических сигналов пациента. В дополнение к визуализации и записи другой важной задачей двух устройств является предоставление сигналов тревоги. Если критические значения отдельных жизненно важных параметров превышаются, анестезиолог будет предупрежден с помощью звукового и визуального сигнала.

Кроме того, для наблюдения за физиологическим состоянием нервных путей используется устройство электрической стимуляции. Операция проводится электрофизиологом, который контролирует нейронные сигналы с помощью различных методов стимуляции и измерения. Он также отвечает за стимуляцию поверхности коры. Другим методом является измерение вызванных потенциалов через электроды ЭЭГ во время стимуляции периферических нервов.

Интраоперационные данные хранятся и архивируются в виде письменного протокола, который выполняет анестезиолог во время операции. Текущие значения на мониторе пациента и параметры вентиляции легких, а также изменения в составе лекарственных или другие комментарии к операции отмечаются с интервалом в 5 минут. Поскольку протокол используется несколькими лицами из персонала клиники, правильное назначение пациенту гарантируется номером дела и идентификацией пациента. После завершения лечения страницы сканируются и хранятся в электронном архиве клиники. Из всех устройств, используемых во время работы, только измеренные значения монитора пациента регистрируются централизованно через сетевой интерфейс. Сохранение данных происходит с интервалом в 30 секунд на центральном сервере базы данных, который сохраняет эти данные в течение 72 часов, а затем удаляет. Для этого мониторы пациентов всех операционных комнат подключаются к сети базы данных через кабель Ethernet через интерфейс TCP/IP. Через веб-интерфейс в браузере измеренные значения можно просмотреть в сети клиники. С помощью этой системы экспорт наборов цифровых данных невозможен. Устройство электростимуляции также сохраняет записанные данные измерений в цифровом виде. Однако устройство работает изолированно, и его хранение происходит локально на подключенном компьютере. Они могут быть распечатаны и экспортированы после операции. Электронное хранение параметров и данных измерений аппарата ИВЛ и инфузионных насосов не ведется. [2]

Как показывает исследование исходной возможной клинической

ситуации, до сих пор не было найдено решение для цифрового интраоперационного получения физиологической информации высокого разрешения. Поэтому необходимо оценить возможности экспорта данных отдельных устройств. В рассмотренной системе приборов только монитор пациента и аппарат для анестезии имеют необходимые интерфейсы.

Библиографический список

1. Hillman, Elizabeth M. C. «Optical brain imaging in vivo: techniques and applications from animal to man». Journal of biomedical optics. - 2007. 257(5):2432–37.
2. De Georgia, Michael A., Farhad Kaffashi, Frank J. Jacono, und Kenneth A. Loparo. «Information technology in critical care: review of monitoring and data acquisition systems for patient care and research». TheScientificWorldJournal. -2015 :727694.

УДК 616-71

ОПТИЧЕСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ВО ВРЕМЯ НЕЙРОХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ

И.Н. Логинова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье рассмотрен метод визуализации данных о функциональных зонах головного мозга пациента во время нейрохирургической операции.

Ключевые слова: *нейрохирургия, операция, мозг, стимуляция, визуализация.*

INTRAOPERATIVE OPTICAL IMAGING IN NEUROSURGERY

I.N. Loginova

Supervisor – Urazbakhtina Y.O., PhD in Technological Sciences, the associate
professor

Ufa state aviation technical university, Ufa

This article describes the method of visualization of data on the functional areas of the patient's brain during neurosurgical operation.

Keywords: *neurosurgery, surgery, brain, stimulation, visualization.*

В современной нейрохирургии процесс визуализации медицинских данных является ценным инструментом для оказания помощи команде хирургов. Знание местоположения физиологических и патологических тканей имеет решающее значение для успешной операции. Положение и протяженность этих типов тканей можно определить с помощью методов

предварительной и послеоперационной визуализации. Стандартный метод, используемый для этой цели, - магнитно-резонансная томография (МРТ). Однако, поскольку положение мозга может измениться из-за вскрытия черепа пациента, эти данные недостаточны во время операции. Таким образом, интраоперационное определение функциональной ткани на коре головного мозга имеет большое значение, чтобы избежать повреждения физиологических областей мозга.

Рассмотрим подход, основанный на взаимосвязи между активностью нейронов и связанным с этим увеличением метаболизма тканей. Прямая кортикальная стимуляция используется для электрического воздействия на области коры головного мозга. В физиологической ткани это приводит к увеличению активности нейронов, что приводит к увеличению потребности в кислороде и в дальнейшем притоку крови в соответствующей области. С помощью камеры можно измерить изменение кровотока, что также связано с изменением светопоглощающих свойств. Из оценки этого внутреннего сигнала можно получить данные о состоянии здоровья ткани.

Техническая сложность этого минимально-инвазивного подхода низкая по сравнению с другими методами визуализации. Это обеспечивает очень высокое время и пространственное разрешение данных изображения. Другим преимуществом этой процедуры является простая интеграция с существующими хирургическими процедурами. Тем не менее, различия в типах тканей из-за сложных условий записи и предъявляют высокие требования к оценке. По мере развития процесса изучаются новые методы для улучшения идентификации типов тканей. [1]

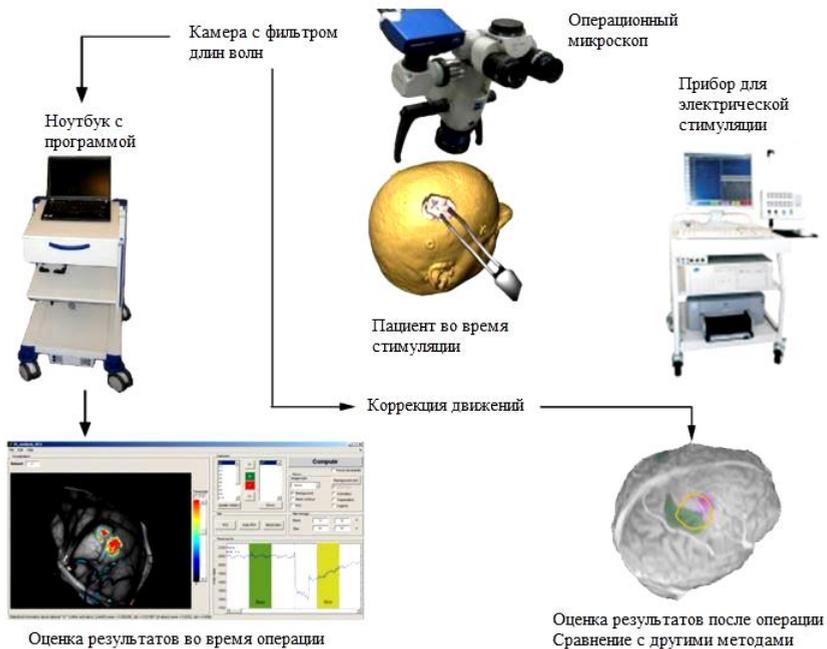


Рисунок 1 – Компоненты системы измерения

Большое преимущество данной системы измерения - низкие технические усилия и простая интеграция в оборудование, которое уже существует во многих операционных. Для записи CCD-камера (AciCam MRm Carl Zeiss MicroImaging, Германия) подключается к хирургическому микроскопу (OPMI Pico, Carl Zeiss Meditec, Германия) через разделитель луча (50/50 Carl Zeiss Meditec AG, Германия). На оптическом пути к камере расположен фильтр длин волн (фильтр полосовой интерференции, Edmund Optics, Германия) с центральной длиной волны $\lambda = 568$ нм и полушириной FWHM = 10 нм. Длина волны фильтра выбирается для измерения в изобесной точке спектра отражения гемоглобина. Для оценки камера подключается к компьютеру (Thinkpad T61, Lenovo, Германия) через интерфейс FireWire (IEEE-1394). Программное обеспечение используется для записи и отображения данных изображения. Кроме того, для прямой стимуляции коры можно использовать устройство для стимуляции (Bravo Endea-vor, Viasys, Германия). Для наиболее однородного освещения трепанированной области мозга, используется 180-кратный ксеноновый излучатель. [2]

В начале операции все устройства устанавливаются в операционной, соединяются друг с другом, проверяются на предмет их функциональности и стерильность медсестрой. Затем начинается операция. Прямая стимуляция коры головного мозга осуществляется двумя биполярными шаровыми электродами. Поскольку метод находится в экспериментальном состоянии, существуют различные протоколы стимуляции. Сила тока для стимуляции с переменным напряжением составляет $I = 2$ мА с временем стимуляции $t = 5$ с. Для каждого набора данных изображения записываются в фазе покоя в течение 30 секунд, затем 5 секунд стимуляции и 85 секунд отдыха после стимуляции. Данные записываются с использованием программного обеспечения, которое позволяет настраивать различные параметры камеры через графический интерфейс пользователя.

Метод интраоперационной оптической визуализации основан на записи получаемых во время операции изображений. Для дальнейших исследований станут возможными новые методы стимуляции и анализа. Также это потребует оценки биосигналов и параметров искусственной вентиляции легких пациента. Одной из трудностей является, в первую очередь, синхронизация сборных параметров с разных устройств записи, поэтому цель будущего развития должна состоять в создании единой системы записи данных.

Библиографический список

1. Sobottka, Stephan B., Tobias Meyer, und Matthias Kirsch. «Intraoperative optical imaging of intrinsic signals: a reliable method for visualizing stimulated functional brain areas during surgery» // Journal of Neurosurgery. - 2013. 119(4):853–63.

2. Oelschlägel, Martin, Tobias Meyer, Gabriele Schackert, und Stephan B. Sobottka. «Intraoperative Optical Imaging of Direct Electrical Cortical Stimulation – a Novel Approach for Assessment of Brain Tissue Functionality». – 2015.

УДК 616-7

АНАЛИЗ НАДЕЖНОСТИ СИСТЕМЫ КАРДИОСТИМУЛЯЦИИ

И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье рассмотрен анализ надежности кардиостимулятора с помощью расчета отказов компонентов системы.

Ключевые слова: анализ надежности, кардиостимулятор, дерево отказов, система, ошибка.

DEPENDABILITY ANALYSIS OF A PACEMAKER SYSTEM

I.N. Loginova, K.R. Shaymardanova

Supervisor – Urazbakhtina Y.O., PhD in Technological Sciences, the associate professor

Ufa state aviation technical university, Ufa

This article describes the analysis of the dependability of the pacemaker by calculating system component failures.

Index Terms: dependability analysis, pacemaker, fault tree, system, error.

Современные медицинские системы включают в себя аппаратное обеспечение, программное обеспечение и физические компоненты. Возрастающая сложность таких систем требует соответствующих абстрактных моделей как для проектирования, так и для анализа. Спецификация и проверка свойств надежности и безопасности являются сложными задачами системного анализа. Комплексные взаимодействия компонентов устройства приводят к появлению неисправностей и распространению ошибок. Проблемы, возникающие на системном уровне, неисправленные, например, во время интеграции данной системы, приводят к трудоемкой и дорогостоящей доработке. Таким образом, анализ надежности на ранних этапах разработки системы является важной, но сложной задачей.

Кардиостимулятор - это электронный медицинский прибор, предназначенный для электрического стимулирования сердечной мышцы. Устройство в терапевтической системе контроля заменяет или дополняет естественное возбуждение и передачу импульсов в сердце человека. Существует несколько типов кардиостимуляторов, которые классифицируют в зависимости от вида стимуляции. В этой работе будет рассмотрено частотно –

адаптивный однокамерный кардиостимулятор, так как именно этот тип является наиболее часто используемым на практике.

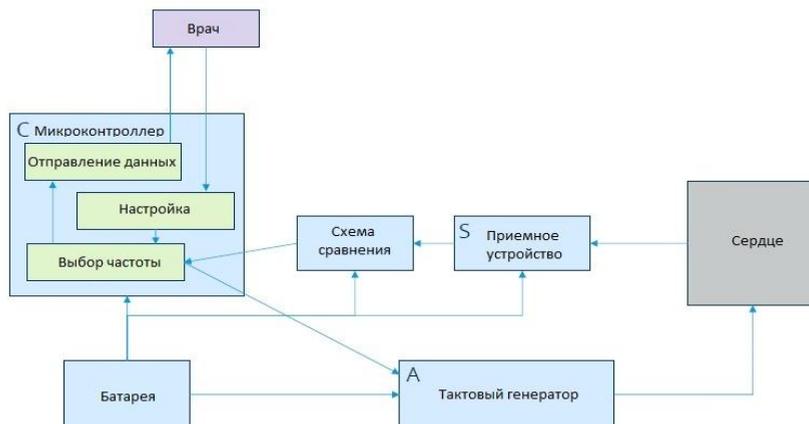


Рисунок 1 – Функциональная схема кардиостимулятора

Для того, чтобы проанализировать и оценить систему, спрогнозировать надежность, а также проверить альтернативы, использовался MTBF-Calculator в качестве программного пакета. С его помощью были рассчитаны MTBF (Mean Time Between Failures) – средняя наработка на отказ и FR (Failure Rate) – частота отказов. [1]

Таблица 1 – Значения MTBF – средней наработки на отказ и FR – частоты отказов

Компоненты	MTBF (в час)	Failure Rate (в час)
Микроконтроллер (Controller)	34856034.76	$2.87 * 10^{-8}$
Батарея (Power source)	20755.97	$4.81 * 10^{-5}$
Тактовый генератор (Pulse generator)	12594457.97	$7.94 * 10^{-8}$
Приемное устройство (Sensor)	276816.61	$3.61 * 10^{-6}$
АЦП (AD converter)	23898861.70	$4.18 * 10^{-8}$
Компаратор (Comparator)	961483246.61	$0.1 * 10^{-8}$

Полученные значения необходимы для анализа дерева отказов – это метод анализа отказов сложных систем, в котором нежелательные состояния или отказы системы анализируются с помощью методов булевой алгебры, объединяя последовательность нижестоящих событий (отказов низшего уровня), которые приводят к отказу всей системы. Анализ дерева отказов интенсивно используется в различных отраслях, чтобы понять, как система может выйти из строя, выявить способ уменьшения рисков или определения частоты системного отказа. [2]

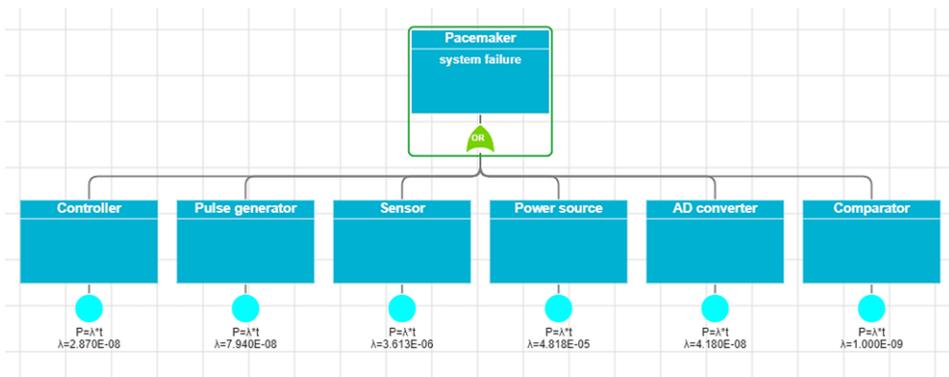


Рисунок 2 – Дерево ошибок

В этой работе в качестве программного пакета использовался «Анализатор дерева отказов от ALD Software».

Minimal Cutsets Report

Calculation : Worst case probability per mission. Flight time=20000h.
Result for Top Level : 9.66E-01. Number of MCS 6/6. Order of MCS: Min 1/ Max 1

#	CutSet prob.	Event prob.	Calc.parameters	Event Type	Event code
1	9.64E-01				
		9.64E-01	?=4.818E-05	Evident	Power source
2	7.23E-02				
		7.23E-02	?=3.613E-06	Evident	Sensor
3	1.59E-03				
		1.59E-03	?=7.940E-08	Evident	Pulse generator
4	8.36E-04				
		8.36E-04	?=4.180E-08	Evident	AD converter
5	5.74E-04				
		5.74E-04	?=2.870E-08	Evident	Controller
6	2.00E-05				
		2.00E-05	?=1.000E-09	Evident	Comparator

Рисунок 3 – Результат оценки системы

Результат оценки системы за 20000 часов работы устройства показал, что с вероятностью $9.64 \cdot 10^{-1}$ первой выйдет из строя батарея. Если добавить вторую батарею в устройство, обе батареи выйдут из строя с вероятностью $9.28 \cdot 10^{-1}$.

Результаты текущего исследования позволяют сделать вывод о том, что анализ надежности системы с использованием анализа дерева отказов позволяет определить вероятность выхода элемента или общей системы из

стройка. На основе таких анализов надежность всей системы может быть целенаправленно увеличена за счет значительного снижения относительной частоты ошибок отдельных частей системы с помощью компоновки элементов.

Библиографический список

1. ГОСТ 27.002-89. Надежность в технике: Сб. ГОСТов. - М.: ИПК Издательство стандартов, 2002.
2. Анализ дерева отказов. URL: <http://statistica.ru/knowledge-clusters/technical-sciences/analiz-dereva-otkazov/> (дата обращения: 10.10.2018)

УДК 159.942:612.741:612.821

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ДИНАМИКИ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ ЧЕЛОВЕКА

А.В. Андреев, К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова

Тверской государственной технической университет, г. Тверь

Рассмотрена биотехническая система для мониторинга динамики эмоциональных реакций человека. Биотехническая система включает в себя модули регистрации и анализа разнотипных биомедицинских сигналов (электроэнцефалограмм, электромиограмм и реоэнцефалограмм). Описана модель интерпретатора эмоциональных реакций, реализованная на основе мягких вычислений и методов нелинейной динамики.

Ключевые слова: эмоциональная реакция, эмоция, биотехническая система, биомедицинский сигнал, аттрактор.

THE BIOENGINEERING SYSTEM FOR MONITORING THE DYNAMICS OF HUMAN EMOTIONAL REACTIONS

A.V. Andreev, K.V. Sidorov, N.N. Filatova

Tver State Technical University

The following paper presents the bioengineering system for monitoring of dynamics of human emotional reactions. This bioengineering system consists of modules for registration and analysis of diverse biomedical signals (electroencephalograms, electromyograms and rheoencephalograms). This article includes description of the emotional reactions interpreter model build on soft computing and methods of nonlinear dynamics.

Keywords: emotional reaction, emotion, bioengineering system, biomedical signal, attractor.

В последние полтора-два десятилетия большое внимание уделяется вопросам изучения особенностей эмоционального интеллекта и способам использования этих сведений для повышения качества управления

техническими системами. Актуальность темы обусловлена как расширением возможностей компьютерных систем и робототехнических комплексов в области имитации интеллектуальных функций, так и необходимостью создания средств интерпретации невербальной информации, присутствующей в отдельных видах биомедицинских сигналов [1]. Решение этих задач во многом зависит от создания моделей и алгоритмов дешифровки латентной информации, инспирированной эмоциональными реакциями человека.

В настоящее время известны модели, описывающие динамику эмоциональных реакций (ActAffAct, CATHEXIS, ALMA, REACTIDM, EMA, EM-ONE, ACRES/WILL, THESPIAN, FLAME, ParleE, CBI, EMILE, MNL, MAMID, H-CogAff, Soar-Emote, WASABI, TABASCO, KARO, OCC, Affective Computing, модель Глазунова Ю.Т., модель Фоминых И.Б.-Леонтьева В.О. и др.), которые применяются для моделирования эмоций как в искусственных средах (компьютерные игры, анимация), так и в исследовательских целях (при разработке психофизиологических экспериментов) [2-4].

Формализованное описание динамики эмоциональной реакции человека в вышеприведенных моделях можно рассматривать только как гипотезу, так как количественные данные, необходимые для оценки адекватности моделей, их авторы в большинстве случаев затрудняются предоставить. Не хватает экспериментальных результатов, полученных путем регистрации объективных характеристик от испытуемых в процессе протекания эмоциональных реакций. Поэтому, на данный момент времени существует потребность в применении специализированных биотехнических систем для постановки экспериментов и формирования базы образцов биомедицинских сигналов, иллюстрирующих изменение динамики эмоций человека.

Системой, которую можно отнести к вышеприведенному, является биотехническая система «EEG/S» [5] и ее дальнейшая модификация «EEG/EMG/REG» (рис. 1). Данная биотехническая система позволяет создавать базы биомедицинских сигналов, зарегистрированных при помощи разнотипных инструментальных биосенсоров и отображающих изменение эмоциональных реакций человека во времени. Формирование выборок биомедицинских сигналов – электроэнцефалограмм (ЭЭГ), электромиограмм (ЭМГ) и реоэнцефалограмм (РЭГ), осуществляется при применении к испытуемым аудиовизуальной и/или соматосенсорной стимуляции. Процедуры съема и регистрации ЭМГ, ЭЭГ и РЭГ проводятся на основе использования современного медицинского оборудования – электронейромиографа «НЕЙРО-МВП-4» (ООО «Нейрософт», г. Иваново) и электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» (ООО НПКФ «Медиком МТД», г. Таганрог), входящего в состав биотехнической системы «EEG/EMG/REG».

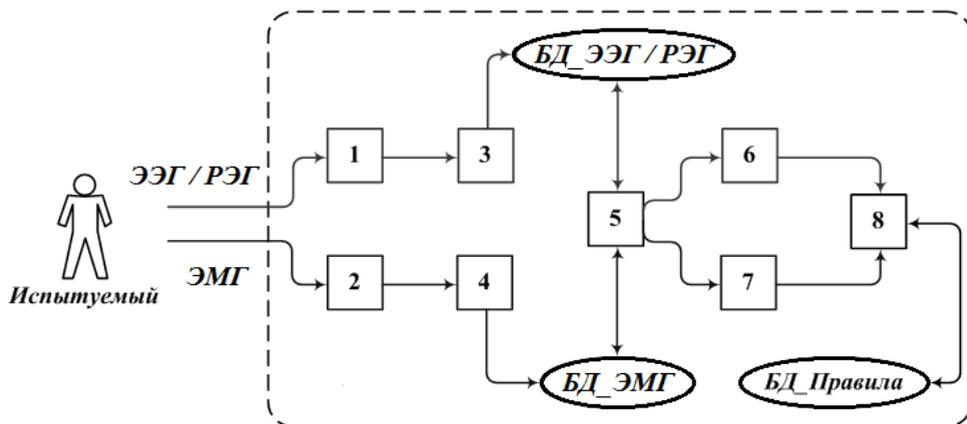


Рисунок 1 – Структура биотехнической системы «EEG/EMG/REG» для мониторинга динамики эмоциональных реакций человека: 1, 2 – регистрация и первичная обработка биомедицинских сигналов (ЭЭГ, ЭМГ и РЭГ); 3, 4 – сегментация сигналов; 5 – формирование дискретных признаков; 6, 7 – построение атрибутивных моделей; 8 – интерпретация эмоциональных реакций; БД_ЭМГ, БД_ЭЭГ / РЭГ – базы данных сигналов; БД_Правила – база данных продукционных правил интерпретации эмоциональных реакций

Применение биотехнической системы «EEG/EMG/REG» позволило создать мультимодальную базу эмоций «MDB» с достоверными образцами биомедицинских сигналов (ЭЭГ, ЭМГ, РЭГ). Выборки сигналов из базы «MDB» использованы для создания модели интерпретатора динамики эмоций, инвариантной к виду данных, поступающих из «EEG/EMG/REG». Структура компьютерной модели интерпретатора эмоциональных реакций имеет вид:

$$Emotion = \langle Z, U, D \rangle, \quad (1)$$

где Z – знак (валентность), Z – уровень, D – динамика эмоциональной реакции.

Для представления компонентов модели (1) используются признаки реконструированных аттракторов [6]. Учитывая существенную вариабельность оценок признаков в связи с индивидуальными различиями испытуемых и нестационарностью биомедицинских сигналов, в модели (1) предусмотрен переход к лингвистическим переменным. Для каждой лингвистической переменной сформировано базовое терм-множество, которое может расширяться с помощью специальных модификаторов нечетких переменных: $ZT:: = \{ \langle \text{«Положительные эмоции»}, \langle \text{«Нейтральное состояние»}, \langle \text{«Отрицательные эмоции»} \rangle \}$; $UT:: = \{ \langle \text{«Низкий уровень эмоции»}, \langle \text{«Средний уровень эмоции»}, \langle \text{«Высокий уровень эмоции»} \rangle \}$; $DT:: = \{ \langle \text{«Убывающий тренд эмоции»}, \langle \text{«Тренд эмоции отсутствует»}, \langle \text{«Возрастающий тренд эмоции»} \rangle \}$.

Тестирование модели (1) проведено на базе Тверского государственного технического университета. В качестве испытуемых выступили научные сотрудники, преподаватели, аспиранты и студенты, различающиеся по

гендерным и возрастным отличиям. На данном этапе исследований удалось добиться того, что расхождение интерпретации по паттернам ЭЭГ, ЭМГ и РЭГ по каждому испытуемому не превышает 5-10 %.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-37-00225.

Библиографический список

1. Rangayyan R.M. Biomedical Signal Analysis: 2nd Edition. New York: Wiley-IEEE Press, 2015. 720 p.
2. Gratch J., Marsella S. Evaluating a Computational Model of Emotion // Autonomous Agents and Multi-Agent Systems. 2005. Vol. 11, No. 1. Pp. 23–34.
3. Lin J., Spraragen M., Zyda M. Computational Models of Emotion and Cognition // Advances in Cognitive Systems. 2012. Vol. 2. Pp. 59–76.
4. Филатова Н.Н., Сидоров К.В. Компьютерные модели эмоций: построение и методы исследования. Тверь: Тверской государственный технический университет, 2017. 200 с.
5. Filatova N.N., Sidorov K.V., Piasov L.V. Automated System for Analyzing and Interpreting Nonverbal Information // International Journal of Applied Engineering Research. 2015. Vol. 10, No. 24. Pp. 45741–45749.
6. Filatova N.N., Sidorov K.V., Shemaev P.D. Prediction properties of attractors based on their fuzzy trend. In: A. Abraham et al. (Eds.) // Proceedings of the Second International Scientific Conference “Intelligent Information Technologies for Industry” (ITI’17), Advances in Intelligent Systems and Computing 679. Springer International Publishing, 2018. Vol. 1. Pp. 244–253. DOI: 10.1007/978-3-319-68321-8_25.

УДК 159.942.5:612.741.1

МОНИТОРИНГ И СТИМУЛЯЦИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ХОДЕ ДЛИТЕЛЬНОГО РЕШЕНИЯ КОГНИТИВНЫХ ЗАДАЧ

П.Д. Шемаев, Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров, Н.И. Бодрина
Тверской государственный технический университет, г. Тверь

В работе рассматривается вопрос количественной оценки воздействия эмоционального фона на когнитивную производительность. Для поиска характерных признаков использовались спектры лицевой электромиограммы. Установлено, что при возникновении трудностей с выполнением задачи усиливается сигнал от мышцы, сморщивающей бровь, а сигнал с мышцы, оттягивающей угол рта, может быть использован для оценки степени воздействия позитивным стимулом.

Ключевые слова: эмоции, электромиография, когнитивная задача, спектр.

MONITORING AND STIMULATION OF HUMAN EMOTIONAL STATE DURING CONTINUOUS COGNITIVE TASK SOLVING

P.D. Shemaev, N.N. Filatova, K.V. Sidorov, N.N. Bodrina

Tver State Technical University

In the present paper we address the quantification problem of emotional state influence on cognitive productivity. Amplitude spectrum of surface facial electromyography was used to find representative characteristics. Increasing of signal from muscle which draws the eyebrow is associated with difficulties in task solving and muscle which draws the angle of the mouth can be used for assessment of results of positive stimulation.

Keywords: *emotions, electromyography, cognitive task, spectrum.*

В последнее время изучению вопроса взаимосвязи эмоционального состояния человека с эффективностью выполнения различных когнитивных задач уделяется много внимания. Работы в данной области можно условно разделить на две группы. В первом случае эмоциональный стимул и когнитивная задача объединены в один объект, т.е. сама задача имеет некий эмоциональный окрас. Чаще всего такие исследования связаны с изучением памяти [1] и принятия решений [2]. Во вторую группу входят работы, где эмоциональный стимул предшествует этапу выполнения когнитивных задач, создавая таким образом эмоциональный настрой [3]. Для стимуляции могут быть использованы готовые базы видео стимулов (DEAP, HUMANE, Film Stim и др.) или изображений (IAPS, GAPED). Для определения валентности и интенсивности эмоций обычно испытуемые делают самоотчет. Однако помимо субъективной оценки часто требуется иметь количественное представление степени эмоционального возбуждения и когнитивной загруженности мозга. Это особенно актуально, когда требуется непрерывный мониторинг состояния человека и прогнозирование его развития. Например, когда субъект длительное время фокусируется на выполнении однотипных задач постепенно уставая и теряя концентрацию. Для этого можно использовать различные биомедицинские сигналы. В нашей работе рассматривается вопрос мониторинга эмоционального состояния испытуемого с помощью метода лицевой электромиографии (fEMG). К преимуществам данного подхода можно отнести высокую чувствительность сигнала к эмоциональной реакции испытуемого, простоту локализации точек регистрации, низкую зашумленность полезной составляющей. К сожалению, данный метод плохо подходит для определения настроения субъекта, поскольку данный эмоциональный процесс почти не вызывает напряжение мимических мышц.

Для регистрации мы использовали электронейромиограф Нейро-МВП-4 («Нейрософт»). Показатели снимались с помощью биполярных чашечковых Ag/AgCl электродов диаметром 3 мм, закрепленных с левой стороны лица в области corrugator supercilii и zygomaticus major в соответствии с методикой

Fridlund and Casioipo [4]. Данная сторона, как утверждается, сильнее передает изменения мимических мышц [5]. Для усиления контакта кожа испытуемого была предварительно обезжирена абразивной пастой «Everi», а электроды заполнены клеящей пастой «Ten20».

Регистрация велась при частоте дискретизации 1000 Гц. Полученные записи очищались с помощью фильтров от сетевой помехи на частоте 50 Гц и помех, связанных с посторонней мышечной активностью (дыхание, моргание, движение глаз) на частотах ниже 20 Гц.

Для анализа мы выделяли участки спектров, полученных с помощью быстрого преобразования Фурье, в диапазоне от 20 до 100 Гц. Как показала практика, данный участок сильнее всего подвержен изменениям при возникновении эмоционального возбуждения.

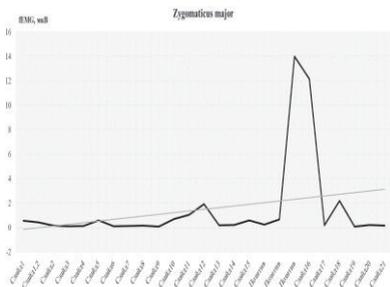
Методика проведения эксперимента представлена на схеме (рис. 1). В качестве когнитивной задачи испытуемому на экран монитора предъявлялись слайды с примерами умножения двухзначных чисел на однозначные, по 10 штук в каждом слайде. Приблизительно после 80 минут выполнения тестов запускалась эмоциональная стимуляция в виде коротких позитивных видеоклипов, отобранных предварительно в соответствии с предпочтениями субъекта. Затем испытуемый переходил к завершающему этапу решения слайдов. Все ответы произносились вслух и записывались оператором. После эксперимента требовалось дать оценку эмоциональным стимулам по шкале: «Слабый», «Средний», «Сильный». Время проведения эксперимента выбрано так, чтобы вызвать утомление у испытуемого и спровоцировать на ошибки.



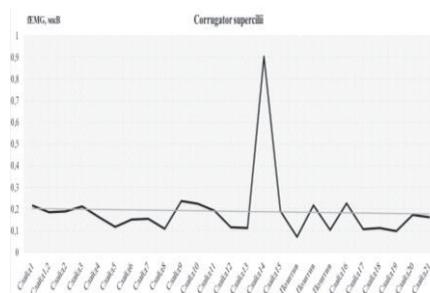
Рисунок 1 – Схема и время проведения эксперимента

Полученные записи анализировались с помощью скользящего временного окна продолжительностью 5 секунд без перекрытий. На отрезке рассчитывались спектр и среднее значение на интервале от 20 до 100 Гц.

Как и ожидалось, при предъявлении позитивных стимулов сигнал в точке *zygomaticus major*, которая связана с группой мышц, оттягивающих угол рта при улыбке, усиливается (рис. 2, а). При этом на точку *corrugator supercilii*, где находятся мышцы, сморщивающие бровь, стимул не оказывает никакого влияния (рис. 2, б). Слайды, вызвавшие наибольшие трудности при решении (9, 10 и 14), характеризуются заметным усилением в верхней точке над бровью.



а



б

Рисунок 2 – Результаты экспериментов
(абсцисса – номер слайда; ордината – $fEMG$, мкВ):

а) график усредненного спектра сигнала, зарегистрированного с точки *zygomaticus major*; б) график усредненного спектра сигнала в точке *corrugator supercilii*

На рисунке 2, а видно, что в течение определенного промежутка времени позитивная составляющая сохраняется после снятия стимула. Также, в ходе данного эксперимента отмечено, что оценки стимулов самим испытуемым согласуются с интенсивностью спектра в области *zygomaticus major*, и данный признак можно использовать как индикатор силы эмоционального воздействия.

Таким образом, данный метод можно использовать для извлечения признаков эмоционального состояния испытуемого. В дальнейшем планируется объединить полученные результаты по ЭМГ с данными ЭЭГ для более точного представления об изменении когнитивной нагрузки и определения усталости.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 17-01-00742.

Библиографический список

1. Kensinger E.A., Corkin S. Memory enhancement for emotional words: are emotional words more vividly remembered than neutral words? // *Memory & Cognition*. 2003. Vol. 31. Iss. 8. Pp. 1169–1180.
2. Morewedge C.K., Buechel E.C. Motivated underpinnings of the impact bias in affective forecasts // *Emotion*. 2013. Vol. 13. Iss. 6. Pp. 1023–1029.
3. Basso M.R., Schefft B.K., Ris M.D., Dember W.N. Mood and global-local visual processing // *Journal of the International Neuropsychological Society*. 1996. Vol. 2. Iss. 3. Pp. 249–255.
4. Fridlund A.J., Cacioppo J.T. Guidelines for human electromyographic research // *Psychophysiology*. 1986. Vol. 23. Pp. 567–589.
5. Dimberg U, Petterson M. Facial reactions to happy and angry facial expressions: Evidence for right hemisphere dominance // *Psychophysiology*. 2000. Vol. 37. Iss. 5. Pp. 693–696.

УДК 616-71

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ФОТОМЕТРИЧЕСКИХ ГЛЮКОМЕТРОВ

И.С. Шарипов, Э.С. Шарипова

Уфимский государственный авиационный технический университет,
г.Уфа

Количество пациентов с сахарным диабетом с каждым годом увеличивается. Поэтому эту болезнь необходимо своевременно выявлять, контролировать и лечить. В статье рассматриваются устройства и приборы для контроля уровня сахара в крови.

Ключевые слова: *кровь, сахарный диабет, уровень сахара в крови, глюкометр.*

COMPARATIVE ANALYSIS OF PHOTOMETRIC GLUCOMETERS

I.S. Sharipov

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The number of patients with diabetes is increasing every year. Therefore, this disease must be promptly identified, monitored and treated. The article discusses devices and devices for monitoring blood sugar levels.

Keywords: *blood, diabetes, blood sugar, blood glucose meter.*

Диабет - это хроническая болезнь, которая возникает в тех случаях, когда поджелудочная железа не вырабатывает достаточно инсулина или когда организм не может эффективно использовать вырабатываемый им инсулин. Это приводит к повышенному уровню содержания глюкозы в крови (гипергликемии) [1].

Только в России в 2016 году диагноз сахарный диабет имеют 4,348 млн человек, а к 2030 году ожидается увеличение числа больных до 5,8 млн. Больные сахарным диабетом в 2-3 раза чаще умирают от болезней сердечно-сосудистых заболеваний и в 10 раз чаще теряют зрение чем остальные люди [2,3].

Необходимость постоянного контроля уровня глюкозы в крови привело к разработке портативных глюкометров. Ниже приведены анализ нескольких видов глюкометров.

Первый глюкометр – Accu-Check Active. Это устройство удобно для самостоятельного ежедневного контроля уровня сахара в крови [4].

Таблица 1 – Преимущества и недостатки Accu-Check Active [4,5]

Преимущества	Недостатки
Простота в использовании	Цена тест-полосок довольно высокая
Большой дисплей с крупными цифрами	Батарейка быстро разряжается
Память на 350 измерений по датам	Нет подсветки
Маркировка показаний до и после еды	Отсутствует звуковой сигнал
Функция с предупреждением о сроках годности тест-полосок	Не исключен брак калибровки, поэтому если результаты сомнительны, необходимо проводить замер контрольной жидкости
Автоматическое включение при вставлении тест-полоски	Нет автоматического забора крови, а каплю крови необходимо помещать ровно в центр, иначе выдается ошибка
Расчет средних значений сахара	
Состоит из устройства для прокалывания пальца, батарейки, инструкции, 10 ланцетами и 10 тест-полосками	
Возможность передачи данных на компьютер через ИК-порт	

Второй глюкометр – Accu-Check Mobile. Прибор представляет собой глюкометр, совмещенный с устройством для прокола кожи с кассетой на единой ленте, которая предназначена для совершения 50 замеров уровня глюкозы [6].

Таблица 2 – Преимущества и недостатки Accu-Check Active [5,6]

Преимущества	Недостатки
Глюкометр, тест-кассета и устройство для прокалывания пальца объединены в один прибор	Аппарат и кассеты к ним дорогие
Время для проведения исследования крови занимает не более пяти секунд	
Отсутствует необходимость в ручной кодировке	
Русскоязычное меню	
Для выгрузки данных на компьютер не требуется устанавливать программное обеспечение, так как скачиваемые файлы имеют формат .xls или .pdf	
Ланцет можно использовать несколько раз при условии, что пользуется только один человек	
Точность измерения выше, чем у многих аналогичных приборов	
Для проведения анализа требуется всего 0.3 мкл крови, что равняется одной капле	
Устройство автоматически запоминает последние 2000 измерений с указанием времени и даты проведения забора крови	
На приборе можно настроить напоминание, которое будет сигнализировать о необходимости проведения анализа спустя час, полтора, два или три часа	

Глюкометр Accu-Check Active удобен и практичен в применении, но пользователям с ослабленным зрением лучше выбрать другую модель. Глюкометр Accu-Check Mobile имеет очень хорошие характеристики для пользования, но имеет высокую цену, что не позволяет всем пользователям им пользоваться.

Библиографический список

1. Всемирной организации здравоохранения [Электронный ресурс] – URL: http://www.who.int/topics/diabetes_mellitus/ru/ (дата обращения 11.10.2018).
2. Объединение в борьбе с диабетом [Электронный ресурс] – URL: <https://moidiabet.ru/news/saharnii-diabet-v-rossii-i-mire-statistika-zabolevaemosti> (дата обращения 11.10.2018).
3. My therapy [Электронный ресурс] – URL: <https://www.mytherapyapp.com/> (дата обращения 11.10.2018).
4. Diabet Help Guru профилактика и лечение [Электронный ресурс] – URL: <https://diabethelp.guru/diagnostics/glyukometry/accu-chek-active.html> (дата обращения 11.10.2018).
5. VyboroVed [Электронный ресурс] – URL: <https://vyboroved.ru/krasota-i-zdorove/510-top-samykh-luchshikh-glyukometrov-po-otzyvam-pokupatelej.html#q3> (дата обращения 11.10.2018).
6. Diabet Help Guru профилактика и лечение [Электронный ресурс] – URL: <https://diabethelp.guru/diagnostics/glyukometry/akku-chek-mobajl.html> (дата обращения 11.10.2018).

УДК 612.7

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПО ВРЕМЕННЫМ ПАРАМЕТРАМ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

С.А. Кутышова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

Диагностика состояния человека находит сегодня все более широкое практическое применение в различных областях медицины, техники, науки и других. Важным частным случаем данного класса задач является диагностика психоэмоционального состояния человека по его речи. В ряде случаев, когда доступен лишь речевой канал связи (диагностика пилотов, диспетчеров), эта задача приобретает первостепенное значение, в других случаях, например, при диагностике психоэмоционального состояния больных в стационаре, аппаратный анализ речи может использоваться как вспомогательный метод диагностики.

SYSTEM FOR ESTIMATION OF HUMAN EMOTIONAL CONDITION BY TIME PARAMETERS OF VERBAL SIGNAL

S.A. Kutyshova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Diagnostics of the human condition is today finding an ever wider application in various fields of medicine, technology, science and others. An important particular

case of this class of problems is the diagnosis of the psycho-emotional state of a person according to his speech. In some cases, in the diagnosis of pilots, dispatchers, this task is of paramount importance, in other cases, for example, in the diagnosis of the psycho-emotional state of patients in the hospital, hardware speech analysis can be used as an auxiliary diagnostic method.

Акустическая информация, используемая при речевой коммуникации, характеризуется двойственной природой: с одной стороны, она материальна, так как распространяется в форме звуковых волн, с другой стороны, она является инструментом, с помощью которого передаются и понимаются мысли партнерами по коммуникации. В этом случае акустическая информация имеет знаковую функцию.

Как правило, в исследованиях основное внимание уделяется первым двум вопросам. Измеряются спектральные [1], временные [2], кепстральные и иные [3] параметры речевого сигнала. В плане техники и методологии измерений параметров достигнуты значительные успехи: так при измерении параметров, воспринимаемых слухом человека (громкость, спектральные и временные характеристики), точность аппаратных измерений может многократно превосходить возможности слуха. В то же время точность диагностики психоэмоционального состояния с помощью аппаратных средств в общем случае не превосходит способности человека к оценке состояния другого человека по его речи. Возможно, это противоречие объясняется несовершенством подходов к решению третьей из указанных выше задач - интерпретации результатов измерений.

Как правило, в исследованиях связь между измеряемыми параметрами речи и параметрами состояния человека априорно считается линейной или приближенно линейной. Такое предположение вызывает определенные сомнения, хотя бы потому, что человеческий организм представляет собой сложную систему, компоненты которой связаны нелинейным образом.

Для интерпретации результатов измерений речевого сигнала в терминах психоэмоционального состояния человека возможно использование совместных вероятностей, отражающих связи между параметрами речи и параметрами состояния человека. Система интерпретации, работающая по такому принципу, не будет ограничена априорным представлением о линейном характере этих взаимосвязей. Для получения совместных вероятностей потребуется предварительное обучение системы.

Структурная схема устройства для диагностики психоэмоционального состояния человека по его речи показана на рис. 1.

Речевой сигнал от источника поступает в измерительный блок. Результаты измерения параметров речи представляются в виде дискретных распределений вероятностей $p(X^n)$ значений этих параметров.

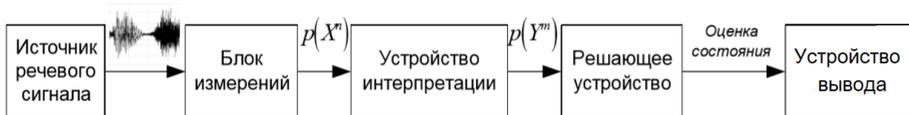


Рисунок 1 – Структурная схема системы диагностики психофизиологического состояния человека по его речи

Библиографический список

1. Галунов, В.И. О возможности определения эмоционального состояния говорящего по речи [Текст] / Галунов, В.И. // Речевые технологии. – 2008. – №1. – С.60–67. 3.
2. Фролов, М.В. Диагностика функциональных и депрессивных состояний по характеристикам интонации и временного потока речи [Текст] / М.В. Фролов и др. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника №12, 2004. С.8-16. 4.
3. Старченко И.Б., Тимошенко В.И. Стохастические и динамические модели в акустике и биомедицине. [Текст]/ Старченко И.Б., Тимошенко В.И. – Ростов н/Д: РостИздат, 2007. – 320 с. – ISBN 5-7509-1234-5. 5

УДК 616-17

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ФОНОКАРДИОГРАММЫ

О.К. Петрова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В процессе работы сердце издает множество звуковых эффектов, которые характеризуют процесс сокращения миокарда, движения створок, удары движущейся крови о стенки сосудов. Самым доступным способом определения звуков является аускультация, когда врач выслушивает сердце с помощью фонендоскопа. Однако, не все звуковые волны можно уловить ухом, и многое остается не услышанным. Для обнаружения разнообразных шумов был предложен метод фонокардиографии, когда звуки усиливаются с помощью микрофона, а характер звуковых волн анализируется по их графической записи.

Ключевые слова: фонокардиография, фонокардиограмма, фонокардиограф.

SYSTEM FOR ASSESSMENT OF PARAMETERS OF THE PHONOCARDIOGRAM

O.K. Petrova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the course of work heart publishes a set of sound effects which characterize process of reduction of a myocardium, driving of shutters, blows of moving blood

about walls of vessels. The most available way of definition of sounds is auscultation when the doctor listens to heart by means of a phonendoscope. However, not all sound waves can be caught an ear, and a lot of things remain not heard. For detection of various noise the phonocardiography method when sounds amplify by means of the microphone was offered, and the character of sound waves is analyzed on their graphic record.

Keywords: phonocardiography, phonocardiogram, phonocardiograph.

Фонокардиография (ФКГ) - это графический метод регистрации звуков сердца, фонокардиограмма – изображение звуков сердца в виде осцилляции, записанных на ленте. Во время работы сердца в норме и при патологии в результате колебательных движений миокарда, эндокарда и внутрисердечного перемещения крови возникают звуки, характеризующиеся определенной силой и частотой колебания. В зависимости от частоты колебаний звуки сердца делятся на тоны и шумы. К тонам относят звуки, состоящие из правильных и закономерных частот колебаний. При шумах звуки не связаны между собой правильными и закономерными соотношениями. Для достаточно полной характеристики звуков сердца из частотного диапазона в фонокардиографии (ФКГ) применяется система фильтров.

При рассмотрении фонокардиографии (ФКГ) одновременно записывают электрокардиографию (ЭКГ) для точности расшифровки фонокардиограммы (ФКГ) рис.1

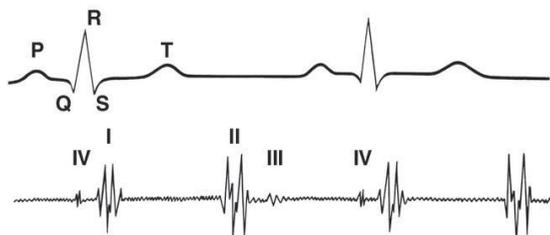


Рисунок 1 – Одновременная запись ФКГ и ЭКГ

Фонокардиография регистрируется с помощью соответствующего прибора – фонокардиографа. Структурная схема устройства представлена на рис.2

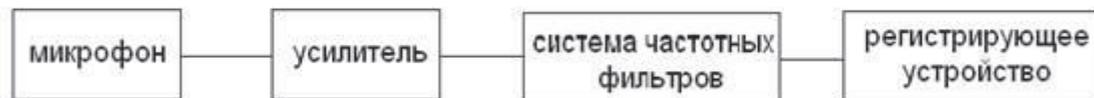


Рисунок 2 – Структурная схема фонокардиографа

Микрофон устанавливают на грудной стенке в общепринятых точках аускультации сердца. Звуковые колебания, преобразованные микрофоном в электрические, усиливаются и передаются в систему частотных фильтров, которые выделяют из всех звуков ту или иную группу частот и пропускают их на различные каналы регистрации. Это позволяет избирательно записывать низкие, средние и высокие частоты звуков. Для четкой передачи всех колебаний сердечных звуков, достигающих по своей частоте 800—1200 Гц. Звуковые сигналы через микрофон поступают на микрофонный усилитель МУ, в котором происходит усиление сигнала, а затем на блок фильтров, где с помощью различных видов фильтров выполняется частотная фильтрация. На регистрирующее устройство поступает сигнал, который отфильтровали по частоте и убрали частоты, где заведомо могла пройти помеха.

Библиографический список

1. Кельман И.М. Электроардиография и фонокардиография.-М.: Медицина, 1974.-134 с.
2. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы. Справочник/ Под ред. Т.С. Виноградовой. – Москва: «Медицина», 1986. – 416с.

УДК 612.143

СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ МЕТОДОМ ПРЯМОГО ИЗМЕРЕНИЯ

В.В. Павлов

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

При ведении тяжелых больных, а также пациентов с нестабильной гемодинамикой для оценки состояния сердечно-сосудистой системы и эффективности терапевтических воздействий возникает необходимость в постоянной регистрации гемодинамических параметров.

Ключевые слова: артериальное давление, катетер, регистрация.

SYSTEM FOR AUTOMATED ESTIMATION OF ARTERIAL PRESSURE BY DIRECT MEASUREMENT METHOD

V.V. Pavlov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the management of large patients, as well as patients with unstable hemodynamics to assess the state of the cardiovascular system and the effectiveness of therapeutic effects in the constant recording of hemodynamic parameters.

Key words: blood pressure, catheter, registration.

Инвазивное измерение артериального давления – самый точный метод мониторинга показателей АД, который проводится непосредственно в русле кровотока. Процедура осуществляется посредством введения иглы в артерию и подключения через систему трубок к манометру. Такой метод практикуется во время хирургического вмешательства или при выполнении реанимационных манипуляций, так как помогает отслеживать любые изменения величины давления в режиме реального времени.

Измерять артериальное давления инвазивным методом с помощью специального катетера, установленного в артериях, можно лишь в условиях стационара под неусыпным контролем медицинских работников.

Прямое измерение АД практикуется тогда, когда времени недостаточно для проведения стандартной, не инвазивной, манипуляции с надеванием манжеты и накачкой воздуха. Это позволяет быстро получить наиболее полную картину состояния сердечно-сосудистой системы при выполнении хирургических операций, когда любое промедление может стоить пациенту жизни. Показания к проведению инвазивного измерения: проведение хирургической операции; управляемая гипотония; интенсивная искусственная вентиляция легких; кардиогенный шок; пребывание в реанимации.

Метод показан пациентам с нестабильной гемодинамикой, так как позволяет постоянно отслеживать любые изменения кровотока. В этом случае катетеризация артерии и подключение к специальному аппарату для измерения давления позволяет своевременно обнаружить любые отклонения в работе сердца и вовремя принять терапевтические меры. Прямой метод измерения давления практикуется в отделении интенсивной терапии родильных домов. Обычно такой процедуре подвергаются сильно недоношенные дети. Система устанавливается в пупочную артерию. Применение метода при проведении хирургического вмешательства позволяет сократить риск развития внезапных сердечных осложнений. Постоянный мониторинг давления в этом случае помогает своевременно принять меры при риске развития инсульта головного мозга, инфаркта миокарда, критического изменения давления.

Процедура проводится под местной анестезией, если пациент в сознании. Это необходимо для того, чтобы минимизировать болевые ощущения при проколе кожи и установки катетера. Обычно в этих целях используется лидокаин. В артерию устанавливается катетер, который с помощью специальной системы трубок соединяется с датчиком. По трубкам течет особый раствор, препятствующий сворачиванию крови, и обеспечивающий передачу колебаний на датчик инвазивного давления. Датчик, улавливающий колебания давления крови, должен устанавливаться на уровне сердца, в так называемой «нулевой» точке. Датчик принимает колебания крови, преобразует их в электрический сигнал, понятный компьютеру, который затем выводится на монитор. На экране можно отслеживать динамику изменения АД в виде кривой.

Библиографический список

1. Чазова И.Е., Данилов Н.М., Литвин А.Ю. Рефрактерная артериальная гипертония - 256 с., ил., табл. 2014
2. Под ред. Чучалина А.Г. Хроническая обструктивная болезнь легких - Под ред. Чучалина А.Г. (Серия монографий Российского респираторного общества). 2-е издание. 568 с.

УДК 681.518.3:616-71

**СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ ПРИЗНАКОВ
ИБС НА ЭКГ**

А. А. Аксенова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Объектом разработки является система для автоматизированной оценки признаков ИБС на ЭКГ. Цель работы - повышение качества и надежности компьютерных систем автоматического анализа электрокардиосигнала за счет использования более эффективных алгоритмов анализа ЭКГ. Данная работа посвящена разработке наборов решающих правил и алгоритмов для формирования признаков ишемических изменений и основе количественной оценки информативных параметров ЭКГ.

Ключевые слова: ИБС, ЭКГ.

SYSTEM FOR AUTOMATED ASSESSMENT OF SIGNS OF CHD ON ECG

A.A. Aksenova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The object of development is a system for automated assessment of signs of CHD on an ECG. The aim of the work is to improve the quality and reliability of computer systems for the automatic analysis of electrocardiogram through the use of more efficient ECG analysis algorithms. This work is devoted to the development of sets of decision rules and algorithms for the formation of signs of ischemic changes and the basis of a quantitative assessment of the informative parameters of the ECG.

Keywords: CHD, ECG.

В современных медицинских исследованиях продолжает сохраняться большой интерес к методам анализа электрокардиограмм (ЭКГ). Это связано с тем, что сердечно - сосудистые заболевания, и в первую очередь ишемическая болезнь сердца (ИБС), продолжают оставаться ведущей причиной смертности в большинстве развитых стран. По данным [1], внезапная сердечная смерть составляет 15-20 % всех ненасильственных случаев смерти среди жителей промышленно развитых стран. Согласно приводимым в настоящее время данным, примерно в 60 % случаев ишемическая болезнь сердца клинически проявляется острым коронарным синдромом, еще в 24 % — стабильной

стенокардией, в остальных 16 % случаев — внезапной сердечной смерти. Несмотря на значительные усилия, прилагаемые для ее решения на протяжении последних 20 лет, достигнуть значительных успехов в вопросах прогноза, терапии и профилактики ВСС так и не удалось. Решение задачи автоматического анализа ЭКГ позволяет решать задачу наблюдения за состоянием больных, находящихся в критической ситуации и требующих к себе повышенного внимания с точки зрения оперативной диагностики, лечения и ухода, и делает возможной раннюю диагностику нарушений работы сердца. В настоящее время не существует электрокардиографа, позволяющего эффективно обнаружить признаки ранней стадии ишемической болезни сердца (ИБС) и тем самым решить задачу прогнозирования внезапной сердечной смерти. Имеющееся программное обеспечение существующих систем полностью не удовлетворяет требованиям практических задач. Для решения задачи успешного прогнозирования внезапной сердечной смерти в современной кардиологии необходимо получить максимально полную информацию об электрическом потенциале сердца, на основании которой можно было бы расширить диагностику патологических состояний миокарда, его электрофизиологических свойств.

Структурная схема системы для автоматизированной оценки признаков ИБС на ЭКГ показана на рис. 1

ЭКС поступает на блок предварительной обработки. Очищенный от помех ЭКГ обрабатывается и на выход устройства подается результат.



Рисунок 1 – Структурная схема системы для автоматизированной оценки признаков ИБС на ЭКГ

Библиографический список

1. Hohnloser S.H.: Der plötzliche Herztod. Diagnostik und Therapie bei Patient mit malignen ventrikulären Arrhythmien. Therapiwoche, 1988, 38, N43, 3160-3164.
2. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии.- М.: Медицина, 1983.- 526с.
3. Пичко Г.А., Репетий Н.Г. Диагностическое значение исследования variability ритма сердца у больных ишемической болезнью сердца // Материалы 41-й научно-практической конференции Самарского военномедицинского института. – Самара, 2008. – С. 179-181.

СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ ПРИЗНАКОВ АРИТМИИ НА ЭКГ

Н.Н. Миронов

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

Объектом разработки является система для определения аритмии сердца при помощи анализа электрокардиограммы.

Цель работы – разработка системы, автоматически определяющей наличие аритмии сердца человека. Данная работа посвящена разработке системы определяющей аритмию сердца по временным интервалам между R зубцами. Разработанная система обеспечивает быстрое действие в обработке электрокардиограммы.

Ключевые слова: *Аритмия, электрокардиограмма.*

SYSTEM FOR AUTOMATED ASSESSMENT OF SIGNS OF ARRHYTHMIA ON ECG

N.N. Mironov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The object of development is a system for determining arrhythmias of the heart using an electrocardiogram analysis. The purpose of the work is to develop a system that automatically determines the presence of arrhythmias of the human heart. This paper is devoted to the development of systems that determine the arrhythmia of the heart over time intervals between the R teeth. The developed system provides speed in processing of the electrocardiogram.

Key words: *Arrhythmia, electrocardiogram.*

Нарушение сердечного ритма или *аритмия сердца* возникает в том случае, когда электрические импульсы, инициирующие сердечное сокращение, функционируют неправильно, заставляя сердце биться слишком быстро или слишком медленно, или нерегулярно, неритмично. Аритмии встречаются часто и, как правило, неопасны. В большинстве случаев человек ощущает выпадение одного или нескольких сокращений, перебои в работе сердца — «то бьется, то не бьется», или очень частое сердцебиение. Однако, существуют аритмии, симптомы которых — опасны, вплоть до угрозы жизни. Такие виды аритмий нужно своевременно регистрировать. Для этого создаются приборы, которые регистрируют и оповещают о наличии аритмии сердца человека. Таким прибором и является разрабатываемое устройство.

Структурная схема системы представлена на (рис.1).

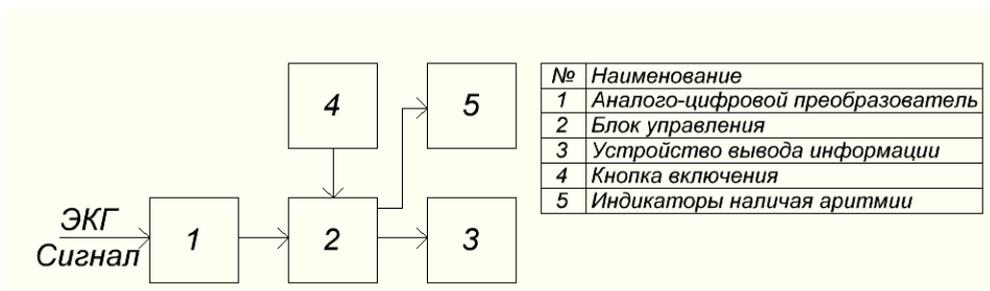


Рисунок 1 – Структурная схема системы

Работу системы можно кратко описать следующим образом: с электрокардиографа на прибор подается сигнал ЭКГ или записанный ЭКГ сигнал. Этот сигнал идет на блок АЦП 1, с блока АЦП оцифрованный сигнал передается на блок управления (БУ) 2, в этом блоке происходит обработка сигнала для выявления аритмии, обработанный сигнал передается на блок 3, а результат наличия или же отсутствия аритмии на блок 5. Блок 4 кнопка включения.

Библиографический список

1. Нестеров Ю.И. Аритмии сердца. Современные методы диагностики и лечения 2004. — 84 с.
2. Иванов К.М. [и др.] Электрокардиография 2013. — 72 с

УДК 661.29

ПРОЦЕССЫ ГИДРООЧИСТКИ НЕФТЕПРОДУКТОВ В РЕШЕНИИ ЭКОЛОГИЧЕСКИХ ПРОБЛЕМ

Е.Ю. Ларькина, Т.П. Шуварикова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассматривается вопрос негативного влияния серусодержащих соединений на экологические проблемы в современном мире и пути их решения.

Ключевые слова: гидроочистка, серусодержащие соединения, условия гидроочистки, десульфуризация, глубина обессеривания

HYDRAULIC CLEANING PROCESSES FOR PETROLEUM PRODUCTS IN SOLVING ENVIRONMENTAL PROBLEMS

E.Yu. Larkina, T.P. Shuvarikova

Ryazan State Radioengineering University, Ryazan

The question of the negative impact of sulfur-containing compounds on environmental problems in the modern world and ways to solve them is considered.

Keywords: hydrotreating, sulfur-containing compounds, hydro-purification conditions, desulfurization, desulfurization depth

В современной нефтепереработке одной из важнейших задач является улучшение качества, эксплуатационных свойств товарных нефтепродуктов и улучшение их экологической безопасности. Для реализации этих вопросов необходима эффективная работа всех технологических установок по переработке нефти; в первую очередь, по гидроочистке компонентов нефти. В настоящее время добываемая нефть большей части мировых запасов является сернистой или высокосернистой.

В нефтях содержатся как неорганические, так и органические соединения серы: элементарная сера, сероводород, тиолы, сульфиды, ди- и полисульфиды, тиофаны, тиофены. Из них основную долю составляют сульфиды и тиофены.

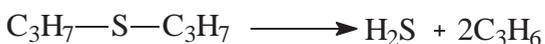
В нефти сера может быть представлена следующими соединениями:

Элементарная сера содержится в некоторых нефтях в растворённом или коллоидном состоянии и лишь в тех, месторождения которых находятся в местах с известняковыми отложениями. При хранении таких нефтей большая часть серы собирается в отстое на дне нефтехранилищ. Количество её может колебаться от 0,0001 до 0,1 % (масс.).

Сероводород может содержаться в нефти в растворённом состоянии. Количество растворённого в нефти сероводорода может достигать до 0,02% масс. А также он образуется при нагревании нефти в процессе её переработки за счёт разложения нестабильных сераорганических соединений. Образование сероводорода может происходить и при взаимодействии элементарной серы с углеводородами.

Меркаптаны (тиолы) - содержат меркаптановую (тиольную) группу -SH. Общая формула тиолов: R-SH, где R – алкильная, циклоалкильная или арильная группа. Меркаптаны встречаются, главным образом, в бензиновых и керосиновых фракциях. Содержание меркаптанов в нефтях различных месторождений колеблется от 0 до 75 % от всех содержащихся в них сернистых соединений.

Сульфиды являются сернистыми аналогами простых эфиров. Общая формула сульфидов R-S-R₁. При нагревании сульфиды разлагаются с образованием сероводорода, меркаптанов и алкенов:



Циклические сульфиды и их гомологи представлены отдельной группой. Их особенность состоит в том, что элемент серы расположен в структуре циклического ядра. Тиофены обладают самой высокой термической стабильностью из всех сернистых соединений.

Дисульфиды - соединения общей формулы R-S-S-R₁. Это тяжёлые жидкости, находятся в нефтях в небольших количествах.

С повышением температуры кипения фракций содержание сернистых

соединений увеличивается. 70-90% сернистых соединений находятся в тяжелых нефтяных остатках (масла, мазуты, гудрон) и особенно в смолисто-асфальтовых фракциях, существенная часть которых входит в тиофеновые и бензо-тиофеновые структуры [1].

Присутствующие в нефтях сернистые соединения затрудняют её переработку, главным образом, из-за коррозии аппаратуры и отравления катализаторов, увеличивает количество капитальных ремонтов. Наиболее агрессивными являются элементарная сера, сероводород, низкомолекулярные сернистые соединения [2].

Увеличение содержания сернистых соединений в топливах увеличивает расход топлива, снижает мощность мотора, способствует коррозионному износу двигателя. Особенно эта проблема актуальна при увеличении транспортных средств в больших городах. Образующиеся при сгорании топлив оксиды серы загрязняют атмосферу, нанося большой вред окружающей среде, приводит к выпадению кислотных дождей. Сернистые соединения отравляюще действует человеческий организм, вызывают раздражение органов дыхания, наносят вред растениям и почве. Поэтому в настоящее время широко используют и совершенствуют процессы очистки нефтепродуктов от сернистых соединений [2].

Основной вид очистки нефтяных фракций от сернистых соединений – это гидроочистка на промышленных современных установках.

На нефтеперерабатывающем предприятии имеются несколько установок по гидроочистке для светлых фракций и вакуумного газойля – сырья каталитического крекинга. По объему переработки процессы гидроочисток на предприятиях занимают второе место после первичной переработки [1].

Гидроочистку нефтяных фракций в промышленных условиях проводят в присутствии алюмокобальт- или алюмоникельмолибденовых катализаторов при температуре 350 – 400⁰С, давлении 3-8 МПа и мольном соотношении «водород:сырье» от 5:1 до 10:1. В отличие от других гидрогенизационных процессов гидроочистка осуществляется в сравнительно мягких условиях. По этой причине в процессе не происходят деструктивные изменения молекулы, а затрагиваются лишь неуглеводородные компоненты [2].

Реакции десульфуризации по удалению сернистых соединений, происходящие при гидроочистке, протекают по следующим схемам:

- 1) меркаптаны: $RSH + H_2 \rightarrow RH + H_2S$;
- 2) сульфиды: $R-S-R' + 2H_2 \rightarrow RSH + R'H_2 \rightarrow RH + R'H + H_2S$;
- 3) тиофаны: $C_{34}H_{54}O_2S + 2H_2 \rightarrow C_{34}H_{56} + H_2S$;
- 4) тиофены: $C_4H_4S + 4H_2 \rightarrow C_4H_{10} + H_2S$.

Современные требования к эффективности гидроочистки таковы, что необходимо обеспечить глубину обессеривания до 95 – 97%. Достоверность качества процесса гидроочистки была подтверждена данными, полученными экспериментально на лабораторном анализаторе серы (таблица 1).

Глубина обессеривания рассчитывается по формуле: $S = (S_1 - S_2) / S_1 * 100\%$,

где S_1 - содержание серы до гидроочистки, % масс, S_2 - содержание серы после гидроочистки, % масс.

Наряду с улучшением качества моторных топлив и товарных нефтепродуктов по содержанию серы для улучшения экологической безопасности необходима модернизация в области автомобилестроения: производство двигателей с более высоким КПД (с меньшим расходом топлива), выпуск совершенных нейтрализаторов с фильтрами, обеспечивающими высокую поглотительную способность. Необходима также высокая культура и повышенная ответственность посреднических организаций и пользователей автомобилей и другой транспортной техники при сливо-наливных и прочих операциях с топливом, маслами, смазками на суше, в акватории, в воздухе [2].

Необходимо отметить, что в то же время сернистые соединения являются ценным сырьём для органического синтеза, поэтому начинают развиваться процессы выделения их из нефтяных фракций. Сероводород, получаемый в процессах переработки нефти, утилизируется в установках производства серной кислоты.

Целью данной работы было намерение показать, какие меры выполняются при выработке товарных топлив в промышленных условиях по улучшению и их экологической безопасности в области очистки от сернистых соединений.

Таблица 1 – Качество процесса гидроочистки

Нефтепродукт	Сера до ГО, % масс.	Сера после ГО, % масс	Глубина обессеривания , %
Вакуумный газойль	2,2	0,07	96,8
Дизельное топливо	0,9	0,015	98,3
Прямгонный бензин	0,048	0,0002	99,6

Библиографический список

1. С.А. Ахметов. Технология глубокой переработки нефти и газов: Учебное пособие для вузов. Уфа: Гилем, 2002. 672с.
2. О.Ф. Глаголева, В.М. Капустина. Технология переработки нефти. В 2-х частях. Часть первая. Первичная переработка нефти – М.: Химия, Колосс, 2007. – 400с.: ил. – (Учебники и учеб. пособия для студентов высш. учеб. заведений).

ИССЛЕДОВАНИЕ ЩЕЛОЧНОЙ ОЧИСТКИ ТЯЖЕЛЫХ НЕФТЯНЫХ ОСТАТКОВ И КОТЕЛЬНЫХ ТОПЛИВ

Т.П. Шуварикова, Я.Э. Лебедев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассматривается щелочная очистка тяжелых нефтяных остатков и котельных топлив на НПЗ. В лаборатории проведен ряд испытаний, на основе которых сделаны выводы об эффективности и дальнейшем развитии метода.

Ключевые слова: щелочная очистка, нефтепереработка, тяжелые нефтяные остатки, котельные топлива, содержание серы.

RESEARCH OF ALKALINE PURIFICATION OF HEAVY OIL RESIDUES AND BOILER FUELS

T.P. Shuvarikova, Y.E. Lebedev

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan State

Alkaline purification of heavy oil residues and boiler fuels at oil refinery is considered. A number of tests on the basis of which conclusions are drawn on efficiency and further development of a method is carried out to laboratories.

Keywords: alkaline cleaning, oil processing, heavy oil residues, boiler fuels, content of sulfur.

В связи с ужесточением общеевропейских стандартов к технологическим выбросам при сжигании моторных топлив важнейшей задачей НПЗ России является переход на производство экологически чистых моторных и котельных топлив.

Сжигание топлива приводит к загрязнению окружающей среды, что ухудшает экологическую обстановку.

В нефтяных остатках сосредоточены следующие соединения серы: сероводород, меркаптаны, сульфиды, тиофены и еще ряд структур с более сложным строением.

Сероводород H_2S – бесцветный газ, с неприятным запахом, ощутимый при небольших концентрациях. H_2S является наиболее токсичным в атмосфере предприятий по добыче и переработке нефти. В организм сероводород поступает в основном через органы дыхания и в небольших количествах через кожу и желудок. При соприкосновении с влажной поверхностью слизистых, имеющих щелочную среду, H_2S реагирует с щелочами, образуя сульфиды оказывают прижигающее действие.

В небольших количествах сероводород угнетает центральную нервную систему, а в больших - вызывает паралич дыхательного и сосудистого центров.

Сероводород - высокотоксичный яд. При концентрации свыше 1000 мг/м³ отравление наступает молниеносно, при концентрации 140-150 мг/м³ и действии в течение нескольких часов наблюдается раздражение слизистых.

H₂S губительно влияет не только на человека, но и на всю живую природу!

Меркаптаны RSH – высокотоксичные сераорганические соединения, образуются при термическом воздействии на нефтяные соединения, содержащие серу. Меркаптаны обнаруживаются в воздухе нефтегазопромысловых и перерабатывающих заводов в меньших концентрациях, чем сероводород. RSH обладают ярко выраженным специфическим и отвратительным запахом. Сильные нервные яды, обладают наркотическим эффектом, вызывают паралич мышечных тканей.

Диоксид серы SO₂ – бесцветный газ с резким запахом, раздражает дыхательные пути, образуя на их влажной поверхности серную и сернистую кислоты. Он оказывает общее токсическое действие, нарушает углеводный и белковый обмен. Порог раздражающего действия диоксида серы находится на уровне 20 мг/м³, остротоксичны более высокие его концентрации (выше порога раздражения). При концентрации 20-60 мг/м³ SO₂ обжигает слизистые дыхательные пути и глаза, при 120 мг/м³ вызывает одышку, синюшность, человек переносит эту концентрацию только в течение 3 мин. При воздействии в течение 1 мин. в концентрации 300 мг/м³ теряет сознание. Доказана зависимость частоты острых респираторных заболеваний и хронических заболеваний легких у взрослых и детей от загрязнения SO₂ атмосферного воздуха [1].

Поэтому стремление снизить содержание соединений серы в нефтепродуктах существует постоянно и реализуется повсеместно.

Широко известными и распространенными методами обессеривания является гидроочистка (ГО).

Легкая топливная продукция: дизельное топливо, керосин, бензин подвергаются гидроочистке, в результате которой содержания серы уменьшается в 98 – 99 раз.

Гидроочистка же тяжелых остатков является очень сложным и дорогостоящим процессом, осуществить который в больших масштабах за короткое время пока невозможно.

Тяжелые топлива подвергаются обессериванию лишь частично. Вводятся присадки-поглотители сероводорода, которые связывают его в малоактивные высокомолекулярные соединения, не обладающие токсичностью.

Высокомолекулярные соединения не оказывают токсическое воздействие на окружающую среду и человеческих организм.

Но при сгорании котельного топлива они, как и все серосодержащие соединения вступают в окислительные реакции с образованием серного и сернистого газа. (SO₂ и SO₃).

Очистке щелочными реагентами от сероводорода в настоящее время подвергают только бензины и керосины.

Поэтому нами предлагается вариант щелочной очистки тяжелых нефтяных остатков и котельных топлив.

В результате процесса протекает следующая реакция:



Образуются солеобразные соединения растворимые в воде (тиолы, меркаптиды натрия и др.).

В лаборатории был выполнен ряд испытаний, результаты которых приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Результаты лабораторных испытаний

Вид топлива	Концентрация NaOH, %	Температура, °С	Время перемешивания, мин	Содержание серы, %	
				до очистки	после очистки
ДТ тяжелое	5	50	5	0,9641	0,9625
ДТ тяжелое	10	50	5	0,9641	0,0456
Мазут топочный	10	60	5	2,5059	2,3978
Мазут топочный	15	60	5	2,5059	2,2463
Мазут топочный	20	80	20	2,5059	1,7154

Результаты испытаний в лабораторных условиях показывает возможность снизить содержание серы в тяжелых нефтяных остатках и топочном мазуте с 2,5 % до 1,72%, т.е. почти в 1,5 раза.

При сгорании мазута с содержанием серы 2,51% в атмосферу выделяется 21 кг/ (т мазута) диоксида серы SO₂. При сгорании же мазута после щелочной очистки с содержанием серы 1,72% будет выделено 14,22 кг/ (т мазута).

После обработки щёлечью необходимо осуществить промывку водой для удаления щелочи до нейтральной среды. Нижний водный слой отстаивают и удаляют, в условиях лабораторий, из делительной воронки.

В промышленных условиях это может быть отстой и дренирование в резервуарах. Дренажная вода, содержащая тиолы, меркаптиды натрия и другие серосодержащие соединения, поступает на установку гидроочистки промышленной воды для гидроочистки от сульфидов. При поступлении в центр биологической очистки происходит удаление сульфатных серосодержащих соединений микроорганизмами.

Библиографический список

1. Давыдова, С.Л. Нефть и нефтепродукты в окружающей среде. Учебное пособие/ С.Л. Давыдова, В.И. Тагасов. - М.: изд-во РУДН, 2004. - 105 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИСАДОК ИНДУСТРИАЛЬНОГО МАСЛА ИГП-18 ИК-СПЕКТРОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

Я.В. Дёмочкина¹, Т.А. Модина¹, Г.И. Мельник², М.В. Лызлова¹

¹Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

²Рязанский институт (филиал) Московского политехнического университета,
г. Рязань

В настоящей работе представлена методика определения химического состава и структуры присадок, содержащихся в индустриальном масле ИГП-18 методом ИК-спектроскопии. Показано влияние присадок на эксплуатационные и экологические свойства.

Ключевые слова: индустриальное масло, присадки, экологические свойства масла, инфракрасная спектроскопия

STUDY OF THE INDIVIDUALS OF THE INDUSTRIAL OIL IGP-18 BY THE IR-SPECTROMETRIC METHOD

Y.V. Dyomochkina¹, T.A. Modina¹, G.I. Melnik², M.V. Lyzlova¹

¹Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

²Moscow Polytechnic University, Ryazan Institute (branch), Ryazan

This paper presents a method for determining the chemical composition and structure of additives contained in the IGP-18 industrial oil using IR spectrometry. The effect of additives on the operational and environmental properties is shown.

Keywords: industrial oil, additives, ecological properties of oil, infrared spectrometry

Надежная работа машин и механизмов связана с применением смазочных материалов, обеспечивающих снижение трения между твердыми поверхностями движущихся частей, защиту металлических поверхностей от коррозии, удаление с трущихся поверхностей и диспергирование в объеме твердых частиц и воды. В процессе эксплуатации в маслах накапливаются механические, химические примеси, вода, приводящие к тому, что смазочный материал не может в дальнейшем использоваться и становится отработанным смазочным материалом (ОСМ). В настоящее время ОСМ является одним из распространенных техногенных отходов, негативно влияющих на все объекты окружающей среды (атмосферу, почву, воду). Только загрязнение вод отработанными нефтяными маслами составляет 20 % общего техногенного загрязнения или 60 % загрязнения нефтепродуктами. Несмотря на то, что в общем объеме переработки нефти выпуск нефтяных масел по сравнению с моторным топливом невелик и составляет всего около 1,5 %, а индустриальные масла, рассматриваемые в нашей работе, занимают не более 30 % в общем объеме производства масел, идентификация присадок, входящих в состав масел, представляет собой актуальную задачу.

Самым распространенным типом рабочих жидкостей в гидравлических системах автоматических линий, металлорежущих станков, прессового и другого промышленного оборудования являются масла, которые получают путем компаундирования нефтяных базовых масел с различными присадками. Индустриальные масла для гидравлических приводов серии ИГП содержат антиокислительную, противоизносную, антикоррозионную, антиржавейную присадки, а также присадки, предназначенные для понижения температуры застывания, повышения вязкости и индекса вязкости. Каждая присадка имеет специфический химический состав и структуру и влияет на эксплуатационные и экологические свойства получаемого масла.

АГИДОЛ-1 (ПДК 50 мг/м³) влияет на окислительно-восстановительные процессы, угнетая окислительные ферменты. В настоящее время разрешено применение этой присадки в качестве антиокислителя пищевых жиров, масел, мяса, рыбы, кормов для птиц в концентрации 0,02 % масс., что, по мнению исследователей, не является безопасным без тщательной проверки.

ДФ-11 (ПДК углеводородов - 300 мг/м³, ПДК масляного аэрозоля - 5 мг/м³) присадка содержит цинк, относящийся к наиболее распространенным токсическим компонентам крупномасштабного загрязнения Мирового океана, мигрирующий через гидросферу Земли. Общий характер действия цинковой интоксикации проявляется в конкурентном отношении цинка с рядом других металлов, снижении уровня кальция в крови и костях с одновременным нарушением усвоения фосфора. Может представлять онкогенную и мутагенную опасность. Острые отравления в основном происходят от цинковой пыли, оксида и хлорида цинка.

В-15/41 (ПДК 50 мг/м³) обладает раздражающим действием на кожу, слизистые оболочки глаз и верхних дыхательных путей.

ПМА «Д» - метилметакрилат (ПДК 10 мг/м³) обладает наркотическим действием, причем смертельные и наркотические дозы почти совпадают. Значительна опасность острых отравлений. Полиметакрилат (ПДК углеводородов 300 мг/м³ ПДК масляного аэрозоля 5 мг/м³) малотоксичное соединение, в редких случаях может вызывать раздражение кожи и глаз.

В настоящей работе проводилось исследование состава масел ИГП-18 аналитическими и ИК-спектрометрическими методами. С этой целью в работе был приготовлен реперный образец состава, согласно рецептуре приготовления ИГП-18, но с увеличенным на 30% содержанием присадок. Из реперного образца и базового масла SN-150 смешением получили четыре образца, для которых определили кинематическую вязкость при 40 °С, мм²/с, кислотное число в мг КОН/г, зольность, %, содержание цинка, %.

Исследование ИК-спектров поглощения проводилось для масел на ИК-спектрометре, в котором спектр определялся сканированием по сдвигу фаз между двумя частями разделенного светового пучка (Фурье- спектрометрия). Этот метод дает значительный выигрыш в фотометрической точности и точности отсчета длины волны.

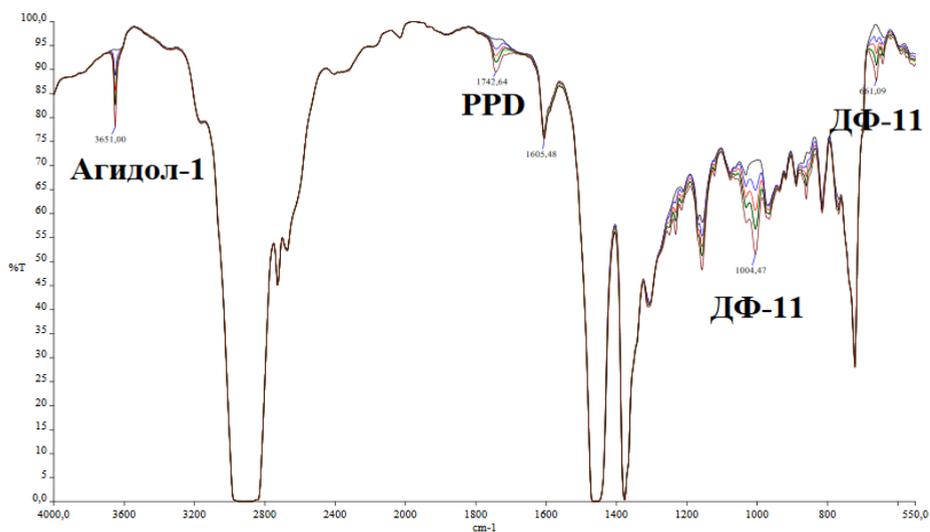


Рисунок 1 – ИК-спектр промышленного масла для гидравлических приводов серии ИГП-18

По образованию полос поглощения в характеристических спектральных диапазонах (рис. 1) были определены следующие функциональные группы:

- Валентные колебания гидроксильной группы в фенолах находятся в диапазоне 3670-3580, полученный пик 3651,00 характеризует наличие антиокислительной присадки Агидол – 1;
- Карбоновые кислоты дают спектры в диапазоне 1760-1720. Пик 1742,64 характеризует наличие депрессорной присадки ПМА «Д» (PPD);
- Фосфоорганические соединения, имеющие связи P=S и P-O- алкил дают пики в диапазоне 840-600 и 1050-990, характеризующие наличие противоизносной присадки ДФ-11.

Использованная в данной работе методика дает возможность по рассчитанной интенсивности в максимуме полосы поглощения, для конкретной присадки в зависимости от ее концентрации в масле, определить концентрацию присадки в образце масла и достаточно быстро спрогнозировать его свойства. Данный метод имеет высокую воспроизводимость результатов, гарантирует 99 % точности определения состава масла, позволяет сократить время, необходимое на проведение лабораторных испытаний.

Библиографический список

1. Гришина А.А., Резников А.В., Дёмочкина Я.В., Лызлова М.В. Исследование структурных особенностей промышленных масел методом ИК-спектроскопии. - Сборник трудов международной научно-технической и научно-методической конференции «Современные технологии в науке и образовании» (СТНО-2017). Рязань: РГРТУ, 2017. Т1. С.63-67
2. Горючие смазочные материалы. Энциклопедический толковый словарь – справочник. Под ред. В.М. Школьников. – М.: Издательский центр

«Техинформ» Международной академии информатизации, 2010. – 576 с.

3. Вредные химические вещества. Неорганические соединения элементов I-IV групп: Справ. Изд./А.Л. Бандман, Г.А. Гудзовский, Л.С. Дубейковская и др.; Под ред В.А. Филова и др.Л.: Химия, 1988. 512 с.

УДК 004.021; ГРНТИ 61.01.77

ОЧИСТКА ГАЗОВ РАЗЛОЖЕНИЯ ОТ СЕРОВОДОРОДА РАСТВОРОМ МЕТИЛДИЭТАНОЛАМИНА

М.Э. Керимова, В.В. Коваленко, М.В. Лызлова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Дан анализ веществ, попадающих в атмосферу с дымовыми газами технологических печей. Рассмотрена технологическая схема очистка газов разложения МДЭА в компрессионной системе.

Ключевые слова: Первичная переработка нефти, газы разложения, сероводород, метилдиэтаноламин.

CLEANING GAS DECOMPOSITION FROM HYDROGEN METHYL DIETHANOLAMINE SOLUTION

M.E. Kerimova, V.V. Kovalenko, M.V. Lyzlova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The analysis of substances entering the atmosphere with flue gases of technological furnaces is given. A flow chart for the purification of gases of decomposition of MDEA in a compression system is considered.

Keywords: Primary oil refining, decomposition gases, hydrogen sulfide, methyldiethanolamine.

Технологические процессы переработки нефти сопровождаются появлением вредных для окружающей среды веществ, которые выбрасываются в атмосферу с дымовыми газами. Примерный состав дымовых газов, образующихся при сжигании топлива в технологических печах установок первичной перегонки нефти, представлен на рис. 1.

Наибольшую опасность для окружающей среды представляют углеводороды и оксид серы, попадающий в атмосферу при переработке сернистых нефтей. Важное значение для снижения выбросов сернистых соединений в атмосферу имеют процессы очистки топлива, в частности гидроочистка, абсорбция сероводородсодержащих газов и другие.

На вакуумных блоках установок АВТ образуются газы разложения, содержащие сероводород, которые используются для нагрева сырья в печи в

качестве топлива. Очистка газов не производится и при сжигании газообразного топлива в атмосферу выбрасывается диоксид серы. При этом происходит также интенсификация процесса коррозии экономайзеров котлов-утилизаторов.

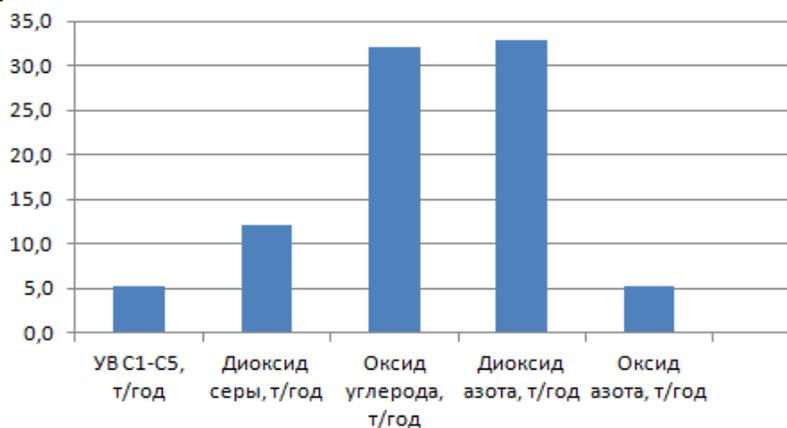


Рисунок 1 – Состав дымовых газов в технологических печах

В данной работе рассмотрена технологическая схема очистки от сероводорода газов разложения вакуум-создающих систем с использованием жидко-кольцевого компрессора и трехфазного сепаратора. В качестве абсорбента был применен раствор метилдиэтанолamina (МДЭА). В жидкостно-кольцевой компрессор подаются раствор МДЭА и поток газов разложения вакуум-создающей системы, где происходит химическое взаимодействие сероводорода с абсорбентом. При этом осуществляется очистка газов разложения от сероводорода и диоксида углерода. Жидкие фазы отделяются от потока газа в трехфазном сепараторе: углеводороды поступают в трубопровод откачки конденсата факельного хозяйства, насыщенный раствор МДЭА направляется на регенерацию, очищенный от сероводорода газ передается в заводскую сеть топливного газа.

Анализ очищенного газа показал высокую степень очистки от сероводорода (не более 0,08% об.), что почти в 20 раз меньше нормы технологического регламента.

Библиографический список

1. Сорокин Я.Г. Особенности переработки сернистых нефтей и охрана окружающей среды: - М.: Изд. «Химия», 1975. -296 с.
2. М.Э. Казакова, М.В. Лызлова. Утилизация газов разложения вакуум-создающих систем установок первичной переработки нефти. Новые технологии в учебном процессе и производстве: Материалы XIV межвузовской научно-технической конференции, посвященной 60 – летию института / Под ред. начальника НИО Платонова А.А., канд. техн. наук Бакулиной А.А. – Рязань: Рязанский институт (филиал) Университета машиностроения, –2016. - 497-500 с.

**ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ АППАРАТА
ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ В ПЕРИОД РЕАБИЛИТАЦИИ
ПАЦИЕНТА ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА**

А.Р. Габдрахманова, М.В. Казакова, С.В. Смирнова
Казанский национальный исследовательский
технический университет им. А.Н. Туполева - КАИ, г. Казань

В данном докладе описывается метод электростимуляции. Представлена структурная схема аппарата для электростимуляции в период реабилитации пациента после инсульта. Произведен анализ последовательности обработки и преобразования сигналов каждого блока схемы.

Ключевые слова: аппарат, электростимуляция, структурная схема, инсульт.

**DEVELOPMENT OF THE STRUCTURAL SCHEME
OF THE APPARATUS FOR ELECTRICAL STIMULATION DURING
REHABILITATION PATIENT AFTER THE STROKE**

A.R. Gabdrakhmanova, M.V. Kazakova, S.V. Smirnova
Kazan National Research Technical University
named after A. N. Tupolev - KAI, Kazan

This article describes the method of electrical stimulation. A structural scheme of the apparatus of technical stimulation in the period of rehabilitation of a patient after a stroke is presented. The analysis of the sequence of processing and transformation of signals of each block of the circuit was made.

Key words: apparatus, electrical stimulation, structural scheme, stroke.

В настоящее время одной из основных социально-медицинских проблем современной неврологии является инсульт. Инсульт – это нарушение мозгового кровообращения, то есть повреждение головного мозга, вызванное закупоркой или разрывом сосудов мозга. Большинство людей, перенесших инсульт, становятся инвалидами, нуждаются в реабилитации и даже в постоянном постороннем уходе. Чаще всего после инсульта нарушаются нормальные функции нервно-мышечного аппарата (НМА). Следовательно, необходима длительная и серьезная реабилитация пациента. Для восстановления функций нервов и мышц прибегают к такому методу реабилитации, как электростимуляция. При электростимуляции используют импульсные токи, которые вызывают двигательное возбуждение и сокращение мышц. При прохождении стимулирующего электрического тока вдоль нервных стволов повышается их проводимость, это приводит к ускорению регенерации поврежденных нервов.

Целью данного доклада является разработка структурного построения аппарата для электростимуляции и обоснование работы каждого блока схемы.

Основными задачами являются: анализ литературных источников по построению информационно-измерительного канала электростимуляции, анализ последовательности обработки и преобразования сигналов каждого блока схемы.

Электростимуляция заключается в наложении накожных электродов на соответствующие мышцы. Генерируются электрические импульсы, идущие к мышце через электроды. В результате мышца сокращается. После ее сокращения импульсы идут по рефлекторной дуге в головной мозг. У людей, перенесших инсульт, импульсы из головного мозга не поступают, поэтому мышцы не сокращаются, и не происходит движение. Электростимуляцию можно проводить только на мышцах, тонус которых снижен. Поэтому электростимуляцию больных после инсульта проводят только в специализированных учреждениях под контролем врачей. На данный момент, ни один прибор, который можно приобрести для личного использования не содержит определенной системы контроля воздействия на организм человека. Следовательно, актуализируются исследования в данном направлении [1].

Разработанная структурная схема аппарата для электростимуляции представлена на рис.1.

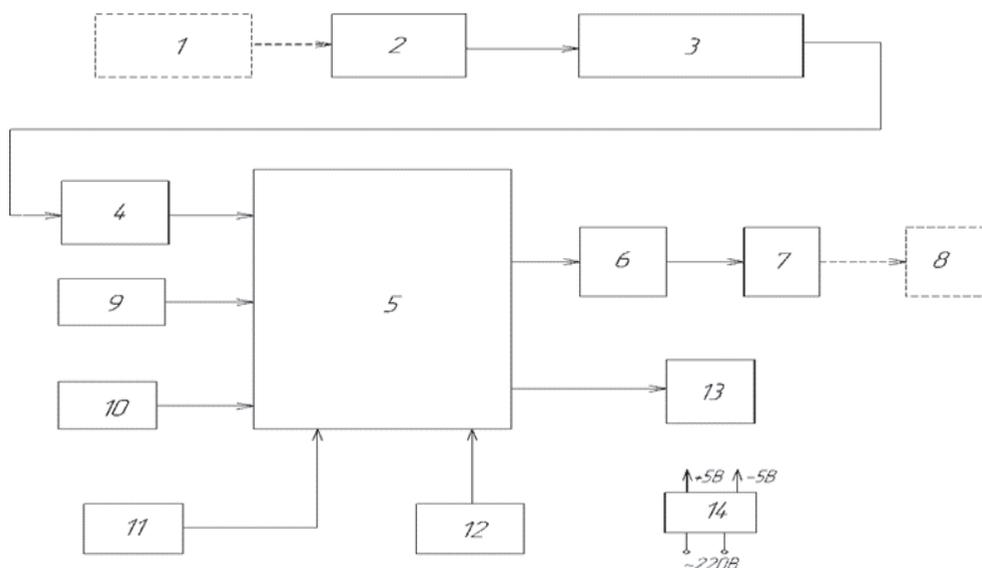


Рисунок 1 – Структурная схема аппарата для электростимуляции.

На рисунке 1: 1 – источник сигнала; 2 – широкополосный входной усилитель; 3 – активный фильтр; 4 – АЦП; 5 – микропроцессорное устройство управления; 6 – выходной усилитель мощности; 7 – электроды; 8 – пациент; 9 – схема сброса; 10 – генератор тактовых импульсов; 11 – таймер; 12 – клавиатура; 13 – ЖКИ-индикатор; 14 – блок питания.

Аналоговые сигналы с внешнего источника сигнала 1 подаются на широкополосный входной усилитель 2 и активный фильтр 3, где происходит усиление входного сигнала и его фильтрация от помех, затем сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 4. В АЦП 4 осуществляется оцифровка входных сигналов и формируется цифровой код, поступающий в устройство управления 5. Микропроцессорное устройство управления 5 является основным блоком схемы, оно выполняет следующие функции: управление напряжением на электродах аппарата 7 - функции формирователя и распределителя широтно-импульсной модуляции (ШИМ) сигналов. Устройство управления 5 выполняется на микропроцессорной логике, генератор тактовых импульсов 10 обеспечивает синхронизацию микропроцессора, схема сброса 9 формирует сигнал сброса до тех пор, пока не стабилизируется напряжение питания. В микропроцессорном устройстве управления 5 в зависимости от частоты, амплитуды входного сигнала и заранее заданных параметров выходного сигнала (задается с помощью клавиатуры 12), формируются соответствующие ШИМ-сигналы, которые через выходной усилитель мощности 6 подаются на электроды аппарата 7, подключенные к пациенту 8. Управление работой аппарата осуществляется с помощью клавиатуры 12, при помощи клавиатуры задается время сеанса, которое отсчитывает таймер 11. Управляющие команды, вводимые параметры и входные сигналы отображаются на жидкокристаллическом индикаторе (ЖКИ) 13.

В микропроцессорной системе управления функции, которые реализует аппарат для электростимуляции, возложены на микроконтроллер и функционирование аппарата будет осуществляться в соответствии с программой «заложенной» в микроконтроллер.

Микроконтроллер – это микропроцессорная система, изготовленная на одном кристалле, которая ориентирована на реализацию алгоритмов цифрового управления различными объектами и процессами.

По своему конструктивному выполнению аппарат для электростимуляции соответствует техническим требованиям, предъявляемым к электромедицинской аппаратуре. При разработке схемы аппарата, схемотехнически выполняются несколько плат, такие как плата обработки сигналов с внешнего источника, плата индикации, плата блока электропитания, плата формирования ШИМ-сигналов с выходом на электроды, обеспечивающие высокую надежность, малые габариты, вес и экономичность устройства.

Библиографический список

1. Габдрахманова А.Р., Казакова М.В., Смирнова С.В., к.т.н. Применение программы «Multisim» для схемотехнического моделирования канала электростимуляции пациента // Перспективные информационные технологии (ПИТ 2018) [Электронный ресурс]: труды Международной научно-технической конференции / под ред. С.А. Прохорова. – Самара: Издательство Самарского научного центра РАН, 2018. – 1424с.

ВЫЯВЛЕНИЕ ИНФОРМАТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ КАРДИОРИТМОГРАММЫ В ЗАДАЧЕ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Ю.А. Челебаева, О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассмотрены вопросы автоматизированного анализа сердечного ритма в режиме реального времени на основе применения аппарата искусственных нейронных сетей. Обосновано применение нейросетевого базиса операций. Разработаны нейросетевые модели для определения информативных параметров кардиоритмограммы. Выполнено моделирование работы компонентов системы на ЭВМ. Система реализована на языке описания аппаратуры для ПЛИС. Проведено ее моделирование в среде Altera Quartus II. .
Ключевые слова: анализ сердечного ритма; кардиоритмограмма; искусственные нейронные сети; язык описания аппаратуры; программируемые логические интегральные схемы.

DETECTION OF THE CARDIORHYTHMOGRAM INFORMATIVE PARAMETERS IN THE TASK OF DIAGNOSIS OF THE HEART RHYTHM DISORDERS

Y.A. Chelebaeva, O.V. Melnik

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the article questions of the automated analysis of a cardiac rhythm in a real time mode on the basis of the artificial neural network technologies are considered. Application of a neural network base of operations is justified. Neural network models are developed for determination of the informative parameters of a cardiorhythmogram. Simulation of operation of components of system on a computer is executed. The system is implemented in the VHDL hardware description language for FPGAs and its simulation was performed in the Altera Quartus II environment.

Keywords: heart rate analysis, cardiorhythmogram, artificial neural networks, hardware description language, programmable logic integrated circuits.

Нарушения ритма сердца являются осложнением сердечно-сосудистых и экстракардиальных заболеваний. Возникновение аритмий утяжеляет клиническое течение заболеваний и является причиной смерти кардиологических больных. В тоже время существуют абсолютно безопасные нарушения ритма [1]. Задачей анализа сердечного ритма в режиме реального времени является обнаружение ранних аритмий с целью их эффективного лечения и предотвращения катастрофических и непосредственно угрожающих жизни аритмий.

Для решения задачи классификации особенностей сердечного ритма на

основе обработки кардиоритмограммы может быть использован аппарат искусственных нейронных сетей.

Его использование позволяет в результате обучения нейросети получить математическое описание структуры преобразователя, отличающегося высокой однородностью составляющих его нейроэлементов и технологической простотой реализации сети на ПЛИС, в том числе путем ее представления на языке описания аппаратуры, таких как VHDL и Verilog.

Внедрение нейросетевой организации систем в основу построения устройств анализа кардиоритмограммы позволяет также существенно расширить их функциональные (интеллектуальные) возможности. В первую очередь, это – обучаемость ИНС-устройства на выделение искомого информативного признака, а также поддержка сетью функций адаптации к входным сигналам (фильтрация помех и т.п.).

В работе [2] предложена структурная схема устройства для анализа сердечного ритма, основными элементами которой являются нейросетевая система преобразования сигнала кардиоритмограммы и нейросетевая подсистема обработки сигналов кардиоритмограммы. Компоненты нейросетевой подсистемы преобразования описаны в работе [3].

Структурная схема нейросетевой подсистемы обработки сигналов кардиоритмограммы приведена в работе [4].

Разработаны модели нейросетевых структур для выявления информативных параметров кардиоритмограммы [5, 6] для определения признаков синоаурикулярной блокады по Мобитц-1 и Мобитц-2, определения признака постоянной бигеминии, признака стабильного синусового ритма, ригидного синусового ритма, косонисходящего ригидного синусового ритма, количества экстрасистол на кардиоритмограмме.

Так, например, сеть для определения признака постоянной бигеминии представляет собой трехслойный персептрон. Входами сети являются значения гистограммы распределения RR-интервалов кардиоритмограммы, а также среднее значение гистограммы. Выходом сети является информативный признак постоянной бигеминии. Работа сети описывается выражением (1):

$$y = F^{(3)} \left(\sum_r w_{r,i}^{(3)} F^{(2)} \left(\sum_p w_{p,r}^{(2)} F^{(1)} \left(\sum_{j=1}^n w_{j,p}^{(1)} gist_j \right) \right) \right), \quad (1)$$

где $gist_j$ – значение гистограммы распределения RR-интервалов;

w_{ij} – весовые коэффициенты нейронной сети;

$F^{(k)}$ – функция активации.

Выполнена проверка работоспособности нейросетевых моделей на основе программной реализации на языке C++. Примеры результатов работы программы показаны на рис. 1. В качестве исходных данных для обработки использовались записи кардиоритмограмм из аннотированной базы данных <https://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.

Записи № 24 и № 42 – это кардиоритмограммы пациентов, перенесших

инфаркт миокарда. В результате программной обработки записи № 24 было выявлено, что имеются множественные признаки сино-аурикулярной блокады, признаки ригидного ритма и эксцессивного распределения (рис. 1, а). Обработка записи № 42 показала, что данный пациент идет на поправку, так отсутствуют признаки сино-аурикулярной блокады и ригидного ритма (рис. 1, б).

Рисунок 1а – Результаты работы программы для анализа кардиоритмограмм

Form1

Выбор исходной КРГ

КРГ1 КРГ36 КРГ71 КРГ106
 КРГ2 КРГ37 КРГ72 КРГ107
 КРГ3 КРГ38 КРГ73 КРГ108
 КРГ4 КРГ39 КРГ74 КРГ109
 КРГ5 КРГ40 КРГ75 КРГ110
 КРГ6 КРГ41 КРГ76 КРГ111
 КРГ7 КРГ42 КРГ77 КРГ112
 КРГ8 КРГ43 КРГ78 КРГ113
 КРГ9 КРГ44 КРГ79 КРГ114
 КРГ10 КРГ45 КРГ80 КРГ115
 КРГ11 КРГ46 КРГ81 КРГ116
 КРГ12 КРГ47 КРГ82 КРГ117
 КРГ13 КРГ48 КРГ83 КРГ118
 КРГ14 КРГ49 КРГ84 КРГ119
 КРГ15 КРГ50 КРГ85 КРГ120
 КРГ16 КРГ51 КРГ86 КРГ121
 КРГ17 КРГ52 КРГ87 КРГ122
 КРГ18 КРГ53 КРГ88 КРГ123
 КРГ19 КРГ54 КРГ89 КРГ124
 КРГ20 КРГ55 КРГ90 КРГ125
 КРГ21 КРГ56 КРГ91 КРГ126
 КРГ22 КРГ57 КРГ92 КРГ127
 КРГ23 КРГ58 КРГ93 КРГ128
 КРГ24 КРГ59 КРГ94 КРГ129
 КРГ25 КРГ60 КРГ95 КРГ130
 КРГ26 КРГ61 КРГ96 КРГ131
 КРГ27 КРГ62 КРГ97 КРГ132
 КРГ28 КРГ63 КРГ98 КРГ133
 КРГ29 КРГ64 КРГ99 КРГ134
 КРГ30 КРГ65 КРГ100 КРГ135
 КРГ31 КРГ66 КРГ101 КРГ136
 КРГ32 КРГ67 КРГ102 КРГ137
 КРГ33 КРГ68 КРГ103 КРГ138
 КРГ34 КРГ69 КРГ104 КРГ139
 КРГ35 КРГ70 КРГ105 КРГ140

Гистограмма
 438 - 469 : 1
 470 - 501 : 0
 502 - 533 : 0
 534 - 565 : 0
 566 - 597 : 316
 598 - 629 : 75
 630 - 661 : 0
 662 - 693 : 0
 694 - 725 : 0
 726 - 766 : 1

Ригидный ритм: НЕТ

Постоянная бигеминия: НЕТ

Нормальная гистограмма: ДА
77,7777777777778%

Асимметричное распределение: НЕТ

Экссессивное распределение: ДА

Амодальное распределение: НЕТ

Полимодальная гистограмма: НЕТ

Количество экстрасистол=392

Сино-аурикулярная блокада по Мобитц-1:
НЕТ
Признаков сино-аурикулярной блокады по Мобитц-1:
1
Сино-аурикулярная блокада по Мобитц-2:
НЕТ
Признаков сино-аурикулярной блокады по Мобитц-2:
0

Вид гистограммы

ЧСС:
Тахикардия

SDNN-вариабельность:
Ниже нормы - усиление симпатической регуляции

Тип синусового ритма на КРГ:
Нормальный синусовый ритм

Инициализация

Выбор

min= 438

max= 766

размах= 328

М.О.Ж. = 590,933

SDNN= 14,2194

CV, % = 2,40627

NN50= 3

pNN50= 0,00763

Мода

мода= 438

НС-Гистограмма

ЧСС= 136,986301

НС 5 градаций

САБ Мобитц-1

Ригидный ритм

САБ Мобитц-2

Постоянная бигеминия

SDNN

NN50

Тип ритма

Определение экстрасистол

Рисунок 16 – Результаты работы программы для анализа кардиоритмограмм

Было обработано 140 записей кардиоритмограмм в норме и с различными отклонениями, показавшее, что разработанные модели достаточно точно выявляют информативные параметры кардиоритмограммы. Таким образом, разработанные программные средства позволяют с достаточной степенью достоверности выявлять широкий класс нарушений сердечного ритма.

Система реализована на языке описания аппаратуры для ПЛИС. Проведено ее моделирование в среде Altera Quartus II.

Данный подход к построению систем контроля сердечного ритма в режиме реального времени может быть использован как для мониторинга уже диагностированных сердечно-сосудистых заболеваний, особенно в палатах интенсивной терапии, так и для профилактики и ранней диагностики признаков аритмии у лиц с высоким миокардиальным риском.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-60114 мол_а_дк «Методы и автоматизированная система для контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности».

Библиографический список

1. Руководство по кардиологии: учебное пособие в 3 т. / под ред. *Сторожакова Г.И., Горбаченкова А.А.* 2009. Т. 3. 512 с.
2. Chelebaev S.V., Chelebaeva Y.A. Converters structures synthesis of time-and-frequency signals parameters in the code of two variables on the radial-based network // 2017 6th Mediterranean Conference on Embedded Computing MECO, 2016, Bar, Montenegro.
3. Chelebaev S.V., Chelebaeva Y.A. The Converter Structure of Time-and-Frequency Signals Parameters in a Code of Two Variables on the Recurrent Network Basis // 2015 4th Mediterranean Conference on Embedded Computing MECO, June 14th – 18th, 2015, Budva, Montenegro. – С. 199-202.
4. Мельник О.В., Челебаев С.В., Челебаева Ю.А. Анализ кардиоритмограммы в нейросетевом базисе операций // Биомедицинская радиоэлектроника. 2018. № 8. С. 39-44.
5. Мельник О.В., Челебаев С.В., Челебаева Ю.А. Анализ сердечного ритма в режиме реального времени на основе искусственных нейронных сетей // Биотехносфера, № 6, 2016. С. 33-39.
6. Мельник О.В., Челебаев С.В., Челебаева Ю.А. Автоматизированный анализ сердечного ритма в режиме реального времени с использованием нейросетевых технологий. Биомедицинская радиоэлектроника. №7, 2017. С. 45-52.

УДК 159.9.072:57.087

ОБОСНОВАНИЕ ИНФОРМАТИВНЫХ КАНАЛОВ НЕЙРОГАРНИТУРЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ УРОВНЯ СТРЕССА

Д.Р. Абдрахимова, Г.В. Матросов, М.М. Тюрин

Казанский национальный исследовательский технический университет им.
А.Н.Туполева – КАИ, г. Казань

В работе представлен анализ информативных каналов, имеющих ценность при нарушении работы ЦНС вследствие длительного напряженного состояния организма. В результате предложена концепция нейрогарнитур в виде многоканального комплекса для диагностики состояния стресса.

Ключевые слова: *стресс, нейрогарнитура, ЭЭГ.*

THE RATIONALE OF INFORMATIVE CHANNELS NEUROHEREDITARY TO DIAGNOSE STRESS LEVELS.

D. R. Abdrahimova, G.V. Matrosov, M.M Tyurina

Kazan national research technical University. A. N. Tupolev – KAI, Kazan

The paper presents an analysis of informative channels that are valuable in violation of the Central nervous system due to prolonged stress state of the body. As a result,

the concept of a neural headset in the form of a multi-channel complex for the diagnosis of stress is proposed.

Key words: *stress, neuro-headset, EEG.*

Стресс – это естественная защитная реакция организма. Однако, стресс, который не контролируется, может способствовать многим проблемам со здоровьем, таким как высокое кровяное давление, сердечные заболевания, ожирение, диабет и т.д. Способность распознавать симптомы общего стресса могут дать возможность справиться с этими проявлениями.

Для контроля состояния дистресс, являющимся отрицательным проявлением стресса, в работе предложено использовать электрографические сигналы. В электроэнцефалограмме для диагностики уровня стресса необходимо контролировать бета- и тета- ритмы деятельности головного мозга. Бета-ритм хорошо выражен в лобной и височных областях. Его частота 14-35 Гц, а амплитуда до 15 мкВ. Бета-ритм отвечает за когнитивные процессы и различные типы эмоций. Тета-ритм более выражен не в коре головного мозга, а в гиппокампе. Частота тета-ритма колеблется в пределах от 4 до 8 Гц, а его амплитуда не превышает 40 мкВ. Увеличение индекса тета-ритма может, с одной стороны, свидетельствовать о патологии, а с другой, отражать определенные функциональные состояния, связанные либо со снижением уровня активности мозга, либо, напротив, с концентрацией внимания, когнитивной и эмоциональной активацией [1].

В работе предлагается измерение электрографических сигналов осуществлять с помощью нейрогарнитуры, основанной на монополярном методе измерения с использованием двух электродов (активным и нейтральным). Недостатком такого снятия ЭЭГ является высокая доля физиологических и технических артефактов. Если во время регистрации электроэнцефалограммы испытуемый будет моргать глазами или напрягать мышцы лица, то электрическая активность мозга из-за слабости сигнала будет неразличима на фоне помех от мышц. Исключение физиологических артефактов возможно путем коррекции методик снятия ЭЭГ с минимизацией внешних звуковых и световых раздражителей. Для борьбы с техническими артефактами предложено исключить сетевую наводку в 50 Гц, заменив питание от сети на питание от аккумулятора. Для уменьшения переходного сопротивления электрод-кожа (не более 5 кОм) предлагается использовать электропроводящую пасту. Оставшиеся артефакты, оказавшиеся в электроэнцефалограмме, будут удалены с помощью специальных опций программного обеспечения при последующей обработке полученной записи.

Для получения более точных данных о состоянии организма будут учитываться дополнительные показатели. К ним относятся температура тела и сопротивление в биологически активной точке Шен-Мен, находящейся на верхней части треугольной ямочки уха, прямо над центральной частью со слуховым проходом [2]. В акупунктуре стимулирование данной точки

помогает избавиться от тревоги, головных болей, а также помогает в подавлении депрессии, беспокойства и других периодических эмоциональных реакциях, способствующих развитию стресса.

Конструкцию нейрогарнитуры предлагается сделать в виде ободка с наушником с несколькими ответвлениями. На откидной планке будет расположен металлический электрод, отвечающий за регистрацию мозговой активности пациента. Данный активный электрод должен располагаться на голове так, чтобы он касался лба для измерения бета ритмов. Электрически нейтральный референтный электрод будет зафиксирован на мочке уха.

В наушник предложено встроить инфракрасный датчик для измерения температуры тела в ушной раковине. Гипертермия в пределах от 36,7°C до 37,5°C может являться одним из признаков напряженного состояния организма. Измерение кожно-гальванического сопротивления в биологически-активной точке «Шен-Мен» предложено проводить с помощью встроенного в наушник на гибкую основу активного точечного электрода [3].

Таким образом, в работе показано что чем дольше человек пребывает в напряженном состоянии, тем больше его физические показатели, такие как температура тела, сопротивление в биологически-активной точке «Шен- Мен», и частота бета- и тета- ритмов отклоняются от нормы, предложена общая концепция построения многоканальной портативной нейрогарнитуры, способной диагностировать состояния повышенной активности симпатической системы, вызванной стрессом.

Библиографический список

1. Звездочкина Н.В. Исследование электрической активности головного мозга человека: учебно-методическое пособие. – Казань: Казан. ун-т, 2014 г. – 59 с.
2. Абдрахимова Д.Р., Тюрина М.М. Обоснование состава параметров первичной оценки состояния дистресс / Д.Р. Абдрахимова, М.М. Тюрина //Труды Международной научно-технической конференции «Перспективные информационные технологии (ПИТ 2018)» – Самара: Издательство Самарского научного центра РАН, 2018. – Т. 1424. – С. 667-668.
3. Абдрахимова Д.Р., Тюрина М.М. Параметры комплексной диагностики биологического объекта в состоянии стресса //Труды 73-й Всероссийской научно-технической конференции, посвященной Дню радио/ Санкт-Петербург: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2018. – т. 567 – С. 500-501.

КАНАЛ ИЗМЕРЕНИЯ КИСЛОТНОСТИ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ПИЩЕВОДА ЖЕЛУДОЧНОГО ПЕРЕХОДА

А.В Бердников, А.А. Нурмухаметова

Казанский национальный исследовательский технический университет им.
А.Н. Туполева-КАИ (КНИТУ-КАИ), г. Казань

В данной работе изучена система измерителя с одним измерительным каналом с расположением измерительного электрода в просвете пищевода над кардиальным жомом. Данный измеритель позволяет совмещать суточную рН-метрию пищевода и желудка во время одного исследования.

Ключевые слова: рН-метрия, пищевод, ЖКТ, электрод, кардиальный жом.

CHANNEL OF MEASUREMENT OF ACIDITY OF THE SYSTEM OF DIAGNOSTIC DIAGNOSTICS OF GASTRICTAL TRANSITION

A.V. Berdnikov, A.A. Nurmukhametova

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev – KAI», Kazan
In this work, the measuring system with a single measuring channel with the location of the measuring electrode in the lumen of the esophagus above the cardiac pulp was studied. This meter allows you to combine the daily pH-metry of the esophagus and stomach during one study.

Key words: pH-metry, esophagus, gastrointestinal tract, electrode, cardiac pulp.

Эндоскопический метод диагностики обеспечивает экспресс-диагностику функционального состояния всего пищеварительного тракта до тонкого кишечника. Поэтому преимущество отдается такому методу исследования. Эндоскоп вводится через пищевод в желудок и позволяет проводить визуальный контроль пораженного участка с передачей изображения по видеотракту и произведением необходимых манипуляций. При этом, к сожалению, ряд патологий пищевода не удастся эффективно выявлять, что связано со скоростью прохождения пищевода и зачастую резкой ответной реакцией пациента.

Одним из дополнительных методов обследования является эндоскопическая рН-метрия, широко используемая при диагностике функционального состояния желудка и двенадцатиперстной кишки. Метод, основан на возникновении разности потенциалов между двумя электродами, один из электродов предназначен для сравнения, а второй измерительный электрод для окисления в агрессивной среде. Чем агрессивнее среда, а именно чем выше активность ионов водорода, тем меньшее значение принимает разность потенциалов.

В работе рассматривается метод диагностики заболеваний пищевода, основанный мониторинге показателя рН. Исследование может проводиться

как амбулаторно, так в стационарных условиях. Результаты рН-мониторинга оценивают по общему времени, в течение которого рН принимает значения менее 4-х единиц, общему числу рефлюксов за сутки; числу рефлюксов продолжительностью более 5 минут и длительности наиболее продолжительного рефлюкса.

Для мониторинга рН в пищеводе возможно использование измерителя с одним измерительным каналом и расположением измерительного электрода в просвете пищевода над кардиальным жомом. рН-зонд измерителя вводится трансназально, а электрод сравнения может быть выполнен транскутанным, т.е. устанавливаться на кожном покрове пациента [1].

Измеритель с одним измерительным каналом с расположением измерительного электрода в просвете пищевода над кардиальным жомом позволяет проводить непрерывную рН-метрию пищевода во время одного исследования в течение заданного интервала времени [2], при этом установлено, что суточный мониторинг гастроэзофагеальных рефлюксов – единственный тест, который может достоверно оценить корреляцию симптомов с патологией.

Для реализации предложенной методики мониторинга предлагается измеритель рН с одним измерительным каналом и расположением измерительного электрода в просвете пищевода над кардиальным жомом – это прибор для длительного измерения кислотности (рН-метрии) ЖКТ у одного пациента [3].

Во время исследования, с помощью клавиатуры, пациент вводит данные о своем состоянии (боль, изжога, тошнота и др.) или совершаемых им действий (еда, прием лекарственных препаратов, курение и т.п.). Эта информация и измеренные значения кислотности запоминаются в памяти регистрирующего блока. Интервал измерений: 20 с, 15 с, 10 с, 5 с, 1 с – выбирается врачом перед исследованием [4]. Текущие результаты измерения рН могут быть выведены на жидкокристаллический дисплей регистрирующего блока во время исследования, либо просмотрены на экране монитора ПК после передачи данных в ПК, функциональная схема измерителя представлена на рисунке 1.

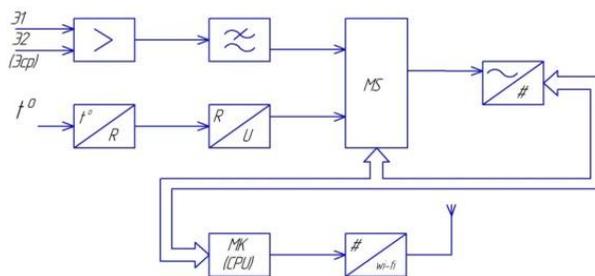


Рисунок 1 – Функциональная схема измерителя с одним измерительным каналом с расположением измерительного электрода в просвете пищевода над кардиальным жомом

Сигналы с измерительного (потенциального) электрода (Э1) и с электрода сравнения (Э2) поступают на дифференциальный усилитель, где формируется их разность. Полученный сигнал далее передается в фильтр низких частот для подавления высокочастотных помех. Сигнал проходит через мультиплексор и с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) передается на вычислитель, в качестве которого использован микроконтроллер.

Сигналы с измерительного (потенциального) электрода (Э1) и с электрода сравнения (Э2) поступают на дифференциальный усилитель, где формируется их разность. Полученный сигнал далее передается в фильтр низких частот для подавления высокочастотных помех. Сигнал проходит через мультиплексор и с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) передается на вычислитель, в качестве которого использован микроконтроллер.

Во время калибровки производится измерение разностей потенциалов для кислой (рН=1) и щелочной сред (рН=9). Полученные значения используются для вычисления показателя рН в промежуточных средах. Сигнал с терморезистора, зависящий от температуры окружающей среды поступает на преобразователь сопротивление – напряжение, а выходной сигнал преобразователя через мультиплексор подается на АЦП и используется микроконтроллером для температурной коррекции результата измерения, которые через радиоканал связи подаются на устройство вторичной обработки информации и формирования экспертного заключения.

Библиографический список

1. Лазебник Л. Б., Машарова А. А., Васнев О. С., Бордин Д. С., Валитова Э. Р., Янова О. Б. Гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь у пожилых: эпидемиология, клиника, лечение//Журнал - Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология №12/2010 – Москва 2010 – 13 с.
2. Рапопорт С.И., Лакшин А.А., Ракитин Б.В., Трифионов М.М. рН-метрия пищевода и желудка при заболеваниях верхних отделов пищеварительного тракта//под редакцией академика РАМН Комарова Ф.И. – Москва 2005 – 61 с.
3. Трифионов М.М., Лакшин А.А., Ракитин Б.В., Рапопорт С.И. рН-метрия пищевода и желудка при заболеваниях верхних отделов пищеварительного тракта//под редакцией академика РАМН Комарова Ф.И. – Москва 2005 – 165 с.

**ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ УСТРОЙСТВА
РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ ВО
ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОЧНОГО ПРОЦЕССА У СПОРТСМЕНОВ**

М.В. Казакова

Научный руководитель – Смирнова С.В., к.т.н., доцент
Казанский национальный исследовательский технический университет им.
А.Н. Туполева – КАИ, г.Казань

В данной статье освещаются преимущества использования электромиографического исследования в спорте. Описана структурная схема разрабатываемого устройства

Ключевые слова: спорт, реабилитация, электромиография, электромиограф.

**CONSTRUCTION OF THE STRUCTURE DIAGRAM OF THE DEVICE
FOR REGISTRATION OF ELECTRIC POTENTIALS OF MUSCLE
DURING THE TRAINING PROCESS AT SPORTSMEN**

M.V. Kazakova

Supervisor – Smirnova S.V., Ph.D., Associate Professor
Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan
This article highlights the benefits of using electromyographic research in sports. A block diagram of the device being developed is described.

Key words: sport, rehabilitation, electromyography, electromyograph.

Биоэлектрические потенциалы являются существенным диагностическим показателем многих заболеваний. Поэтому очень важно, во-первых, правильно регистрировать эти потенциалы, а во-вторых, уметь извлекать из измерений необходимую медицинскую информацию. Для регистрации биоэлектрических потенциалов применяются различные измерители биопотенциалов. В большинстве своем, они состоят из электродов, усилителя и регистрирующего устройства. Так же, при снятии и регистрации биопотенциалов используют и некоторые вспомогательные устройства.

Целью данной работы, является разработка структурной схемы устройства регистрации биопотенциалов мышц и силовых характеристик для диагностики и реабилитации спортсменов.

Основными задачами являются: систематизация информации об использовании средств электромиографического исследования в спорте и разработка концепции устройства.

В ходе патентно-информативного поиска, было выявлено несколько устройств направленных на регистрацию биопотенциалов. Одним из которых, является «Портативное устройство контроля и регистрации биопотенциалов» (полезная модель №42 944, А61В 5/04, Опубликовано: 27.12.2004 Бюл. № 36).

[3]

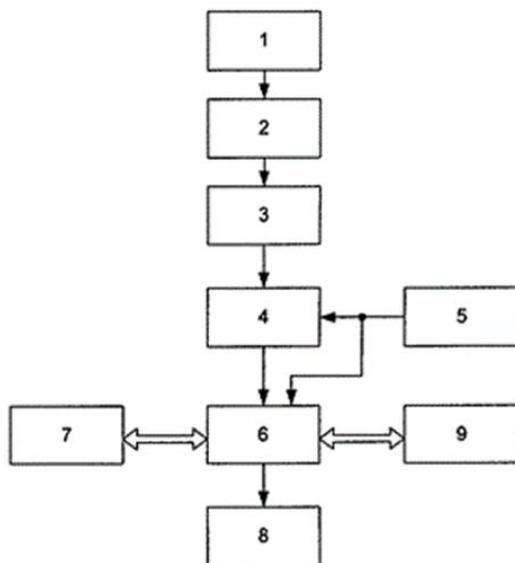


Рисунок 1 – Схема устройства, где: 1 – датчики биопотенциалов; 2 – фильтр; 3 – усилитель; 4 – аналого-цифровой преобразователь (АЦП); 5 – генератор тактовых импульсов (ГТИ); 6 – микроэлектронная вычислительная машина (МЭВМ); 7 – флэш-память; 8 – блок сигнализации; 9 – интерфейс.

Технический результат данного устройства направлен на конструктивные особенности и связан с уменьшением габаритов и веса, а также повышения надежности системы в целом.

Со схемой устройства можно ознакомиться на рис. 1. Рассматриваемое устройство содержит последовательно соединенные датчики биопотенциалов 1, фильтр 2, усилитель 3, АЦП 4, МЭВМ 6 и блок сигнализации 8, при этом выход ГТИ 5 соединен со вторыми входами АЦП 4 и МЭВМ 6, второй и третий выходы которой двунаправленными шинами соединены с флэш-памятью 7 и интерфейсом 9. [3]

Данное устройство реализуется на базе блоков и элементов, широко известных из технической литературы.

Таким образом, опираясь на это техническое решение можно построить информационно-измерительную систему устройства, которая позволит осуществлять регистрацию биопотенциалов.

Во время разработки схемы были поставлены следующие задачи:

- Обеспечить управление диапазоном усиления сигнала;
- Провести фильтрацию сигнала в области низких и высоких частот.

Схема содержит следующие блоки:

1. Электрод 1 (активный)
2. Электрод 2 (референтный)
3. Режекторный фильтр 1
4. Режекторный фильтр 2

5. Инструментальный усилитель
6. Фильтр низких частот второго порядка
7. Фильтр высоких частот второго порядка
8. Усилитель



Рисунок 2 – Структурная схема измерителя биопотенциалов

Информационный аналоговый сигнал с электродов 1 и 2 подается на режекторные фильтры, где происходит режекция частоты 50 Гц. Затем этот сигнал поступает на инструментальный усилитель, имеющий высокое входное сопротивление, низкое значение напряжения смещения в широком диапазоне температур и высокую степень подавления синфазных помех. Более того, такая схема построения позволяет управлять коэффициентом усиления с помощью одного единственного резистора $R_{Ки}$, при этом отсутствует его влияние на входное сопротивление ИУ. Далее усиленный примерно в 100 раз сигнал проходит через фильтр низких частот второго порядка и далее поступает на фильтр высоких частот второго порядка. Отфильтрованный сигнал поступает на инвертирующий усилитель для корректировки амплитуды выходного сигнала. На этом аналоговая обработка сигнала заканчивается и дальше он должен обрабатываться на АЦП.

Заключение. Проведенное аналитическое исследование позволят проанализировать особенности метода электромиографии и его применения в спортивных исследованиях. Была разработана структурная схема измерителя биопотенциалов.

Библиографический список

1. Прянишникова О.А., Городничев Р.М., Городничева Л.Р., Ткаченко А.В. Спортивная электронейромиография // Теория и практика физической культуры. – 2005. - №9.
2. Физиологические методы контроля в спорте / Л.В. Капилевич [и др.] – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2009. – 172 с.
3. Полезная модель №42 944, А61В 5/04, Опубликовано: 27.12.2004 Бюл. № 36, Портативное устройство контроля и регистрации биопотенциалов: [Электронный ресурс]; URL: http://www1.fips.ru/fips_serv1/fips_servlet?DB=RUPM&DocNumber=42944&TypeFile=html (Дата обращения 05.03.2017).

АНАЛИЗ АРТЕФАКТОВ ВЛИЯЮЩИХ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ЭМГ ИССЛЕДОВАНИЯ

М.В. Казакова, А.Р. Габдрахманова

Научный руководитель – Смирнова С.В., к.т.н., доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет им.

А.Н. Туполева – КАИ, г.Казань

В данной работе анализируются факторы, влияющие на результаты электромиограммы. Предлагаются способы их устранения.

Ключевые слова: спорт, реабилитация, электромиография, электромиограф.

ANALYSIS OF ARTIFACTS INFLUENCING RESULTS OF EMG RESEARCH

M.V. Kazakova, A.R. Gabdrakhmanova

Supervisor – Smirnova S.V., Ph.D., Associate Professor

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan

This article analyzes the factors that affect the results of the electromyogram. The ways of their elimination are suggested.

Key words: sport, rehabilitation, electromyography, electromyograph.

Во время электромиографического исследования могут возникать различные артефакты, которые влияют на результаты исследования. Электромиографические артефакты – это потенциалы биологического и физического происхождения, не связанные с активностью мышц и нервов. К физическим артефактам принято относить: сетевую наводку частотой 50 Гц, шум электродов, артефакты генераторов электромагнитных полей, артефакт искусственного водителя ритма, радиопомехи, артефакты движения и др. К биологическим артефактам относят ЭКГ. [1]

Самым часто встречающимся артефактом является сетевая наводка. Она представляет собой синусоидальное искажение изолинии частотой 50 ГЦ. Основными причинами ее появления являются: плохое заземление электромиографа, нарушение техники наложения электродов, или пациент находится вблизи электрической проводки или электроприборов.

Следующим, немаловажным артефактом является шум электродов. Он проявляется высокочастотной низкоамплитудной активностью, которая представлена утолщенной зазубренной нулевой линией амплитудой 3-5 мкВ. [3] Для устранения шумов необходимо провести электролитическую обработку электродов или заменить электрод. Так же существует артефакт движения электрода, который характеризуется резким высокоамплитудным скачком изолинии с искажением ЭМГ потенциалов. Его возникновение связано с

быстрым сокращением мышцы или движением. Для уменьшения данного артефакта требуется выставить ограничение низкой частоты на 50 Гц.

Если исследование мышц проводится в непосредственной близости от сердца, на ЭМГ появляется артефакт искусственного водителя ритма и артефакт ЭМГ.

Артефакты генераторов электромагнитных полей могут проявляться высокочастотными прерывистыми колебаниями достаточной амплитуды и имитировать комплексы повторяющихся разрядов, регистрируемых игольчатым электродом.

Последними артефактами, значительно влияющими на результаты электромиографического исследования являются радиопомехи. Радиопомехи — электромагнитные излучения, затрудняющие или исключают прием радиосигналов и выделение из них полезной информации радиоэлектронными средствами. Причиной может быть близко расположенный радиопередающий центр. Для устранения радиопомех необходимо экранировать помещение, в котором проводится исследование.

Разнообразие артефактов ЭМГ-записи и трудности в их устранении часто заставляют начинающих специалистов отрицать диагностическую ценность метода ЭМГ, предпочитая более дорогостоящие методы исследования, основанные на других физических принципах. Тем не менее, как показано выше, выявление и устранение ЭМГ-артефактов не представляет для специалиста какую-либо сложную и неразрешимую задачу.

Библиографический список

- 1) Артефакты и их устранение: [Электронный ресурс] // Хелпикс.Орг - 2014; URL: <http://helpiks.org/7-61955.html>
- 2) Гуляев С.А., Архипенко И.В. Артефакты при электроэнцефалографическом исследовании: выявление и дифференциальный диагноз // Русский журнал детской неврологии. – 2012. - №3, том VII
- 3) Физиологические методы контроля в спорте / Л.В. Капилевич [и др.] - Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2009. - 172 с.

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ЧЕЛОВЕКА

И.С. Авдошкин, В.Н. Морозов

Рязанский государственный радиотехнический университет г.Рязань

Рассмотрены технологии биометрической идентификации личности, которые являются на сегодняшний день одними из самых совершенных методов защиты данных и контроля доступа. Они основаны на проверке уникальных физиологических особенностей человека. Эти особенности остаются практически неизменными на протяжении всей жизни человека.

Ключевые слова: биометрические параметры, физиологические особенности, идентификация личности.

SYSTEM OF CONTROL OF PARAMETERS OF HUMAN HITS

I.S. Avdoshkin

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The technologies of biometric identification of the person, which are today one of the most advanced methods of data protection and access control, are considered. They are based on testing the unique physiological characteristics of a person. These features remain virtually unchanged throughout human life.

Keywords: *biometric parameters, physiological features, personal identification.*

К числу таких особенностей относятся:

- Узоры пальца, очертания ладони;
- Радужная оболочка глаза, сетчатка глаза;
- Расположение вен на лицевой стороне ладони;
- Термограмма лица;
- ДНК;
- Походка.

Решения поставленных задач возможно путем создания различных по стоимости и сложности систем регистрации и анализа биометрической информации.

Самым рациональным, да и самым перспективным направлением на сегодняшний день является создание и использование отдельных элементов, объединяя которые между собой можно создавать биометрические системы любой сложности. Их условно можно разделить на три категории:

- Сканеры;
- Система программных библиотек (SDK);
- Автономные контроллеры распознавания.

Чем будет шире линейка таких компонентов, тем более гибко будут чувствовать себя разработчики при разработке биометрических сложных комплексов.[1] На основе таких компонентов с использованием принципов системной интеграции, возможно, строить, например, разнообразные системы контроля доступа, которые условно делятся на:

- Локальные системы;
- Сетевые;
- системы ограничения доступа к информации.

Локальные системы предназначены для разграничения доступа в отдельные помещения. При этом отсутствует обмен информацией между локальными системами и центральным сервером системы безопасности. Т.е. такие системы обеспечивают контроль доступа в строго отведенные независимые помещения или на независимые охраняемые объекты. Сетевые же системы контроля и управления доступом предназначены для корпоративного использования и позволяют разграничить доступ сотрудников и посетителей организации в пределах ее территории, а также в сети удаленных офисов

(магазинов, складов и т.п.). При этом возможно дистанционно распределять права доступа на удаленных системах, получать в реальном времени события с удаленных систем контроля доступа (т.е., кто, куда и когда входил), дистанционно открывать двери. Системы доступа к информации уже сегодня позволяют ограничить доступ к персональным компьютерам, модулям flash-памяти и мобильным телефонам.

При проектировании систем контроля доступа разработчики должны помимо реализации основных функций, проработать вопросы, связанные с дальнейшей интеграции создаваемых систем. Речь идет о возможности встраивания биометрических систем в уже существующие системы.

Интеграция в другие системы возможна как на аппаратном, так и программном уровне. На аппаратном уровне интеграция достигается путем добавления в систему необходимых входов и выходов в соответствии со стандартами, применяемыми в системах контроля доступа. Посредством таких выходов системы будут способны обмениваться необходимой информацией. Что касается интеграции по программному обеспечению, то наиболее часто это осуществляется путем предоставления SDK системы, т.е. некоего набора программных библиотек, которые возможно добавить в программное обеспечение системы уже, например, используемой на предприятии и работать с новыми добавленными биометрическими модулями из общего программного обеспечения. Возможны и более простые формы интеграции, такие как объединение финальных отчетов и событий систем контроля доступа. При этом для осуществления интеграции достаточно обладать информацией о составе таблиц баз данных.[2]

В общем случае, благодаря широкому выбору биометрических компонентов, можно построить систему от контроля доступа к персональному компьютеру и сотовому телефону, до систем охватывающих весь спектр задач систем безопасности предприятия с территориально и структурно распределенными объектами, и вплоть до решения задач безопасности федерального уровня, например, реализации федеральной программы ввода паспортно-визовых документов нового поколения.

Сегодня надежный многофакторный контроль доступа необходим любой компании, организации, предприятия. Применение различных, в том числе комбинированных, методов проверки позволяет снизить риск получения злоумышленниками доступа к конфиденциальной и секретной информации и документам, дает возможность предотвратить промышленный шпионаж.

Идентификации личности становится все более актуальной в связи с усилением борьбы с преступностью и терроризмом. В усовершенствовании и разработке новых систем идентификации личности заинтересованы правоохранные органы и «силовые» ведомства, как России, так и иностранных государств.

Биометрические решения стремительно набирают популярность в самых различных отраслях — от паспортно-визовых документов нового поколения до

образования, здравоохранения, финансовых и платежных систем, программ лояльности и сопровождения часто путешествующих авиапассажиров. Причины популярности биометрических технологий очевидны: это их надежность, безопасность, эффективность, комфортность. В отличие от других технологий, биометрия работает с людьми и выделяет их индивидуальность — иначе биометрические решения просто не смогли бы действовать. В широком смысле под биометрией понимается измерение уникальных физических и/или поведенческих характеристик индивидуума. В узком смысле (который сейчас в основном и используется) в это понятие включают технологии и системы автоматической идентификации человека и/или подтверждения его личности, основанные на анализе уникальных биометрических параметров.[3]

Разрабатываемая система идентификации походки представлена в виде платформы, состоящих из набора модулей. Каждый модуль в своем составе имеет чувствительный элемент (ЧЭ), воспринимающей нагрузку при прохождении по нему человека.

В качестве чувствительного элемента воспринимающего нагрузку можно использовать тензометрические, пьезоэлектрические, акселерометрические датчики. Чувствительный элемент преобразует нагрузку, действующую на него, в электрический сигнал (напряжение).

Библиографический список

1. Безопасность жизнедеятельности: Учеб. пособие / Под ред. Ю.В. Зайцева; Сост.: В.Е. Болтнев и др.; Рязан. гос. радиотехн. акад. – Рязань: РГРТА, 2000. — 100 с.
2. «Основы метрологии и электрические измерения» Под ред. Е.М. Душина. Ленинград, 1987.
3. Штрайбер Г. «400 новых радиоэлектронных схем», М.: ДМК Пресс, 2001

УДК 004.021; ГРНТИ 61.01.77

АНАЛИЗ АТМОСФЕРНОГО ВОЗДУХА САНИТАРНО-ЗАЩИТНОЙ ЗОНЫ АО «РНПК»

Е.В. Зубкова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассмотрены характеристика выбросов и их концентрация в атмосфере санитарно-защитной зоны.

Ключевые слова: *загрязнения атмосферного воздуха, концентрация оксидов серы, оксидов азота, аммиака, сероводорода.*

ANALYSIS OF ATMOSPHERIC AIR OF SANITARY AND PROTECTIVE AREA JSC "RNPК"

E.V. Zubkova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The characteristics of emissions and their concentration in the atmosphere of the sanitary protection zone are considered.

Keywords: *air pollution, the concentration of sulfur oxides, nitrogen oxides, ammonia, hydrogen sulfide.*

Особенность эксплуатации современных объектов нефтепереработки обуславливает их потенциальную экологическую опасность, для уменьшения которой вокруг предприятий устанавливается санитарно-защитная зона. Эта территория является защитным барьером, обеспечивающим уровень безопасности населения за счет снижения воздействия загрязнений на атмосферный воздух до гигиенических нормативов. При этом в санитарно-защитной зоне разрешается размещать различные производственные объекты и нежилые помещения. Жилые постройки, детские, оздоровительные учреждения, дачные, садово-огородные участки, зоны отдыха размещать не допускается. Размер санитарно-защитной зоны определяется критерием, характеризующим не превышение предельно-допустимой концентрации загрязняющих атмосферу веществ, как на внешней границе, так и за ее пределами.

Санитарно-защитная зона АО «РНПК», расположенного в Южном промузле, имеет следующие размеры и границы:

- с севера - на расстоянии 760 - 1410 м (с учетом обхода границ жилой застройки н.п. Никуличи);
- с северо-востока - на расстоянии 940 - 1390 м;
- с востока - на расстоянии 1000 - 2600 м (с учетом обхода границ жилой застройки н.п. Турлатово);
- с юго-востока - на расстоянии 850 - 1210 м;
- с юга - на расстоянии 800 - 1000 м (с учетом обхода границ жилой застройки н.п. Качево);
- с юго-запада - на расстоянии 850 - 1000 м (с учетом обхода границ жилой застройки н.п. Пушино);
- с запада - на расстоянии 1000 м;
- с северо-запада - на расстоянии 1000 м.

В настоящей работе проводилось исследование выбросов сероводорода, диоксида серы, диоксида азота и аммиака на границе санитарно-защитной зоны в лицензированной экологической лаборатории АО «РНПК» с использованием передвижных экологических постов. Среди определяемых компонентов наиболее опасным является сероводород. Человек ощущает по специфическому запаху «тухлых яиц» концентрацию сероводорода, близкую к предельно-допустимой концентрации (ПДК), меньшая или же большая

концентрация этого газа в воздухе не чувствуется. Острое отравление человека наступает уже при концентрациях 0,2–0,3 мг/л, концентрация выше 1 мг/л - смертельна. Считается, что превышение ПДК сероводорода ниже чем в 18 раз не опасно для здоровья человека. При этом ПДК сероводорода в атмосферном воздухе при 24-часовом воздействии в разных странах различны, например: в России - 0,008 мг/м³, в Испании - 0,004 мг/м³, а в Венгрии – 0,15 мг/м³.

Результаты измерения концентрации четырех соединений в атмосферном воздухе за десять календарных дней приведены на рисунке 1.

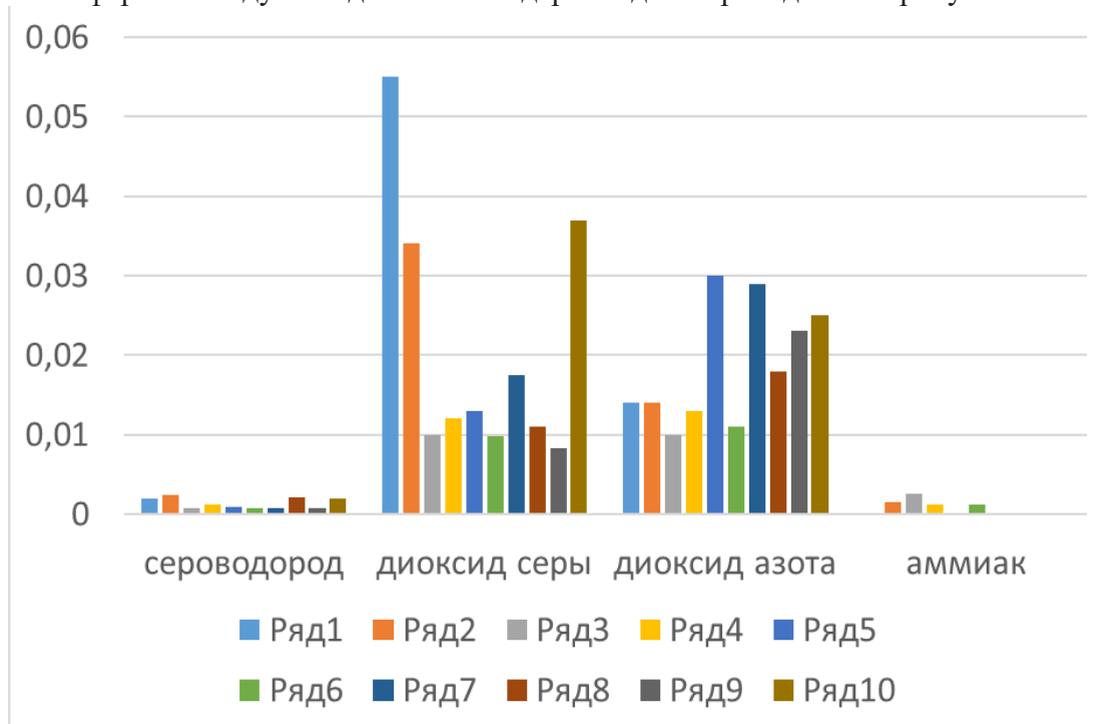


Рисунок 1 – Средняя концентрация загрязняющих веществ на границе санитарно-защитной зоны в разных точках отбора в зависимости от направления ветра:

- 1 - юго-западный (Спецнефтепродукт) переходит в южный (ул. Хлебная);
- 2 - юго-восточный (г/к Луч) переходит в юго-западный (Спецнефтепродукт);
- 3 - юго-западный (Спецнефтепродукт) переходит в южный (ул. Хлебная);
- 4 - юго-западный (Спецнефтепродукт);
- 5 - северо-западный (н.п. Качево) переходит в юго-западный (Спецнефтепродукт);
- 6 - юго-западный (Спецнефтепродукт);
- 7 - юго-западный (Спецнефтепродукт);
- 8 - северо-западный (н.п. Качево) переходит в северный (н.п. Стенькино);
- 9 - северо-восточный (н.п. Пушино) переходит в северный (н.п. Стенькино);
- 10 - юго-западный (Спецнефтепродукт).

Использование мощностей передвижной лаборатории при изменении

направления ветра позволило определить концентрации выбросов в разных районах санитарно-защитной зоны. Как видно из диаграммы полученные результаты значительно ниже ПДК соответствующих соединений: сероводорода $-0,008 \text{ мг/м}^3$, диоксида серы $- 0,5 \text{ мг/м}^3$, диоксида азота $- 0,2 \text{ мг/м}^3$ и аммиака $- 0,2 \text{ мг/м}^3$.

Таким образом, политика АО «РНПК» в отношении модернизации экологической инфраструктуры предприятия обеспечивает минимизацию воздействия на окружающую среду, размер санитарно-защитной зоны позволяет снизить концентрацию вредных выбросов в атмосферу до показателей значительно ниже нормативных.

Библиографический список

1. Е.В. Зубкова, А.А. Ширяев Мониторинг окружающей среды санитарно-защитной зоны АО «РНПК». Материалы международной научно-технической и научно-методической конференции «Современные технологии в науке и образовании» (СТНО-2018). Рязань: РГРТУ, 2018. Т3. С.137-140.

УДК 615.47

СОВРЕМЕННОЕ МЕДИЦИНСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ- 3D-ПРИНТЕР

Е.О. Дмитриева, Д.Р. Асаинова, Л.Р. Дильмухаметова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Медицина сегодня вышла на новый уровень качества и эффективности, во многом благодаря динамичному развитию медицинских технологий. Современное медицинское оборудование открывает перед государственными и частными клиниками новые возможности для восстановления здоровья людей, продления активной созидательной жизни. 3D печать потихоньку проникает в нашу жизнь, как это когда-то было с мобильными телефонами и еще раньше — с компьютерами.

Ключевые слова: биопечать, 3D-принтера, клетка, модификации.

MODERN MEDICAL EQUIPMENT – 3D-PRINTER

E. O. Dmitrieva, D. R. Asainova, L. R. Dilmukhametova

Ufa state aviation technical University, Ufa

Medicine today has reached a new level of quality and efficiency, largely due to the dynamic development of medical technologies. Modern medical equipment opens up new opportunities for public and private clinics to restore people's health and prolong active creative life. 3D printing slowly penetrates into our lives, as it once was with mobile phones and even earlier-with computers.

Key words: bioprinting, 3D printer, cell, modifications.

Бесспорно, что опыт и квалификация врачей, их профессиональная подготовка имеют решающее значение для завоевания доверия пациентов и создания благонадёжной репутации клиники. Но медицина XXI века немыслима без современного оборудования, которое превращается в руках профессионалов в совершенный инструмент борьбы за здоровье и жизнь человека.

3D-принтер — это периферийное устройство, использующее метод послойного создания физического объекта по цифровой 3D-модели. Эта технология широко распространена в строительстве, робототехнике, а также в медицине, о которой и пойдет речь в данной статье.

Поначалу принтеры для биопечати находились далеко от совершенства. Во время первых опытов в этой области ученые использовали обыкновенные струйные аппараты, усовершенствованные в ходе работ.

В 2000-м году биоинженер Томас Боланд, посредством сложных вычислений и модификаций, изменил настройки и характеристики настольных принтеров Lexmark и HP для печати фрагментов ДНК.

Стало известно, что параметры клеток человека сравнимы с размерами капли чернил в обычном принтере и достигают 10 микрон. Исследования выявили результат, что 90 % клеток сохраняют функции и жизнеспособность в процессе их создания на 3D-принтере.

Самым первым удачным экспериментом по созданию органов на 3D принтере состоялся в 2006 году. Группа ученых из частного исследовательского университета “Уэйк Форест” в США разработала и напечатала для нескольких подопытных пациентов мочевые пузыри. Для создания этого искусственного органа врачи использовали стволовые клетки. Образцы донорской ткани в специально предназначенной герметичной камере с помощью экструдера (машина для размягчения материалов и придания им формы) нанесли поверх макета мочевого пузыря, нагретого до нормальной температуры человеческого тела 36.6°C. Через 6–8 недель в процессе интенсивного роста и последующего деления клетки воссоздали человеческий орган/

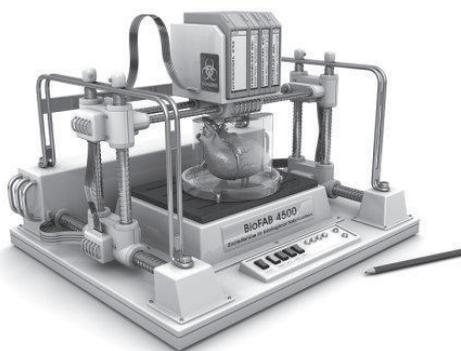


Рисунок 1

При помощи 3D-принтера исследователи из университета штата Вашингтон создали искусственный материал, обладающий свойствами кости. Эта «модель» может быть пересажена в человеческое тело, пока срастается настоящая кость, а затем она расщепляется и выводится, не причиняя вреда организму.

Главной проблемой был выбор материала для создания кости. Спустя время учёные создали формулу, в которую вошёл цинк, кремний, фосфат и кальций. Смесь опробовали и пришли к выводу, что с добавлением стволовых клеток она будет работать гораздо эффективней.

Для исследования использовали принтер ProMetal 3D. Работает он почти так же, как обычный принтер. В него нужно просто засыпать смесь и распечатать нужную кость.

Основным преимуществом этой технологии является то, что теперь, при правильном сочетании составляющих биологического материала, можно получить любые ткани, даже настоящие органы, с помощью принтера.



Рисунок 2

Почему 3D печать с точки зрения протезирования костей настолько эффективна?

- 1) Скорость. Использование традиционных технологий литья протезов — процесс долгий.
- 2) Легкость. Вес, кстати, можно регулировать, изменяя пористость титанового протеза.
- 3) Пористость. Именно это качество позволяет протезу быстрее «обрастать» живыми тканями.

Медицина — одна из отраслей, которые новые технологии поменяют заметнее всего. Какие-то тенденции только начинают развиваться, а какие-то используются уже сейчас. 3D печать в области медицины еще не раскрыла весь свой потенциал. Многие уверены, что на подходе — печать органов в реальном времени. Возможно, до этого осталось лет 10-12. Так врачи не будут ждать, когда донор попадет в аварию, оставив после себя сердце: врачи просто возьмут необходимые анализы и напечатают нужный орган.

В наше время высоких технологий и научных прорывов во всех направлениях. 3D-Биопринтинг находится на пике своего развития, и способен если не решить, то помочь справиться с множеством проблем по изучению

строения внутренних органов человека и принципов их работы. А также значительно продвинуть исследования в области искусственных имплантов.

Библиографический список

1. К. Афанасьев, 3D-принтеры, - [Электронный ресурс: <http://www.3dnews.ru>]
2. 3D-печать: третья индустриально-цифровая революция. Часть 1, - [Электронный ресурс: <http://bloggerator.ru>]
3. Основы 3d-печати-для-начинающих. 3D-принтер, - [Электронный ресурс: <http://partmaker.ru>]
4. 3D-принтеры в медицине. Настоящее и будущее, - [Электронный ресурс: <http://medicena.ru/blogpost/3d-printeryi-v-meditsine-ih-nastoyashhee-ibudushhee/>]

УДК 616 – 079.2

ЦИФРОВАЯ ДИАФАНОСКОПИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ОКОЛОНОСОВЫХ ПАЗУХ

Е.О. Брянская¹, И.Н. Маковик^{1,2}, О.А. Бибикова², А.В. Дунаев¹,
О. Минэ³, У. Забарило³, В.Г. Артюшенко²

¹Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, г. Орёл,
Россия

²art photonics GmbH, г. Берлин, Германия

³Charité – Berlin University of Medicine, г. Берлин, Германия

Работа посвящена оценке возможностей диагностики воспалительных заболеваний околоносовых пазух. Приводится сравнительный анализ применяемых методов. На основе проведённого обзора сделан вывод о перспективности применения метода цифровой диафаноскопии, что позволяет преодолеть недостатки, свойственные применению рассмотренных методов.

Ключевые слова: *оптическая диагностика, диафаноскопия, околоносовые пазухи, воспалительные заболевания.*

DIGITAL DIAFANOSCOPY IN THE DIAGNOSTICS OF INFLAMMATORY DISEASES OF THE PARANASAL SINUSES

E.O. Bryanskaya¹, I.N. Makovik^{1,2}, O.A. Bibikova², A.V. Dunaev¹,
O. Minet³, U. Zabarylo³, V.G. Artyushenko²

Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russia

²art photonics GmbH, Berlin, Germany

³Charité – Berlin University of Medicine, Berlin, Germany

The work is devoted to assessing the possibilities of diagnosing inflammatory diseases of the paranasal sinuses. A comparative analysis of the methods used is given. Based on the review, it was concluded that the application of the digital

diaphanoscopy method is promising, which makes it possible to overcome the shortcomings inherent in the application of the considered methods.

Key words: *optical diagnostics, diaphanoscopy, paranasal sinuses, inflammatory diseases.*

В настоящее время патологии околоносовых пазух (ОНП) занимают ведущее место среди всех ЛОР-заболеваний. Согласно статистике, на долю данных патологий, а также патологий полости носа приходится более 50 % от общего числа госпитализированных больных с заболеваниями ЛОР-органов, при этом их количество ежегодно увеличивается [1]. В большей степени эта тенденция характерна для женщин, для мужчин увеличение характеризуется слабopоложительной динамикой. Наибольшее количество случаев как для острых, так и для хронических форм патологий ОНП приходится на возраст 18-29 лет и остается постоянным до 70 лет [2], в связи с этим диагностика данных заболеваний является одной из актуальных проблем современной оториноларингологии.

Целью данной работы является изучение и анализ существующих методов диагностики воспалительных заболеваний ОНП, а также оценка перспективности применения цифровой диафаноскопии.

В настоящее время для выявления патологий ОНП и полости носа наиболее широко применяют методы визуальной диагностики, а именно: рентгенографию, компьютерную томографию (КТ), магнитно-резонансную томографию (МРТ), эндоскопию (риноскопию), ультразвуковое исследование (УЗИ). Выбор подхода к исследованию определяется его задачами, а также особенностями (преимуществами и недостатками) применяемого диагностического метода.

Так, рентгенография проводится при наличии жидкости в околоносовых пазухах и значительном утолщении слизистой оболочки. КТ благодаря возможности анализа изображений послойных срезов сканируемого пространства делает возможным оценку расположения перегородки носа и образующих пазухи костей, симметричность правой и левой сторон носа и пазух, их пневматизацию и её степень. Несмотря на доступность, быстроту проведения, скорость обработки результата, простоту и безболезненность, основным их недостатком является применение радиационное облучения, что делает невозможным их использование при исследовании детей и беременных женщин в связи с риском гипертензии, замедления роста плода и снижения показателей здоровья новорождённых [3].

В этих случаях в качестве альтернативных методов используют МРТ, эндоскопию или УЗИ. МТР благодаря разрешающей способности до 1 мм позволяет диагностировать болезнь костей носа, воспалительные процессы в придаточных пазухах, образовавшиеся кисты или полипы, болезни, находящиеся в хронической форме, а также неправильное строение после перенесённых травм. Однако данный метод характеризуется высоким уровнем

ложноположительных результатов, плохой визуализацией костных тканей, а также противопоказан при наличии имплантов, протезов и ожирении. Метод эндоскопии, заключающийся во введении гибкой волоконно-оптической трубки в носовой проход, позволяет оценить цвет слизистой оболочки, её влажность, форму перегородки носа и сосудистой сети в её передних отделах, калибр сосудов, состояние носовых раковин, размеры и содержимое носовых ходов, в то же время несмотря на достаточную информативность характеризуется болезненностью. УЗИ делает возможным диагностику воспалительных процессов в пазухах, кист, полипозного синусита, травматических повреждений стенок околоносовых синусов, а также выявление инородных тел. Однако результаты ультразвукового сканирования не всегда соответствуют действительности, что может быть связано с техническим несовершенством аппаратуры, неправильной интерпретацией результатов и определяться особенностями строения ОНП.

Перспективным для исследования воспалительных заболеваний ОНП видится применение цифровой диафаноскопии [4]. Данный метод основан на просветлении ОНП низкоинтенсивным излучением видимого и ближнего инфракрасного диапазонов и визуализации картины его рассеяния. Последующая цифровая обработка и анализ полученных изображений делает возможным выявление кист, опухолей и мест локализации воспалений, а также заполненных воздухом полостей с возможностью определения чётких границ нарушений. Важными преимуществами цифровой диафаноскопии по сравнению с существующими методами диагностики является применение для просветления ОНП полностью безопасного низкоинтенсивного излучения, безболезненность проведения процедуры, портативность применяемого оборудования и его низкая стоимость.

Проведённые предварительные исследования с применением экспериментальной установки, спроектированной и собранной art photonics GmbH (Германия) [5, 6], показали, что наибольшее влияние на результат визуализации оказывает степень освещённости области исследования, а также значение экспозиции применяемой ПЗС-камеры. В связи с этим для минимизации влияния внешнего освещения на результат диагностики сконструирован защитный экран, а также разработан протокол и проведены тестовые исследования ОНП с участием условно здоровых добровольцев при различных значениях экспозиции для определения диапазона значений данного параметра, характеризующегося наибольшей чувствительностью к выявлению патологических изменений.

С целью выявления совокупности всех признаков для однозначного определения класса (наличие или отсутствие патологии, её этиология и морфологические особенности), к которому относится получаемое изображение, планируется проведение исследований с участием условно здоровых добровольцев и пациентов с воспалительными заболеваниями ОНП с

последующим сравнением результатов диафаноскопии после цифровой обработки изображений и МРТ.

Библиографический список

1. Бицаева А.В., Попадюк В.И., Фомина А.В. Анализ госпитализированной заболеваемости и оценка деятельности ЛОР-отделения многопрофильного стационара // Вестник РУДН, серия Медицина. – 2012. – № 4. – С. 110-114
2. Сергеев С.В., Григорькина Е.С., Юдина Т.Н. Особенности заболеваний околоносовых пазух среди взрослого населения пензенской области за период 2008-2012 годы // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 7-2. – С. 399-402.
3. Волков А.Г., Бойко Н.В., Стагниева И.В. Заболевания носа и околоносовых пазух у беременных. Особенности диагностики (Обзор литературы) // Российская оториноларингология. Медицинский научно-практический журнал. – 2017. – №2 (87). – С. 113-119.
4. Волков А.Г., Грошков К.К. Цифровая диафанографическая диагностика фронтита // Вестник оториноларингологии. – 2010. – № 4. – С. 58-62.
5. Пат. 2657940 Российская Федерация, МПК А61В 5/01 (2006.01) А61В 1/04 (2006.01). Способ диагностики заболеваний верхнечелюстных пазух пациента и устройство для его осуществления / В.Г. Артющенко, В.Г. Агеев, Г.Л. Даниелян, О. Минэ, У. Забарилло; заявитель и патентообладатель Арт фотоникс ГмбХ (DE). – № 2017115320; заявл. 02.05.2017; опубл. 18.06.2018, Бюл. № 17. – 8 с.: ил.
6. Digitale Diaphanoskopie der Nasennebenhöhlen / Arbeitsgruppe Medizinische Physik und Optische Diagnostik Charité – Universitätsmedizin Berlin // Technologiereport Medizinische Bildgebung Berlin-Brandenburg 2012-2013. – 2013. – P. 30-31.

УДК 535.372+616-089.819

ФЛУОРЕСЦЕНТНАЯ ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ ТКАНЕЙ ОБЩЕГО ЖЕЛЧНОГО ПРОТОКА ПРИ МЕХАНИЧЕСКОЙ ЖЕЛТУХЕ

К.Ю. Кандурова, Е.В. Потапова, А.В. Дунаев

Научно-технологический центр биомедицинской фотоники, Орловский
государственный университет им. И. С. Тургенева, г. Орел

В работе представлены результаты исследований тканей общего желчного протока оптическими неинвазивными диагностическими методами при механической желтухе. Показаны перспективы применения данных методов в миниинвазивной хирургии для интраоперационного получения дополнительной диагностической информации.

Ключевые слова: оптическая биопсия, флуоресцентная спектроскопия, миниинвазивная хирургия, механическая желтуха, лазерная доплеровская флоуметрия

FLUORESCENCE DIAGNOSIS OF COMMON BILE DUCT TISSUES STATE IN OBSTRUCTIVE JAUNDICE

K.Y. Kandurova, E.V. Potapova, A.V. Dunaev

Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State University
named after I.S. Turgenyev, Orel

The paper presents the results of studies of common bile duct tissues by optical non-invasive diagnostic methods in mechanical jaundice. The prospects of these methods application in minimally invasive surgery for intraoperative obtaining of additional diagnostic information were shown.

Keywords: optical biopsy, fluorescence spectroscopy, minimally invasive surgery, obstructive jaundice, laser Doppler flowmetry

В настоящее время изучение состояния биотканей с позиции идентификации злокачественных, доброкачественных, воспалительных и некротических изменений является одним из актуальных аспектов применения биофотоники в хирургии. В частности, это важно для оценки состояния тканей гепатопанкреатодуоденальной зоны при механической желтухе, обусловленной в первую очередь злокачественным поражением желчевыводящих путей на различных уровнях. Кроме того причиной механической желтухи являются доброкачественные образования гепатопанкреатобилиарной зоны, рубцовые стриктуры желчевыводящих путей, псевдотуморозный хронический панкреатит, холедохолитиаз и др.[1]. Несмотря на большое количество современных высокоточных инструментальных методов исследования, дифференциальная диагностика этиологического фактора механической желтухи сложна, а позднее выявление истинной ее причины приводит к значительной задержке выполнения необходимого хирургического вмешательства. В связи с этим сохраняет свою актуальность вопрос поиска новых методов, позволяющих определить характер патологических изменений в тканях на ранних этапах лечебно-диагностического алгоритма.

Одним из быстро развивающихся направлений инструментальной диагностики в медицине являются оптические неинвазивные методы. В частности, использование оптических методов диагностики в области миниинвазивной хирургии гепатопанкреатодуоденальной зоны позволит повысить распространенность данной методики в клинической практике за счет предоставления хирургу дополнительной диагностической информации во время операции в режиме реального времени.

Наиболее широко используемые методы, объединяемые термином «оптическая биопсия», включают спектроскопические (флуоресцентная

спектроскопия и спектроскопия диффузного отражения) и визуализационные (гиперспектральная визуализация и лазерная спекл-контрастная визуализация). Совокупность этих методов позволяет комплексно оценить метаболические процессы в тканях, содержание хромофоров, кровенаполнение и оксигенацию.

Целью данной работы является изучение параметров флуоресценции ткани общего желчного протока у больных с синдромом механической желтухи при проведении миниинвазивных хирургических вмешательств.

В исследовании приняли участие 20 пациентов отделения рентгенохирургических методов диагностики и лечения Орловской областной клинической больницы в возрасте 67 ± 2 лет с синдромом механической желтухи. Исследования были одобрены этическим комитетом Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева (протокол заседания №10 от 16.11.2017 г.).

Оценка метаболической активности тканей выполнена с помощью метода флуоресцентной спектроскопии (ФС) на длинах волн возбуждения 365 нм и 450 нм путем регистрации флуоресценции коферментов NADH и ФАД [2, 3]. Лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) применялась для оценки кровотока тканей. Оба этих метода были реализованы в одной специально разработанной волоконно-оптической системе, большинство узлов которой было изготовлено совместно с ООО НПП "ЛАЗМА" (Москва, Россия). Производилась регистрация спектров флуоресценции и ЛДФ-грамм регистрировались как на участках стенки общего желчного протока выше опухолевого блока, так и в области самого блока при проведении миниинвазивных вмешательств под ультразвуковым и флуороскопическим контролем.

После усреднения и нормирования спектров флуоресценции на обратно рассеянное излучение источника был отмечен значительный разброс полученных данных, при этом средние спектры флуоресценции, зарегистрированные в зоне опухоли и на соседних участках, не затронутых онкопроцессом, не имели статистически значимых различий. Несмотря на значительный разброс полученных данных, в ряде случаев наблюдались сходства в форме спектров и разнице интенсивностей флуоресценции с разных исследуемых участков. Было проведено сравнение таких спектров флуоресценции с остальными и установлено, что в первой группе интенсивность флуоресценции в зоне без опухоли превышает значения в зоне опухолевого поражения, в то время как в во второй группе наблюдается противоположная ситуация. Такой результат может быть связан с рядом факторов, одним из которых может быть характер взаимодействия тканей опухоли по отношению к тканями общего желчного протока, а также наличие экзофитного и внутривенного роста опухоли. Также на регистрируемые спектры ФС может оказывать влияние наличие коллагена в мышечном слое стенки общего желчного протока вследствие нарастания коллагенового и

эластического компонента межклеточного матрикса, присутствие крови и желчи в диагностической зоне, течение и фаза патологических процессов и т.д.

Регистрация ЛДФ-грамм была сопряжена с рядом трудностей, выразившихся в анатомических особенностях исследуемого органа и неудобстве проведения диагностической процедуры для самого пациента, что не позволяло получать длительные записи. Тем не менее, был получен ряд ЛДФ-грамм, усреднение и сравнение которых показало снижение показателя микроциркуляции крови в зоне опухолевого поражения по сравнению с зоной, не затронутой онкопроцессом.

Проведенные исследования показали возможности и перспективы применения оптических методов диагностики при проведении миниинвазивных вмешательств на желчевыводящих путях у пациентов с синдромом механической желтухи. Был выявлен ряд факторов, влияющих на регистрируемые спектры ФС и сигналы ЛДФ, требующий дальнейшего изучения. Например, одним из вопросов остается необходимость компенсации кровенаполнения тканей дополнительными методами.

Мультимодальный подход, сочетающий несколько оптических методов диагностики, представляется перспективным для дальнейших исследований. Для повышения качества получаемой диагностической информации и оптимизации лечебно-диагностического алгоритма предлагается добавить методы спектроскопии диффузного отражения и визуализации. Кроме того, планируется сочетанное применение методов оптической биопсии и традиционной биопсии, включающей морфологическое и цитологическое исследование биоткани. Это позволит использовать традиционную биопсию не только как метод верификации патологических изменений в тканях, но и более точно интерпретировать результаты, получаемые методами оптической диагностики, которые лягут в основу разработки диагностических критериев для клинической практики.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РНФ в рамках научного проекта №18-15-00201.

Библиографический список

1. Bartolomé F., Abramov A.Y. Measurement of mitochondrial NADH and FAD auto fluorescence in live cells // *Methods Mol. Biol.* 2015. Т. 1264. С. 263–270.
2. Stinton L.M., Shaffer E.A. Epidemiology of gallbladder disease: Cholelithiasis and cancer // *Gut Liver.* 2012. Т. 6. № 2. С. 172–187.
3. Тучин В.В. Оптическая медицинская диагностика: в 2 т. // В.В. Тучин – М.: Физматлит, 2007. Т. 1.

**СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ИНФОРМАТИВНЫХ
ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА
В ЭЛЕКТРОМАГНИТОТЕРАПИИ**

Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Обозначен вариант построения исследовательской лечебно-диагностической системы биологического объекта на базе персонального компьютера с программным обеспечением для эффективной реализации физиотерапевтических технических средств в клинической практике.

Ключевые слова: биотехническая система, биологический объект, информативные параметры, переменность сердечного ритма, электромагнитотерапия.

**SYSTEM OF OPERATIONAL MEASUREMENT OF INFORMATIVE
PARAMETERS OF THE BIOLOGICAL OBJECT IN
ELECTROMAGNETOTAPY**

E.P. Matyukhin, S.G. Gurzhin

Ryazan state radioengineering university, Ryazan

The variant of building a research medical diagnostic system of a biological object on the basis of a personal computer with software for the effective implementation of physiotherapeutic equipment in clinical practice is indicated.

Keywords: biotechnical system, biological object, informative parameters, heart rate variability, electromagnet therapy.

В результате рассмотрения работ [1, 2] предложена система оперативного измерения информативных параметров биологического объекта в электромагнитотерапии. Функциональная схема лечебно-диагностической системы биологического объекта на стандартной платформе стационарной платы сбора данных BNC фирмы NI показана на рис. 1 [3].

Измерительным преобразователем выбран типовой датчик pulse sensor, широко предлагаемый на рынке электронной техники для студентов, инженеров и разработчиков медицинского оборудования. Датчик имеет широкий диапазон рабочих температур, малое изменение чувствительности в различных условиях освещенности, линейность выходного сигнала в широком диапазоне уровня освещенности, низкое выходное напряжение насыщения.

В качестве чувствительного элемента в pulse sensor используется микросхема APDS-9008, представляющая собой недорогой датчик окружающего света (ALPS), на основе фотодиода, с аналоговым выходом в миниатюрном корпусе для поверхностного монтажа ChipLED. Датчик содержит спектральный фотосенсор, отличающийся хорошей

чувствительностью, близкой к чувствительности человеческого глаза (450...650 нм) [1].

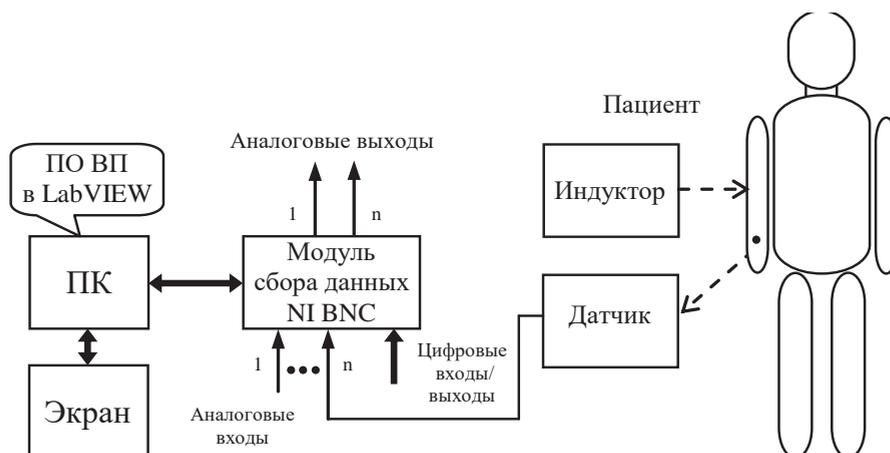


Рисунок 1 – Функциональная схема лечебно-диагностической системы БО на стандартной платформе стационарной платы сбора данных фирмы NI

Диагностические показатели (информативные параметры), которые можно определять по пульсовой волне и интервалограмме:

1. Частота пульса.
2. Гистограмма.

3. SDNN (population standard deviation of NN intervals) – среднеквадратичное отклонение величин кардиоинтервалов (КИ) за весь рассматриваемый период (выражается в мс).

4. RMSSD (root mean square of successive differences) – квадратный корень из среднего значения квадратов разностей величин последовательных R-R интервалов анализируемого временного ряда.

5. NN 50 – количество пар последовательных КИ, различающихся более чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи.

6. pNN 50 – процент NN 50 от общего количества последовательных КИ, полученных за весь период записи (выражается в %).

7. Mo – мода, наиболее часто встречающееся в данной выборке значение КИ (выражается в мс).

8. AMo – доля значений длительностей КИ, соответствующих значению моды, к общему числу КИ (выражается в %), его нормальные значения равны 30-50%.

9. Индекс вегетативного равновесия (ИВР) указывает на соотношение между активностью симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы:

$$\text{ИВР} = \text{AMo} / \Delta,$$

где $\Delta = R_{\text{max}} - R_{\text{min}}$ – вариационный размах, определяется как разность максимальной и минимальной длительности КИ.

10. Показатель адекватности процессов регуляции (ПАПР) вычисляется по формуле:

$$\text{ПАПР} = A_{Mo} / Mo ,$$

где A_{Mo} – амплитуда моды; Mo – мода [1].

В качестве физического фактора воздействия для оценки возможности использования указанных диагностических средств для контроля параметров биологического объекта при электромагнитотерапии использовался локальный аппарат бегущего импульсного магнитного поля «Алмаг», состоящий из 4-х индукторов. Задача сводилась к регистрации, анализу и обработке полезного сигнала, полученного с датчика пульса аппаратно-программной системой во время физиотерапевтического воздействия. Программная часть реализована на языке программирования «G» в среде LabVIEW [2]. Лицевая панель виртуального прибора «Измеритель пульса и определение информативных параметров» при прикладывании пальца к датчику пульса и его удерживании на датчике (при устойчивом сигнале отраженной фотоплетизмограммы) в течение не менее 2 мин, отображает значения показателей указанных диагностических показателей, а система поддержки принятия решений – делает заключение – интервальную оценку состоянию биологического объекта по результатам измерения по трехранговой интервальной шкале: «вариант нормы», «вариант напряжения/расслабления», «вариант перенапряжение/инертность» (по указанным параметрам ИВР, где значения (ед.) 100-350 – «вариант нормы», 30-100 и 350-1300 – «вариант напряжения/расслабления», <30 и > 1300 – «вариант перенапряжения/инертности»).

На рис. 2 показан макет с платой сбора данных с датчиком, смонтированным в корпус и независимым контрольным пульсоксиметром. Данный виртуальный прибор позволяет регистрировать сигнал с входа АЦП, визуализировать пульсограмму и находить численные значения статистических параметров биологического объекта.

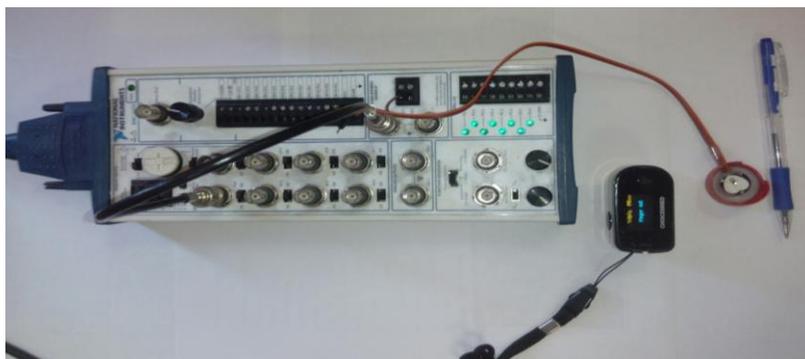


Рисунок 2 – Макет с платой сбора данных с датчиком, смонтированным в корпус и независимым контрольным пульсоксиметром

Для оценки значения измеряемой величины пульса было использовано диагностическое устройство – портативный пульсоксиметр ChoiceMMed OxyWatch C2F. Он измеряет уровень насыщения крови кислородом (сатурацию) в % и пульс в уд/минуту – два информативных параметра биологического объекта. Полученные сходные результаты измерений позволяют сделать вывод о высокой степени достоверности показания пульса, полученных с датчика и пульсоксиметра, о возможности применения аппаратно-программных средств для оценки некоторых параметров БО до, во время и после физиотерапевтического воздействия с целью оценки эффективности терапии, оценки показателей здоровья. Расхождения между показаниями пульсоксиметра и данными, полученными от датчика пульса определены задержками вычислительных средств.

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Жулев В.И. и другие. Виртуальные средства оперативной регистрации, обработки и предоставления биомедицинских сигналов в комплексе «Мультимаг» // Биомедицинская радиоэлектроника, №8, Радиотехника.: М, 2018, С. 11-18.
2. Абрамов А.М., Гуржин С.Г. и другие. Исследование датчиков физических величин. Фотометрический пульсоксиметр: методические указания к лабораторным работам / Рязанск. гос. радиотехн. ун-т – Рязань, 2017. – 16 с.
3. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Особенности методов диагностики при мониторинге биологического объекта // Сборник материалов XXX Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы. Биомедсистемы – 2017», РГРТУ, Рязань, 6-8 декабря 2017. С. 545-547.

УДК 612.6

ОСОБЕННОСТИ РЕПРОДУКТИВНОГО ЗДОРОВЬЯ ЮНЫХ СПОРТСМЕНОК-ПЛОВЧИХ

Е.С. Кияшева¹, А.А. Сафронова², М.Б. Каплан³, А.А. Супряга¹

¹Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, г. Рязань

²Рязанский государственный университет имени С.А. Есенина, г. Рязань

³Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Повышенные физические нагрузки в спорте оказывают негативное влияние на состояние репродуктивной системы девочек-подростков. Сегодня врачам разных специальностей необходимо уделить больше внимания данной проблеме.

Ключевые слова: репродуктивная система, спортсменки-пловчихи

REPRODUCTIVE HEALTH NEEDS OF YOUNG ATHLETES-SWIM

E.S. Kaisheva¹, A.A. Safronova², M.B. Kaplan³, A.A. Suprjaga¹

¹Ryazan state medical University named after academician I. P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan state University named for S. A. Yesenin, Ryazan

³Ryazan state radio engineering University, Ryazan

Increased physical activity in sports have a negative impact on the reproductive system of adolescent girls. Today, doctors of different specialties need to pay more attention to this problem.

Keywords: *reproductive system, swimmer athletes*

Женщины занимают прочное место в спорте, быстро расширяя круг спортивных дисциплин, которые считались только мужскими. Такие виды спорта, как борьба, футбол, тяжелая атлетика, бокс, водное поло, бег на длинные дистанции становятся признанными в женском спорте. Высокие требования к достижениям в некоторых видах спорта предусматривают начала тренировок с 6 – 7 летнего возраста, а иногда и раньше, что не может не отразиться на формировании репродуктивной системы в дальнейшем. В процессе подготовки женщин-спортсменок важное значение имеют особенности медицинского наблюдения за юными спортсменками.

Задержка полового созревания (ЗПС) при котором развитие вторичных половых признаков начинается в сроки на 2,5 SD верхний предел возрастной нормы. У девочек с ЗПС отсутствуют увеличение молочных желёз к 13 годам (менее чем В2 по Таннеру к 13 годам и отсутствие менархе к 15,5-16 годам жизни). ЗПС устанавливается при остановке развития вторичных половых признаков более чем на 18 месяцев или при запаздывании менархе на 5 лет и более после своевременного начала роста молочных желёз. Распространённость ЗПС в популяции составляет 0,5-0,8%. В структуре гинекологической заболеваемости подростков частота ЗПС варьирует от 14% и до 33%.

Сегодня необоснованно мало внимания уделяется проблеме задержки полового созревания, нарушению менструального цикла вплоть до аменореи у девочек-спортсменок. Более того, не только сами спортсменки, но и их тренеры считают аменорею показателем отнюдь не нарушений в репродуктивной системе, а достаточной интенсивности тренировок. Тем не менее, существуют обширные достоверные данные как клинических, так и экспериментальных исследований, указывающих на вероятность отрицательного влияния раннего начала активной спортивной деятельности на половое развитие.

За год обследовано 15 девочек-подростков 14-17 лет, активно занимающихся плаванием.

При сборе социально-средового анамнеза 15 (100%) девочек-подростков выявлено, что у 12 (80%) социальный анамнез благоприятный (5 баллов), а у 3 (20%) – с наличием факторов риска (4 балла).

Все 15 (100%) спортсменок помимо обязательного планового ежегодного медицинского осмотра в физкультурном диспансере, проходили медицинские осмотры перед крупными соревнованиями. Наличие хронических заболеваний и нарушения функций органов и систем ввиду плановых медицинских осмотров было исключено. Однако, девочки не были консультированы гинекологом (не входит в перечень врачей, обязательных для посещения при ежегодном медицинском осмотре спортсменок).

Средний возраст обследованных девочек-подростков составил 16,5 лет (16 лет и 6 месяцев). Из 15 (100%) 5 (33,33%) имели возраст полных 14 лет, 4 (26,67%) – полных 15 лет, 5 (33,33%) – полных 16 лет и 1 (6,67%) – 17 лет. Имеется в виду паспортный возраст, так как костный возраст не определялся.

Возраст начала тренировок составил в среднем 6,93 года (6 лет 11 месяцев). Из 15 (100%) спортсменок 4 (26,67%) начали тренироваться в полных 6 лет, 8 (53,33%) – в полных 7 лет и 3 (20%) – в 8 лет. Т.е. все девочки-подростки начали тренироваться ещё в допубертатном периоде.

Массо-ростовой индекс девочек находится в пределах возрастных норм (на основании данных ежегодных медицинских осмотров).

Из 15 (100%) юных спортсменок 9 (60%) менструируют. Возраст менархе составляет в среднем 13, 33 года (13 лет и 4 месяца), что несколько позже, чем в популяции, но не превышает физиологическую норму. Из 5 девочек 14-ти лет менструируют двое; из четырёх 15-летних – трое; из 5 шестнадцатилетних – трое; единственная 17-летняя спортсменка отмечает НМЦ по типу олигоопсоменореи в течение 26 месяцев (с момента менархе в 15 лет).

Выявлено, что из 7 (100%) девочек 3 (42,86%) имеют возраст полных 14 лет и половые формулы по Максимовой следующего вида: $Ma1Ax2P2Me0-2,6$; $Ma2Ax2P2Me0-3,8$; $Ma2Ax2P2Me0-3,8$ (при норме 12,0 баллов). У всех троих отмечается ретардация развития вторичных половых признаков на срок 20-24 месяца (т.е. более 18 месяцев), что может являться доказательством наличия задержки полового созревания (ЗПС) даже при телархе в 9, 10 и 10 лет соответственно.

Выявлено, что из 7 (100%) девочек 1 (14,29%) имеет возраст полных 15 лет и половую формулу по Максимовой следующего вида: $Ma2Ax3P3Me0-4,5$ (при норме 12,0 баллов). У девочки при телархе в 9,5 лет отмечается ретардация развития вторичных половых признаков на срок более 18 месяцев и задержка менархе более чем на 5 лет после телархе, что может являться доказательством наличия ЗПС.

Выявлено, что из 7 (100%) девочек 2 (28,57%) имеют возраст полных 16 лет и половые формулы по Максимовой следующего вида: $Ma2Ax2P2Me0-3,8$ и $Ma3Ax2P2Me0-5,0$ (при норме 12,0 баллов). У обеих диагностирована первичная аменорея и ЗПС отмечается ретардация развития вторичных половых признаков на срок более 18 месяцев и задержка менархе на срок более 5 лет после телархе.

Выявлено, что из 7 (100%) девочек 1 (14,29%) имеет возраст полных 17 лет и половую формулу по Максимовой следующего вида: Ма3Ах3Р3Ме2-9,9 (при норме 12,0 баллов). У девочки при телархе в 10 лет отмечается задержка менархе на 5 лет после телархе (менархе в 15 лет) и НМЦ по типу олигоопсоменореи. По совокупности всех признаков этой спортсменке так же может быть поставлен диагноз задержки полового созревания.

Все 7 (100%) девочек-подростков имеют 1-2 спортивные разряды и продолжают активно заниматься спортом.

При исследовании уровня ЛГ и ФСГ у не менструирующих девочек, выявлен низкий уровень гормонов, однако во всех наблюдениях уровень ФСГ больше, чем 5 МЕ/л и преобладает над ЛГ. Это свидетельствует о достаточных резервных возможностях гипоталамо-гипофизарной системы. Уровень ФСГ составляет 5 МЕ/л; 6 МЕ/л и 7,5МЕ/л соответственно у 14-летних девочек; 7,8 МЕ/л – у 15-летней спортсменки; 8МЕ/л и 9,5МЕ/л – у 16 летних девочек с первичной аменореей. Уровень эстрадиола у не менструирующих спортсменок находится в промежутке от 60 нмоль/л и до 87 нмоль/л. У 17-летней девочки с НМЦ по типу олигоопсоменореи вышеозначенные гормоны находятся в пределах нормы.

Таким образом, даже при благоприятном социальном анамнезе, ни у девочек, ни у их родителей не возникало вопросов относительно развития спортассоциативной аменореи. А осмотр гинеколога не входит число обязательных при ежегодном медицинском осмотре.

К сожалению, у юных спортсменок на фоне повышенных нагрузок может возникать ЗПС, что может негативно сказаться на состоянии репродуктивной системы в дальнейшем. Поэтому необходимо включить обследование гинекологом в обязательный ежегодный медицинский осмотр юных спортсменок. Действующий приказ Минздрава рекомендует минимальный комплекс обследования: УЗИ органов малого таза, щитовидной железы, молочных желёз; кольпоскопия; определение содержания во вторую фазу моделированного менструального цикла ЛГ, ФСГ, эстрадиола (50-60 нмоль/л – минимальный уровень для ответа органов-мишеней, а 60-180 нмоль/л - норма), прогестерона, по показаниям ТТГ и тироксина); определение динамики изменения костного возраста (при его отставании от календарного следует проводить не реже 1 раза в 2 года); денситометрия (по возможности).

Рекомендуем так же включить в обязательный комплексный медицинский осмотр юных спортсменок осмотр гинеколога с 10 лет, а с 12 лет - УЗИ органов малого таза, щитовидной железы, молочных желёз; определение содержания ЛГ, ФСГ, эстрадиола, прогестерона, по показаниям ТТГ и тироксина; определение динамики изменения костного возраста (не реже 1 раза в 2 года т.е. в 12, 14, 16,18 лет); ежегодную рентгенологическую денситометрию.

Библиографический список

1. Солодков А.С., Сологуб Е.Б. Физиология человека. Общая. Спортивная. Возрастная (Текст): учебник. – 7-е издание. – М.: Спорт, 2017. – 620 с.

УДК 612.6

**ВОЗМОЖНОСТИ КОРРЕКЦИИ СПОРТАССОЦИАТИВНОЙ
АМЕНОРЕИ ЮНЫХ СПОРТСМЕНОК-ПЛОВЧИХ**

А.Н. Основин¹, Д. Пирметова¹, А.С. Тарасов¹, А.Сафронова², М.Б. Каплан³,
А.А. Супряга¹

¹Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, г. Рязань

²Рязанский государственный университет имени С.А. Есенина, г. Рязань

³Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Развитие спортассоциативной аменорей может оказать негативное влияние на состояние и развитие репродуктивной системы.

Ключевые слова: спортассоциативная аменорея, спортсмены-пловчихи

**CORRECTION OF THE ACTIVITIES OF THE ASSOCIATION
AMENORRHEA YOUNG ATHLETES SWIM**

A.N. Osnovin¹, D. Pirmetova¹, A.S. Tarasov¹, A.A. Safronova², M.B. Kaplan³, A.A. Supraga¹

¹Ryazan state medical University named after academician I.P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan state University named for S.A. Yesenin, Ryazan

³Ryazan state radio engineering University, Ryazan

The development of sports by associative amenorrhea can have a negative impact on the state and development of the reproductive system.

Keywords: sport-associative amenorrhea, swimmer athletes

Менструальный цикл - одно из проявлений сложного биологического процесса в организме женщины, характеризующегося циклическими изменениями функции половой (репродуктивной) системы, сердечно-сосудистой, нервной, эндокринной и других систем организма. Возникновение задержки полового созревания у девочки-подростка на фоне физических тренировок может оказать негативное воздействие на становление репродуктивной системы и в дальнейшем. В процессе подготовки женщин-спортсменок важное значение имеет выполнение ряда гигиенических положений: учет особенностей женского организма при планировании тренировочного процесса. Как отмечалось выше, у женщин более низкий уровень показателей физического развития. Данные физической работоспособности у спортсменок на 30-40% хуже, чем у спортсменов. Чрезмерные тренировочные нагрузки

вызывают у женщин более глубокие вегетативные сдвиги, чем у мужчин. Спортсменки нуждаются в более продолжительном отдыхе. Психоэмоциональная сфера у женщин менее устойчивая. В результате длительного воздействия предельных скоростно-силовых физических нагрузок без учета физиологических особенностей организма женщины происходит патологический сбой физиологических адаптационных механизмов и возникает гормональный дисбаланс, приводящий к НМЦ. При изучении данной проблемы нашли целый симптомокомплекс, который объединили под названием «**спортивная триада**»: недостаточное питание; нарушения менструального цикла по типу аменореи; низкая плотность костной ткани (повышенный риск переломов и остеопороза). Одной из теорий развития спортивной триады является теория недостаточного энергетического обеспечения физических нагрузок. В основе указанной теории лежит предположение о том, что существует некий метаболический (эндокринный) сигнал, информирующий центральные звенья репродуктивной системы о том, что поступающих с пищей питательных веществ недостаточно для энергетического обеспечения одновременно и моторной и репродуктивной функции организма. Эту гипотезу подтверждают следующие факты. Спортсменки в среднем потребляют меньше калорий, чем можно было бы ожидать, учитывая степень их физической активности. У спортсменок с аменореей обнаруживают эндокринно-метаболические признаки хронического дефицита энергии. Нарушения менструального цикла могут развиваться еще до того, как расстройства пищевого поведения приведут к значимой потере массы тела. Общеизвестно, что для лечения «спортивной триады» необходимо придерживаться следующих правил: лечение аменореи, коррекция пищевого поведения. Однако, учитывая что значительные физические и психические напряжения при спортивной деятельности благодаря принципу обратной связи регуляции менструального цикла (кора больших полушарий-гипоталамус-гипофиз-яичники-матка) могут существенно изменять характер менструального цикла, необходима ещё и корректировка тренировочного процесса. Биологические особенности женщин тесно связаны с менструальным циклом. При построении тренировочных занятий необходимо учитывать особенности протекания специфического биологического цикла женского организма – менструального цикла. Особую осторожность следует соблюдать при проведении тренировочных занятий в 1; 3; 5 фазы менструального цикла (менструальную, овуляторную и предменструальную), когда снижаются функциональные возможности женского организма и падают результаты. При построении тренировочных микро- и мезоциклов необходим учёт специфического биологического цикла спортсменок – как его общей длительности, так и сроков наступления отдельных фаз. При игнорировании биологических особенностей женского организма в построении тренировочных занятий нарушения менструального цикла резко учащаются, достигая 30 %.

За год обследовано 10 девочек-подростков 16-17 лет, активно занимающихся плаванием и страдающих НМЦ по типу олигоопсоменореи и аменореи.

Наличие хронических заболеваний и нарушения функций органов и систем ввиду плановых медицинских осмотров было исключено. Средний возраст обследованных девочек-подростков составил 16,5 лет (16 лет и 6 месяцев). Имеется в виду паспортный возраст, так как костный возраст не определялся.

Возраст начала тренировок составил в среднем 7 лет. Т.е. все девочки-подростки начали тренироваться ещё в допубертатном периоде.

Массо-ростовой индекс девочек находится в пределах возрастных норм (на основании данных ежегодных медицинских осмотров).

Из 10 (100%) юных спортсменок 2 (20%) менструируют. Возраст менархе составляет в среднем 15, 33 года (13 лет и 4 месяца), что несколько позже, чем в популяции, но не превышает физиологическую норму. Таким образом, из 10 (100%) девочек-спортсменок не менструируют 8 (80%) при отсутствии экстрагенитальных хронических заболеваний (по данным ежегодных медицинских осмотров). У всех восьми отмечается ретардация развития вторичных половых признаков на срок 24-28 месяца (т.е. более 18 месяцев), что может являться доказательством наличия задержки полового созревания (ЗПС) даже при телархе в 10 лет. Все 7 (100%) девочек-подростков имеют 1-2 спортивные разряды и продолжают активно заниматься спортом. При исследовании уровня ЛГ и ФСГ у неменструирующих девочек, выявлен низкий уровень гормонов, однако во всех наблюдениях уровень ФСГ больше, чем 5 МЕ/л и преобладает над ЛГ. В течение 1 года помимо наблюдения и лечения у гинеколога (гормонального лечения не применялось) была произведена корректировка тренировочного процесса соответственно фаз менструального цикла. За вышеозначенный период произошло восстановление менструального цикла у 7 (70% девочек). Девочки данной группы продолжали тренироваться. В контрольной группе (N=10) гинекологически здоровых спортсменок, где тренировки проходили без учёта фаз менструального цикла, 3 (30%) девочек стали отмечать НМЦ по типу опсоменореи.

В результате длительного воздействия предельных скоростно-силовых физических нагрузок без учета физиологических особенностей организма женщины происходит патологический сбой физиологических адаптационных механизмов и возникает гормональный дисбаланс, приводящий к НМЦ. У девочек-подростков, учитывая особенности становления у них репродуктивной системы необходимо соблюдать особенности режима тренировочного процесса. Тренировочные нагрузки должны подбираться индивидуально так же и для девочек с ЗПС. Правильное построение тренировочного процесса с учётом особенностей женского организма и выполнение указанных гигиенических положений позволяют исключить отрицательное влияние

тренировочных и соревновательных нагрузок на половую сферу и детородную функцию женщин-спортсменок.

Библиографический список

1. Солодков А.С., Сологуб Е.Б. Физиология человека. Общая. Спортивная. Возрастная (Текст): учебник. – 7-е издание. М.: Спорт, 2017. – 2017, - 620 с.: ил.

УДК 53.082

СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ТОНУСА МЫШЦ

Н.А. Шилин, М.Б. Каплан

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассмотрена структура системы измерения тонуса мышц, применяемого при электротонометрии. Проанализированы устройства, применяемые для измерения мышечного тонуса.

Ключевые слова: электротонометрия, тонус мышц.

MUSCLE TONE MEASUREMENT SYSTEM

N.A. Shilin, M.B. Kaplan

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

The article describes the structure of the muscle tone measurement system used in electrotonometry. Analyzed devices used to measure muscle tone.

Key words: electrotonometry, muscle tone.

Точная и неинвазивная оценка тонуса и жесткости мышцы представляет серьезную клиническую проблему, так как эти показатели изменяются при неврологических заболеваниях, вызывающих повышенный тонус. И они не могут быть измерены объективно в клинической ситуации вне лаборатории.

Для измерения тонуса мышц справедлив закон Гука - относительная деформация ε пропорциональна напряжению σ (1):

$$\varepsilon = \frac{1}{E} \sigma \quad (1)$$

Коэффициент E в этой формуле называется модулем Юнга. Модуль Юнга зависит только от свойств материала и не зависит от размеров и формы тела. Модуль Юнга различных материалов меняется в широких пределах.

Способом определения тонуса мышц является электротонометрия. Электротонометрия – это определение тонуса мышц с помощью электротонометра.

Одним из представителей современных приборов, предназначенных для измерения тонуса мышц является MyotonPRO. Акселерометр, находящийся внутри прибора, записывает колебания, а программное обеспечение одновременно производит вычисление параметров тканей.

В рамках работы сформулированы требования к прибору, измеряющему тонус мышц у пациента, и программного обеспечения для данного прибора. Современный прибор должен быть цифровым, компактным, надежным, простым в управлении и недорогим. Разработка ориентирована на беспроводное решение, с возможностью передачи полученной информации на мобильные телефоны и планшеты, кроме того результаты измерений предполагается передавать лечащему врачу на электронную почту.

Так же будет предусмотрена возможность записи результатов измерения тонуса мышц на само устройство или на флеш-карту и возможность просмотра в реальном времени результатов измерения в сети Интернет, что позволит замерять тонус мышц, не выходя из дома, и одновременно консультироваться с лечащим врачом без его вызова на дом.

Внешне измерительное устройство будет представлять собой щуп для измерения упругости мышц и цифровое устройство индикации, которое служит для отображения результатов измерений. Щуп содержит в себе датчик сопротивления, датчик силы нажатия, блок обработки информации, беспроводной модуль и блок автономного питания. Цифровое устройство индикации включает в себя блок памяти, необходимый для записи результатов измерений, беспроводной модуль - для связи с щупом, блок автономного питания.

Структурная схема прибора для измерения тонуса мышц выглядит следующим образом:

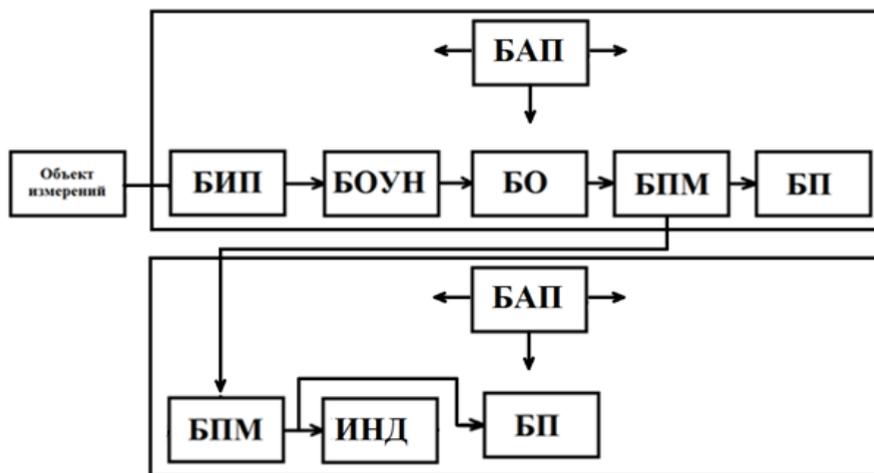


Рисунок 1 – Система измерения тонуса мышц

БИП – Блок измерения перемещения

БОУН – блок определения уровня нажатия

БО – Блок обработки и управления

БПМ – беспроводной модуль

БП – блок памяти

ИНД – индикатор

БАП – блок автономного питания

Таким образом прибор для цифровой пальпации позволит дополнить ЭМГ, УЗИ или МРТ измерением параметров поверхностных скелетных мышц, сухожилий и других мягких биологических тканей путем экономичного и комфортного для пациента способа измерения.

Библиографический список

1. Аналитическое исследование обобщенного закона Гука [Электронный ресурс] / П.В. Бехтерев. — М.: Книга по Требованию, 2013. – 154 с.
2. Мышечный тонус [Электронный ресурс] / В.А. Сафронов. — Москва, 2016.

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

УДК 004.92:616-056.52

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АНАЛИЗА РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ЭНДОКРИНОПАТИЯМИ

И.А. Лызин

Томский политехнический университет, г. Томск

На примере решения актуальной в наше время задачи – исследования здоровья детей и молодежи, страдающих эндокринными заболеваниями (проблема избыточного веса) – в работе рассматриваются вопросы визуализации многомерных медицинских данных. Практическая часть работы посвящена восстановлению пропущенных данных с применением методов визуализации и построению визуальных образов. Все расчеты проведены с использованием скриптового языка R.

Ключевые слова: *информационная технология, ожирение, анализ, восстановление пропусков.*

DEVELOPMENT OF ALGORITHM FOR ANALYSIS OF THE RESULTS OF TREATMENT OF CHILDREN WITH ENDOCRINOPATHY

I.A. Lyzin

Tomsk Polytechnic University, Tomsk

In the example of the solution of the actual problem in our time - the research on the health of children and teenagers, suffering endocrine diseases (the problem of overweight) – the work contains a description questions research missing data in the original data sets. The practical part of the work is devoted to the restoration of missed data with the use of visualization methods and the building of visual images. All calculations are performed using R scripting language.

Key words: *information technology, obesity, analysis, restoration of missed data.*

Ожирение у детей и подростков является актуальной и весьма серьезной проблемой. Избыточный вес и ожирение – это результат формирования аномальных или чрезмерных жировых отложений, которые могут наносить вред здоровью [1]. Целью данной работы была разработка информационной технологии, позволяющей комплексно анализировать результаты лечения детей с применением методов визуализации. В качестве инструмента решения поставленной задачи был выбран язык R.

Объектом исследования является массив данных предоставленный НИИ курортологии и физиотерапии г. Томска, в котором содержатся группы клинико-лабораторных показателей пациентов. Состояние каждого пациента оценивалось при поступлении на лечение и по окончании курса реабилитации

на основании набора лабораторных данных и химического анализа крови. Пациенты – дети и подростки в возрасте от 6 до 17 лет, с избыточной массой тела и ожирением. В состав базы включены данные 276 пациентов, поделенных на 5 групп. Деление пациентов на группы осуществлялось в зависимости от способа лечения.

Анализ выбросов – это важный этап в подготовке исходных данных к восстановлению позволяющий избежать отклонения восстановленных данных от разумных значений. Под "выбросом" понимается наблюдение, которое "слишком" велико или "слишком" мало по сравнению с большинством других имеющихся наблюдений. После исключения выбросов был получен пригодный массив данных для дальнейшего анализа.

Поскольку пропуски в данных являются повсеместным явлением, прежде чем перейти к восстановлению пропущенных данных и построению визуальных образов необходимо идентифицировать пропуски. Идентификация пропущенных значений обычно делается с использованием функций `is.na()` и `complete.cases()`. Анализ пропусков в исходных данных показал, что процент пропусков не превышает 15 в некоторых случаях 20 процентов. Следовательно, можно переходить к процессу восстановления.

Метод множественного восстановления пропущенных данных – это способ заполнения пропусков при помощи повторного моделирования. Множественное восстановление часто применяется для работы с пропущенными данными в сложных ситуациях. При этом подходе из существующего набора данных с пропущенными значениями создается несколько полных наборов данных. Для замещения пропущенных значений в производных наборах данных используются методы Монте-Карло.

К каждому из производных наборов данных применяются стандартные статистические методы, а на основании их результатов формируются оценки окончательных результатов и доверительные интервалы, которые учитывают неопределенность, созданную пропущенными значениями. Для устранения пропусков в данных был использован пакет `misc` языка R [2].

После восстановления пропусков в исходных наборах был получен полностью укомплектованный набор данных, который можно использовать для моделирования визуальных образов используя лица Чернова. Лица Чернова – это схема визуального представления мультивариативных данных в виде человеческого лица. Каждая часть лица: глаза, нос, рот – представляет собой значение определенной переменной, назначенной для этой части (всего 18) [3]. Основная идея использования лиц заключается в том, что люди легко распознают лица и без труда замечают небольшие изменения, для человека очень естественно смотреть на лица, легко делать сравнения и выявлять отклонения.

Так как количество показателей намного больше чем можно поместить в лица, необходимо подготовить восстановленные данные к построению визуальных образов. Подготовка данных предполагает определения наиболее

информативных признаков из всего восстановленного набора данных. Информативность признаков была определена с использованием метода Кульбака. Данный метод предлагает в качестве оценки информативности меру расхождения между двумя классами которая называется дивергенцией [4]. В данном случае в качестве классов выступают показатели до и после лечения.

В ходе выполнения работы был разработан алгоритм информационной технологии, позволяющий осуществить восстановление пропусков в данных и комплексно оценить результаты лечения пациентов (рис.1). Алгоритм предполагает в качестве обработки клинико-лабораторных показателей удаление выбросов, выполнено восстановление пропусков в данных и построение визуальных образов с применением пакетов языка R.

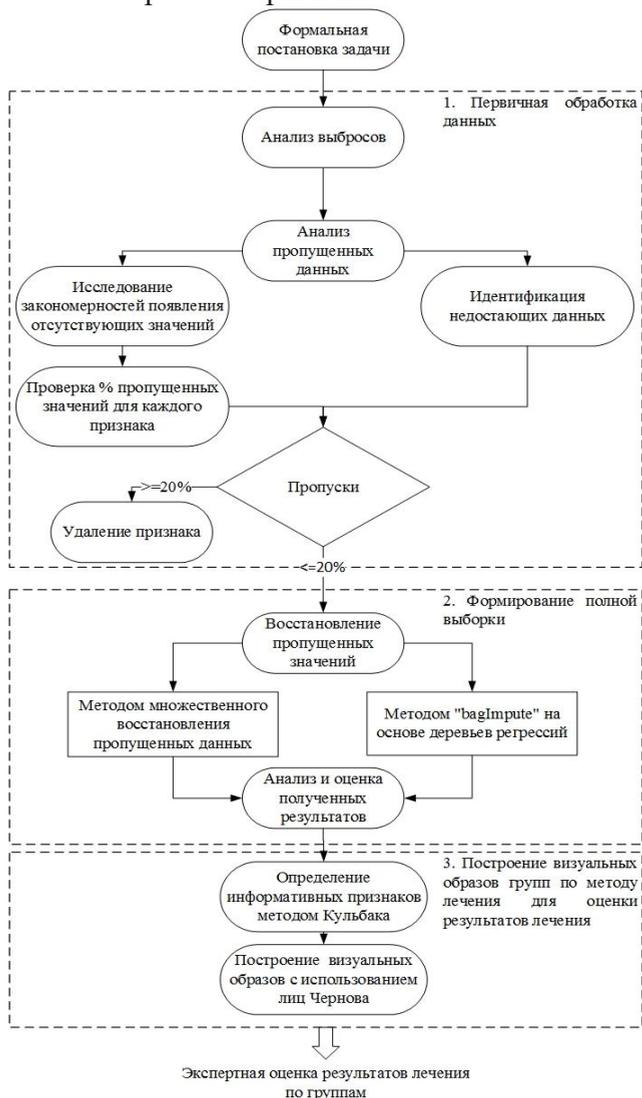


Рисунок 1 – Алгоритм ИТ анализа результатов лечения детей

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения / Ожирение и избыточный вес [электронный ресурс] – режим доступа: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/ru/>.
2. Кабаков Р.И. R в действии. Анализ и визуализация данных в R / Метод множественного восстановления данных / Из-во «ДМК Пресс» Москва, 2014. – С. 489.
3. Берестнева О.Г. Методы структурного анализа и визуализации экспериментальных данных в социальных и медицинских исследованиях / О.Г. Берестнева, И.А. Осадчая, А.Л. Бурцева. – Томск: Из-во Томского политехн. ун-та, 2014. – С. 17-19.
4. Гублер Е. В. Вычислительные методы анализа и распознавания патологических процессов – Из-во «МЕДИЦИНА» Москва, 1978. – С.198.

УДК 615.1:614.27.008.2:33]:517

3D-МОДЕЛИРОВАНИЕ В ФАРМАЦИИ

М.А. Копаница, Д.А. Кузнецов

Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, г. Рязань

В настоящее время использование 3D-визуализации при проектировании фармацевтических организаций становится все более распространенным и способствует увеличению товарооборота на единицу торговой площади, за счет рационального использования торгового пространства. 3D-модели позволяют эффективно расположить аптечную мебель и оборудование, тем самым повышая коэффициент эффективности использования торговой площади.

Ключевые слова: 3D-модель, фармацевтическая организация, товарооборот, зоны размещения товаров.

3D MODELING IN PHARMACY

M.A. Kopanitsa, D.A. Kuznesov

Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov, Ryazan

Currently, the use of 3D-visualization in the design of pharmaceutical organizations is becoming more common and contributes to an increase in turnover per unit of sales area, due to the rational use of retail space. 3D models make it possible to efficiently locate pharmacy furniture and equipment, thereby increasing the coefficient of efficiency in the use of commercial space.

Keywords: 3D-model, pharmaceutical organization, commodity circulation, product distribution areas.

Целью работы являлось изучение возможностей использования 3D-моделирования при планировке помещений фармацевтических организаций и комплексном оснащении медицинским и фармацевтическим оборудованием.

Исследование проводилось с помощью анкетирования и интервьюирования фармацевтических организаций, контент-анализа фармацевтической информации и использования современных программных продуктов для 3D-моделирования. Графические редакторы, созданные для моделирования трехмерных объектов, обычно могут сочетаться с другими программами, для выполнения расчетов и программирования оборудования. Это позволяет создавать более качественные трехмерные модели, и соответственно, повышает качество объектов, которые затем создаются по 3D моделям [1].

В результате анкетирования установлено, что работа над проектом каждой отдельно взятой аптеки строится поэтапно, с учетом требований заказчика, исходя из его бюджета.

Работа над проектом включает следующие этапы:

- 1.Согласование проекта.
- 2.Подготовка коммерческого предложения (3D-визуализация).
3. Запуск в производство.
4. Доставка и монтаж.
5. Гарантийное и постгарантийное сопровождение.

На этапе согласования происходит замер помещения, обсуждаются основные пожелания по форме торговли, материалам, цвету, особенностям фирменного стиля и срокам. Все это осуществляется для подготовки плана расстановки и 3D-визуализации будущей аптеки.

Далее следует стадия подготовки коммерческого предложения. В течение 2-3 дней создается план расстановки, подготавливается черно-белая и цветная 3D-модель.

Используя 3D-моделирование, мы можем спроектировать зоны размещения товаров. К ним относятся:

- Зона, занятая оборудованием.
- Зона обслуживания посетителей.
- Зона рабочих мест.
- Зона расчетов с посетителями.
- Зона ожидания и отдыха.
- Зона, занятая под дополнительные услуги.

В аптеке выделяют также: зону адаптации, горячую зону, теплую, холодную и ледяную. «Горячая» зона располагается по правой стороне в начале покупательского потока, её посещают от 70 до 90% покупателей. «Теплая» зона – это центральная часть торгового зала, в середине потока. Посещают от 50 до 70 % покупателей. «Холодная» - это наиболее удаленная от входа зона. Посещают от 20 до 30 % покупателей.

Соответственно, правильно выбранное и размещенное с помощью 3D-визуализации оборудование обеспечивает: Увеличение товарооборота, Повышение эффективности использования торговой площади, Максимальную обозримость ассортимента, Расширенные возможности выкладки товаров, Условия для эффективного обслуживания покупателей [2, 3].

Наиболее распространено использование 3D-моделирования при проектировании рабочего пространства фармацевтических организаций в крупных городах. В г. Рязань, на данный момент, 3D-моделирование используют 70% фармацевтических организаций. Моделирование торгового пространства с помощью 3D-технологий позволяет увеличить поток потребителей и товарооборот, а также максимально эффективно использовать торговое пространство.

Таким образом, использование современных технологий проектирования фармацевтических организаций с использованием 3D-моделирования, можно считать перспективным методом планировки торгового пространства, которое способствует увеличению товарооборота и повышению конкурентоспособности фармацевтических организаций.

Библиографический список

1. Кузнецов Д.А. Техничко-технологические аспекты фармацевтической экономической безопасности //Рос. медико-биол. вестн. им. акад. И.П.Павлова. – 2012. - № 3. - С.140-145.
2. Кузнецов Д.А. Состояние зарубежных научных исследований по фармацевтической безопасности. / Д.А. Кузнецов, Э.А. Коржавых // Наука молодых (Eruditio Juvenium). – 2017. – № 4. – С.498-508.
3. Кузнецов Д.А. Роль информационной безопасности в управлении лекарственным обеспечением / Д.А. Кузнецов // Современная организация лекарственного обеспечения. 2018. Т. 5. № 2. С. 88-89.

УДК 517.972:57.087

МОДЕЛИРОВАНИЕ БИМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫХ УРАВНЕНИЙ

Д.А. Дубова

Вологодский государственный университет, г. Вологда

Изучена методика применения математического моделирования в медицине. Демонстрируются конкретные варианты использования дифференциальных уравнений в процессе обработки биомедицинской информации.

Ключевые слова: модель, моделирование, система, процессы, визуализация.

MODELING OF BIOMEDICAL SYSTEMS USING DIFFERENTIAL EQUATIONS

D.A. Dubova

Vologda State University, Vologda

The method of application of mathematical modeling in medicine is studied. Specific variants of differential equations use in the process of biomedical information processing are demonstrated.

Keywords: *model, modeling, system, processes, visualization.*

Математическая модель объекта – совокупность понятий и отношений, выраженных при помощи системы математических символов и обозначений и отражающих наиболее существенные свойства изучаемого объекта. Идея математического моделирования состоит в замене реального объекта его математической моделью и в дальнейшем изучении модели с целью получения новых знаний об этом объекте.

Этапы математического моделирования: теоретические исследования, структурный анализ модели (включающий в себя построение математической модели режимов функционирования технологического объекта, разработку алгоритма решения математической модели, программирование алгоритма с помощью ЭВМ), аналитическое исследование модели, вычислительный эксперимент с конечными анализом, интерпретацией и документированием результатов. На основании перечисленных этапов выясняются результаты исследования.

Целью работы является рассмотрение базовых принципов математического моделирования и их иллюстрация примерами.

Существуют такие математические модели, как дескриптивные и модели поведения. Дескриптивная модель позволяет получить информацию о взаимосвязях между наиболее важными переменными био- или экосистемы. Реализуется методами стохастического моделирования, основанного на инструментах теории вероятностей и математической статистики. Модели поведения описывают системы во время переходного периода от одного состояния к другому. Для их реализации изучают: структуру сигналов на входе и выходе системы; реакцию системы на особые проверочные сигналы; внутреннюю структуру системы. Последний пункт реализуется аналитическим моделированием, в основе которого лежат дифференциальные уравнения, описывающие причинно-следственные связи в экосистеме.

Произведем введение в дифференциальное моделирование. Дифференциальное уравнение - уравнение для отыскания функций, производные которых удовлетворяют некоторым наперед заданным условиям. Дифференциальная модель процесса - уравнения, полученные в результате исследований реального процесса.

В разных биологических системах в качестве переменных выступают

различные измеряемые величины: концентрации веществ, число микроорганизмов, численность вида, концентрация лекарственных препаратов. Все процессы в живых организмах или биологических сообществах разворачиваются одновременно во времени и в пространстве, т.е. в их описании задействуется несколько переменных и их модели - системы уравнений в частных производных.

Описание любой модели дается в форме уравнений «вход – состояние – выход» [1]:

$$\begin{cases} \dot{Z} = AZ + BX \\ Y = CZ + DX \end{cases} \quad (1)$$

где X – вектор входных воздействий, Y – вектор выходных реакций, Z – вектор состояния; A , B , C , D – матрицы коэффициентов.

Первое уравнение системы (1) – дифференциальное уравнение, которое определяет состояние системы, т.е. задает ее динамические свойства. Второе уравнение – алгебраическое: определяет выходную реакцию системы через ее текущее состояние. Компоненты вектора состояния – переменные состояния – определяются на выходах интеграторов схемы модели.

Использование понятия состояния системы позволяет определить вектор состояния, полностью описывающий поведение системы. Переменные состояния модели, имеющие формальное математическое выражение, которое получается при разложении дифференциального уравнения высокого порядка на систему уравнений состояния, могут иметь вполне определенный биофизический или физиологический смысл.

На рис. 1 приведена блок-схема, пошагово иллюстрирующая принцип действия распространённой схемы «вход – состояние – выход», позволяющая моделировать БТС при помощи дифференциальных уравнений.

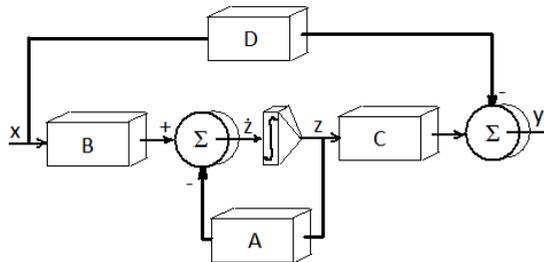


Рисунок 1 – Блок-схема модели, соответствующей уравнениям «вход – состояние – выход»

Покажем действие основополагающей схемы «вход – состояние – выход» (см. рис.1) для моделирования БТС на конкретном примере представления биотехнической системы, а именно – системы инфузионного введения лекарственных препаратов в организм человека, - в виде системы дифференциальных уравнений:

$$\begin{cases} \dot{C} + K_3 = \frac{U}{V} \\ AD = AD_0 - K_d C \end{cases}, \quad (2)$$

где K_3 – коэффициент элиминации, K_d – коэффициент действия препарата, V – объемный расход препарата; AD_0 – исходное значение артериального давления.

Первое уравнение в системе (2) отображает изменение концентрации препарата в тканях, второе – гипотензивное действие препарата. Атрибутами системы являются следующие переменные: U – скорость инфузии, задаваемая шприцевым насосом, C – концентрация препарата в тканях-адресатах (переменная состояния), AD – систолическое артериальное давление крови.

Примером визуализаций моделирования биотехнических процессов, позволяющего в силу своей наглядности, является распределение рН среды в различные периоды проведения противораковой операции на печени (см. рис. 2). При этом легко установить закономерности и спрогнозировать новые тенденции в течении данных процессов.

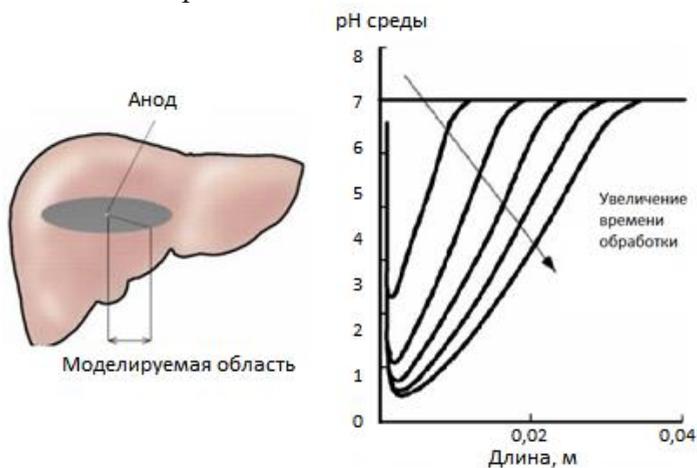


Рисунок 2 – Распределение рН среды в различные периоды проведения противораковой операции на печени.

Закключение: произведён экскурс в виде математических моделей и их назначение, рассказано о переменных, использующихся в дифференциальных уравнениях, за счёт которых моделируются процессы; приведены пример использования таких уравнений с параметрами организма человека в качестве переменных и пример графика, построенного на основе дифференциальных уравнений. Цель исследования достигнута.

Библиографический список

1. Акулов С.А., Федотов А.А. Основы теории биотехнических систем. - М.: Физматлит, 2014 – 259 с.

РАСЧЕТ ЭФФЕКТИВНОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ В ЛИТОТРИПСИИ

Н.Ю. Попова

Вологодский государственный университет, г. Вологда

Изучено исследование явлений взаимодействия акустических импульсов со средой в литотрипсии. Сделан анализ основных физических параметров, используемых при литотрипсии. Установлены причины резкого возрастания положительного акустического давления в жидкости. Оценена величина эффективной акустической энергии для дробления камня в почке.

Ключевые слова: литотрипсия, ударная волна, импульсное давление, дробление.

THE CALCULATION OF THE EFFECTIVE ACOUSTIC ENERGY IN LITHOTRIPSY

N. Yu. Popova

Vologda State University, Vologda

The study of the phenomena of interaction of acoustic pulses with the medium in lithotripsy is studied. The analysis of the main physical parameters used in lithotripsy carried out. The causes of a sharp increase under positive acoustic pressure in the liquid are determined. Value of the effective acoustic energy for crushing kidney stones is determined

Keywords: lithotripsy, shock wave, pulse pressure, crushing.

С 1980 г. в клинической практике, как у детей, так и у взрослых стал применяться метод удаления камней, который позволил разрушать мочевые камни до мелких частиц, способных к самостоятельному отхождению без какого-либо инструментального вмешательства – дистанционная ударно-волновая литотрипсия (ДУВЛ). Для достижения требуемых медицинских эффектов импульсы должны быть сфокусированы в месте лечения. Можно выделить ряд физических параметров воздействия на ткани и камни, наиболее важными из которых являются, эффективная акустическая энергия и плотность потока энергии.

Таким образом, актуальность данного направления определяется рядом обстоятельств. Во-первых, при использовании ультразвуковых пучков для неразрушающего контроля и, особенно в ультразвуковой диагностике и терапии чрезвычайно важно уметь точно предсказывать излучаемое акустическое поле. Во-вторых, в связи с разработкой методов ДУВЛ в широкую практику вошли акустические пучки, пиковое давление в которых настолько велико, что среда разрушается. Кроме того, при распространении таких акустических волн возникает целый класс новых физических явлений,

обусловленных наличием ударных фронтов.

В связи с этим целью настоящей работы является исследование явлений взаимодействия со средой мощных акустических импульсов, применяемых в литотрипсии. Для достижения данной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Определить формы звуковых волн, используемые в акустической терапии.

2. Определить ударную волну и импульсного давления ударной волны и их временную зависимость.

3. Рассчитать доли отраженного звука и переданной энергии на границе раздела двух сред.

4. Рассчитать эффективную акустическую энергию путем интегрирования сигнала импульсного давления.

Длительность ударной волны или клинического импульса давления очень короткая (3-5 мкс). Однако достигаемая пиковая мощность может составлять более одного мегаватта на импульс. Средняя энергия акустического импульса в фокальной области составляет от 10 до 150 мДж.

Интегральная интенсивность импульса (*PII*) является средней мощности импульса. Синонимом является общий термин в литотрипсии – плотность потока энергии (*ED*) импульса. Единица измерения *ED* - Дж/мм². Обычно в технических характеристиках производителя указано максимальное значение *ED*, измеряемое в центре фокуса. Присутствует высокий уровень корреляции *ED* и глубины кратера, который образуется в модели камня после ряда ударов.

Величина *ED* рассчитывается путем интегрирования сигнала импульсного давления, возведенного в квадрат, поэтому *ED* также называют

PII. Расчетный *PII* в некоторой точке (*r, q*) задают формулой [1]:

$$PII(r, q) = \frac{1}{Z} \int_T P^2(r, q, t) dt, \quad (1)$$

где *P* – положительное акустическое давление, *Z* – акустический импеданс среды, *T* – предел временного интегрирования.

Эффективная акустическая энергия в фокусе может быть определена последующей формулой [1]:

$$E = \frac{1}{Z} \int_S \int_T P^2(r, q, t) dS dt = \int_S PII(r, q) dS, \quad (2)$$

где *P(r, q, t)* – мгновенное акустическое давление в точке (*r, q*) в момент времени *t*, *S* – эффективная площадь, лежащая в плоскости, проходящей через фокус и перпендикулярной к оси пучка, в полярных координатах *r* и *q*, ограниченная контуром на уровне минус 6 дБ.

На основе формулы 2 нами рассчитан и построен график осевого и бокового распределения положительного давления вокруг фокуса, который приведен на рис.1. Как видно из данного рисунка, можно определить значения ширины амплитуды на 50% уровне осевого и бокового распределения давления. Вместо него часто используется термин «ширина амплитуды -6 дБ». Здесь основной эффективной площадью (*S*) является окружность радиусом 6

мм вокруг фокуса, что является типичным размером камня при ДУВЛ (см. рис.1 пункт 2).

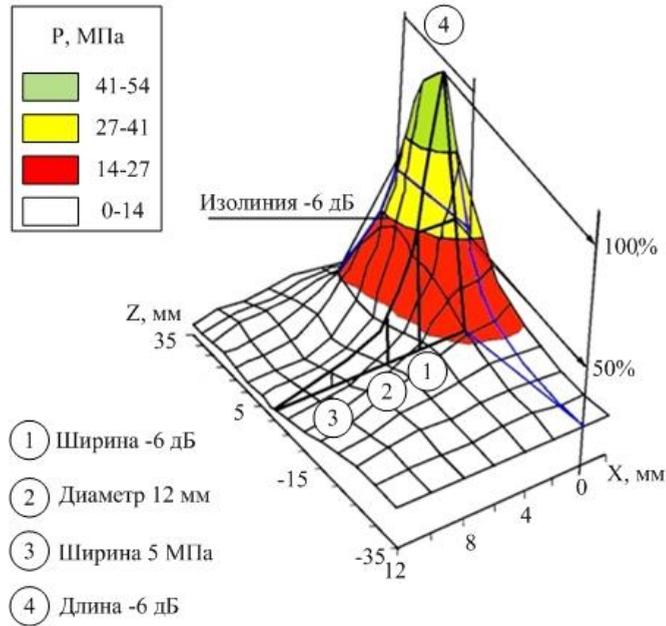


Рисунок 1 – Распределение положительного давления вокруг фокуса

Для оценки эффективности дробления наиболее важными являются эффективная энергия E_{12} мм в окружности радиусом 6 мм и эффективная энергия E_5 МПа в окружности, ограниченной значениями давления 5 МПа.

Полная энергия в области фокуса может быть представлена значением E_5 МПа. Данная энергия рассчитывается по формуле (2) путем интегрирования значений ED в области фокуса с таким радиусом, в котором давление превышает 5 МПа.

Таким образом, на основе проведенного анализа можно сделать следующие выводы:

1. Акустические волны распространяются в жидких и газообразных биологических средах в виде волн продольного сжатия.

2. Импульсное давление состоит только из одной волны положительного давления, которая затухает до уровня давления окружающей среды экспоненциально в течение 1-5 мкс.

3. Причиной резкого возрастания положительного акустического давления в жидкости является нелинейные свойства жидкости, которые приводят к увеличению скорости звука в фазе положительного давления.

4. Для оценки эффективности дробления наиболее важными являются эффективная энергия E_{12} мм в окружности радиусом 6 мм и эффективная энергия E_5 МПа в окружности, ограниченной значениями давления 5 МПа.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 8.584-2001 (МЭК 61846-96) Государственная система обеспечения единства измерений (ГСИ). Оборудование медицинское ультразвуковое. Аппараты экстракорпоральной литотрипсии. Общие требования к представлению параметров акустического выхода и методикам их измерений – введ. 01.07.2002. - Москва: МЭИ, 2002. – 19 с.

УДК

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

А.В. Кошелева

Научный руководитель – Акулов С.А., канд. техн. наук, доцент,
Самарский национальный исследовательский университет имени академика
С.П. Королёва, Самара.

В данной статье рассматриваются современные методы диагностики головного мозга. Описываются достоинства и недостатки каждого из методов. Приводится концепция современных методов диагностики головного мозга человека и перспективные направления развития метода электроэнцефалографии.

Ключевые слова: *головной мозг, нейроны, эффективность диагностики, разрешающая способность*

METHODS OF RESEARCH OF THE ACTIVITY OF THE BRAIN

A.V. Kosheleva

Research advisor - S.A. Akulov, PhD, associate professor, Samara National Research University, Samara.

The article considers the modern brain diagnostics methods. The advantages and disadvantages of each method are described. The concept of modern brain diagnostics methods and EEG method perspectives are given.

Keywords: *brain, neurons, diagnostic efficiency, resolution*

Проблема исследования головного мозга человека является важнейшей задачей современной науки. Головной мозг человека – это орган центральной нервной системы, состоящий из нервных клеток (нейронов), регулирующий все жизненные процессы, протекающие в организме человека [1]. Данный орган осуществляет контроль, координацию, оптимизацию деятельности всех систем человеческого организма. Незначительное отклонение способно нарушить эту сложно организованную коммуникационную связь, спровоцировав серьезные заболевания и смерть человека [3]. Для точного постановления диагноза требуется проведение обследования одним из существующих на данный момент методом диагностики (Рисунок 1).

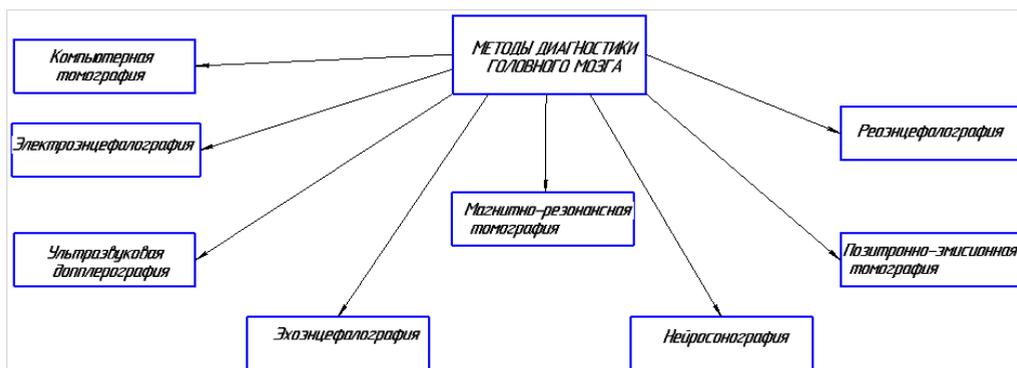


Рисунок 1 – Методы диагностики головного мозга

Концепция современных методов диагностики – безопасность, неинвазивность, доступность и быстрота исследования [2].

Компьютерная томография (КТ) – метод исследования, основанный на разности поглощения тканями различной плотности рентгеновского излучения. Данный метод позволяет получить снимки, на которых хорошо видны кости черепа, оболочка и структура мозга, а также кровеносные сосуды. Для лучшего дифференцирования тканей мозга используют введение контрастной жидкости. Данный метод диагностики назначается лишь тогда, когда потенциальная польза для пациента превышает вред, так как при проведении компьютерной томографии головного мозга пациент получает некоторую дозу облучения.

Эхоэнцефалография (ЭхоЭГ) – это метод ультразвуковой диагностики головного мозга, позволяющий обнаружить смещения и нарушения структур мозга, а также косвенно оценить состояние крупных сосудов кровотока. Показаниями для проведения данного метода исследования являются: головные боли, дезориентация, головокружения, шум в ушах.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) – неинвазивный метод получения изображения внутренних органов человека, основанный на явлении ядерного магнитного резонанса. Показаниями для проведения диагностики могут быть состояния после инсульта, при эпилепсии, менингите, рассеянном склерозе. Противопоказаниями к проведению МРТ является наличие металлических имплантов и кардиостимуляторов.

Нейросонография – метод ультразвукового исследования, который применяется в основном для диагностики головного мозга у новорождённых. Данный метод позволяет диагностировать родовые травмы, воспаление и инфекции центральной нервной системы, возможные невротические патологии. Достоинствами данного метода являются его неинвазивность, отсутствие необходимости специальной подготовки пациента к проведению обследования и отсутствие противопоказаний.

Реоэнцефалография (РЭГ) – метод диагностики, основанный на записи изменения величины сопротивления тканей при пропускании через них электрического тока небольшой величины. С помощью данного метода можно

изучить эластичность сосудистых стенок головного мозга, интенсивность кровенаполнения, венозный отток и т.д. Противопоказанием к проведению РЭГ является наличие ран на месте наложения электродов у пациента, а также грибкового или бактериального поражения кожи.

Ультразвуковая доплерография (УЗДГ) – неинвазивный метод диагностики сосудов головного мозга, основанный на эффекте Доплера. УЗДГ позволяет диагностировать поражения сосудов атеросклеротического или воспалительного характера, наличие нарушения проходимости артерий, повышение внутричерепного давления и ангиоспазм. Перед проведением ультразвуковой доплерографии необходимо исключить прием сосудистых препаратов, а также курение и употребление алкоголя.

Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) – метод обследования головного мозга, сопровождающийся введением радиоактивного препарата, который впоследствии излучает видимые на сканере лучи. ПЭТ предназначена для обнаружения изменений на клеточном уровне. Показаниями к проведению этого метода диагностики являются эпилепсия, болезнь Альцгеймера, болезнь Паркинсона, болезнь Гентингтона. Данный метод исследования противопоказан беременным и кормящим женщинам, а также больным с наличием воспалительных процессов в организме.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) - это метод исследования активности головного мозга, суть которого заключается в записи изменения разности биопотенциалов, отводимых с кожи головы. ЭЭГ является неинвазивным, безопасным и доступным методом исследования, отражающим малейшие изменения функции коры головного мозга, обеспечивая миллисекундное временное разрешение. Данный метод применяется для диагностики широкого спектра заболеваний, таких как эпилепсия, обмороки, панические атаки и др.

Перспективными направлениями развития метода электроэнцефалографии являются:

- разработка высокоэффективных алгоритмов обработки ЭЭГ-сигнала;
- разработка носимых регистраторов ЭЭГ;
- использование регистратора ЭЭГ- сигнала в составе нейрокомпьютерных интерфейсов.

Библиографический список

1. Ф. Блум, А. Лейзерсон, Л. Хофстедтер. Мозг, разум и поведение. М: Мир, 1988, С. 34-80.
2. Корневский Н.А., Попечителев Е.П. Биотехнические системы медицинского назначения. Учебник. Старый Оскол: ТНТ, 2016. 688 с.
3. Yuste, Rafael; Church, George M. "The new century of the brain". Scientific American. 2014, 310 (3): 38–45.

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВИРУСОВ В БИОЖИДКОСТИ

А.М. Созинова

Научный руководитель Н.Н. Чернов, д.т.н., профессор кафедры ЭГАиМТ
Институт нанотехнологии, электроники и приборостроения Южного
Федерального Университета, г. Таганрог

Лазерная оптоакустическая диагностика вирусных частиц основана на термоупругом возбуждении ультразвуковых сигналов в среде при поглощении импульсного лазерного излучения углеродными нанотрубкам в связке с вирусами. Зарегистрированный профиль давления такого акустического сигнала несёт информацию о распределении в исследуемой среде поглощающих неоднородностей. Звуковая волна может быть обнаружена пьезоэлектрическим преобразователем и регистрироваться с помощью осциллографа.

Ключевые слова: вирусы, лазерное излучение, углеродные нанотрубки, пьезоэлектрический преобразователь

DEVELOPMENT AND RESEARCH OF THE METHOD FOR DETERMINING VIRUSES IN BIO-LIQUID

A.M. Sozinova

Scientific adviser N.N. Chernov, Doctor of Technical Sciences, Professor,
Department of EHAaMT
Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation of the Southern Federal
University, Taganrog

Laser optoacoustic diagnostics of viral particles is based on thermoelastic excitation of ultrasonic signals in the medium during the absorption of pulsed laser radiation by carbon nanotubes in conjunction with viruses. The registered pressure profile of such an acoustic signal carries information about the distribution of absorbing inhomogeneities in the medium under study. The sound wave can be detected by a piezoelectric transducer and recorded with an oscilloscope.

Keywords: viruses, laser radiation, carbon nanotubes, piezoelectric transducer

В современном мире проблема изучения вирусов очень актуальна, потому что они опасны для человека, появляются всё новые их формы, а идентификация до сих пор представляет проблему. Существует необходимость в новых, точных методах определения вирусов, которые важны как для постановки диагноза, так и для мониторинга противовирусной терапии. С диагностированием патогенных организмов в крови эффективно может справиться оптоакустический метод.

В общем случае схема возникновения акустического сигнала при

проведении этого метода следующая: на образец подаётся лазерное излучение, среда поглощает определённую мощность этого излучения в зависимости от длительности воздействия и величины показателя поглощения в единице объёма, которой передаётся определённое количество энергии. Таким образом, при сильном поглощении эффективность термооптического преобразования будет происходить более эффективно, чем при слабом. Поглощенная энергия от лазерного излучения преобразуется в тепло, которое, в свою очередь, индуцирует тепловое расширение нагретых зон. Это приводит к генерации акустических сигналов. Такой механизм возникновения сигналов называется термоупругим. Возможность получения акустического сигнала наиболее полно реализуется при импульсном возбуждении звука [3].

Углеродные нанотрубки (УНТ) могут использоваться в качестве агентов для усиления сигнала, размер осаженных на вирусы наночастиц находится в тех же масштабах, что и вирусы. УНТ значительно увеличивают чувствительность метода и обладают сильным резонансным оптическим поглощением в ближнем инфракрасном спектральном диапазоне. Оптикоакустическая эффективность этих наночастиц обусловлена их локальным перегревом. Таким образом, каждый вирус в связке с УНТ является точечным акустическим источником. Вирусы разных видов отличаются по массе, что будет сказываться на таких акустических параметрах, как частота и длительность сигнала.

Итак, в области изменений температуры, возбуждается акустический видеоимпульс. Его длительность определяется медленными процессами остывания образца и должен существенно превышать время оптического импульса [1]. Точное решение задачи генерации акустического сигнала описывается системой двух уравнений – для отклонений температуры и давления от их равновесных значений.

После лазерного облучения образца по глубине, т.е. в направлении действия пучка излучения и в перпендикулярном ему направлении возникает температурный градиент. Пространственное распределение температуры уменьшается с глубиной и описывается уравнением

$$T' = \left(\frac{\alpha \varepsilon_0}{\rho_0 C} \right) e^{-\alpha z} \quad (1)$$

где ε_0 - плотность поглощённого оптического импульса, α – коэффициент поглощения окружающей среды, ρ_0 – плотность среды, C – теплоёмкость, z – глубина проникновения излучения [3].

Зависимость давления от температуры отвечает за возбуждение звука при тепловом действии света.

Учитывая что экспоненциальное ослабление света в среде представлено как $e^{-\alpha z}$, то давление описывается как

$$P' = \left(\frac{\beta c^2}{C} \right) \alpha \varepsilon_0 e^{-\alpha z} \quad (2)$$

где c – скорость звука в образце биожидкости, β – температурный коэффициент объемного расширения среды. Зависимыми от температуры параметрами являются β , C и c . Амплитуда сигнала в линейном режиме пропорциональна энергии лазера и коэффициенту поглощения образца [2]. Уравнение (2) справедливо при условиях термического ограничения и ограничения напряжения. Тепловая диффузия мала в период лазерного импульса возбуждения, поэтому тепло удерживается в УНТ, то есть происходит термическое ограничение. Возмущение температурного поля вызывает возмущение поля плотностей, возникает условие ограничения напряжения, когда релаксация давления незначительна во время облучения.

Теоретическая схема определения вирусов следующая. Образец исследования представляет собой биожидкость с введенным в неё раствором углеродных нанотрубок. Для возбуждения оптоакустического сигнала используется импульсное лазерное излучение, луч лазера падает перпендикулярно на образец, модулятор может позволить менять частоту следования импульсов. Каждый вирус, помеченный углеродной нанотрубкой, рассматривается как точечный акустический источник. Чтобы зарегистрировать акустические сигналы, необходим пьезокерамический преобразователь, далее сигнал от преобразователя усиливается усилителем, после чего регистрируется цифровым осциллографом и сохраняется на компьютере. Анализируя полученный сигнал, выявляется наличие, а также проводится количественная оценка вирусов.

Преимущество оптоакустического обнаружения заключается в том, что он обеспечивает большую чувствительность по сравнению с существующими методами. Также сочетание большой амплитуды и малой длительности сигналов дает рекордные, недоступные другим средствам, скорости деформации материалов. При помощи этого метода можно обнаружить очень небольшую концентрацию вирусов в образце, что способствует эффективной ранней диагностике заболеваний.

Библиографический список

1. Федоров, А.В., Физика наноструктур. Учебное пособие / А.В. Федоров, А.В. Баранов, В.Г. Маслов, А.О. Орлова, Е.В. Ушакова, М.Ю. Леонов, В.Г. Голубев [Текст] // СПб.: Университет ИТМО. – 2014. – С. 9 – 11.
2. Nonlinear photoacoustic signal amplification from single targets in absorption background / Mustafa Sarimollaoglu [and ets.] // Photoacoustics journal. 2013. – № 1. – С. 1 – 11.
3. Гусев, В.Е. Лазерная оптоакустика / В.Е. Гусев, А.А. Карабутов. [Текст] - М.: Наука. – 1991. – С. 7 – 22.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛОВОГО РЕЖИМА ФОТОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО МОДУЛЯ С ОХЛАЖДЕНИЕМ КАНАЛЬНЫМ РАДИАТОРОМ

В.Т. Фам, В.В. Сускин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассматривается задача проверки адекватности математической модели конструкции фотоэлектрического модуля с охлаждением каналным радиатором путем сравнения расчетов, проведенных с использованием данного модуля, и результатов экспериментального моделирования.

***Ключевые слова:** фотоэлектрический модуль, каналный радиатор, теплопроводность, медицинский центр.*

MODELING OF THE HEAT MODE OF A PHOTOELECTRIC COOLING MODULE WITH A CHANNEL RADIATOR

V.T. Fam, V.V. Suskin

Ryazan State University of Radio Engineering, Ryazan

An analysis of mathematical model's accuracy in accordance with a canal radiator heater by comparing the results of the computation with experimental simulation results.

В настоящее время работы по применению возобновляемых источников энергии на фотоэлектрических модулях (ФЭМ) получают все большее развитие, что диктуется потребностями современных технологий. Особое значение имеет развитие технологий прямого преобразования солнечного излучения в электрический ток, реализуемых в ФЭМ, которые используются в домашних условиях простыми потребителями, а также в больницах, медицинских центрах и т.д.

Тем не менее, в настоящее время практическое применение фотоэлектрических модулей не достаточно распространено. Причина этого заключается в высокой температуре окружающей среды. При повышении температуры до +45 °С, собственная температура фотоэлектрического модуля становится больше +85 °С – максимально допустимой гарантийной температуры модуля. Это приводит к понижению КПД фотоэлектрических модулей.

Для решения данной проблемы применяется фотоэлектрический модуль с охлаждением [2] – наиболее простой в конструктивном отношении фотоэлектрический модуль, использующий каналный радиатор с проточной жидкостью – фотоэлектрический модуль с охлаждением каналным радиатором (ФЭМО).

В [2] была получена математическая модель конструкции ФЭМО с каналным радиатором. Её среднюю температуру можно представить формулой (1):

$$T_{сред} = (T_{a.0} - \frac{K}{\lambda} - T_0) \cdot \frac{(\beta + \lambda) \cdot m \cdot C_p}{\beta \cdot \lambda} \cdot \left[e^{\frac{\beta \cdot \lambda}{(\beta + \lambda) \cdot m \cdot C_p} \cdot L} - 1 \right] \cdot \frac{\tanh[m \cdot a]}{m} + T_0 + \frac{K}{\lambda} \quad (1)$$

где $T_{a.0}$ – начальная температура в корпусе ФЭМ; K – коэффициент поглощения; λ – коэффициент теплопроводности окружающей среды; T_0 – температура окружающей среды; m – массовой расход жидкости; C_p – теплоемкость теплоносителя; L – длина единицы трубы; a – расстояние между двумя трубами.

Значения β и m определяются в виде:

$$\begin{cases} m^2 = \lambda / \lambda_1 \cdot \delta \cdot L \\ \beta = \frac{2 \cdot \pi}{\frac{1}{\lambda_2} \cdot \ln \frac{D}{d}} \end{cases}, \quad (2)$$

где λ_1 – коэффициент теплопроводности корпуса ФЭМ; δ – толщина ФЭМ; λ_2 – коэффициент теплопроводности трубы; D – внешний диаметр трубы; d – внутренний диаметр трубы.

Экспериментальное моделирование. Выполним исследование теплового режима фотоэлектрического модуля с охлаждением канальным радиатором с помощью семейства модулей Flow Simulation в программе Solid Works 2017 (рис. 1).

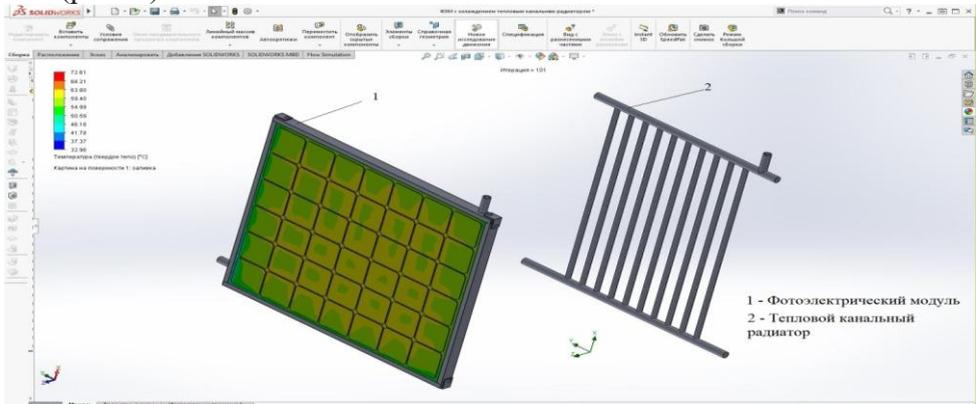


Рис. 1 – моделирование теплового режима фотоэлектрического модуля с охлаждением канальным радиатором

В таблице 1 приведены характеристики конструкции фотоэлектрического модуля с охлаждением канальным радиатором и исходные данные.

Таблица 1 – Характеристики конструкции фотоэлектрического модуля с охлаждением канальным радиатором и исходные данные

Характеристики конструкции ФЭМО		Исходные данные	
Параметры	Характеристики	Параметры	Значения
Модель ФЭМ	ФСМ – 320М	К	0,3
Мощность Р _{макс} , Вт	320	$\lambda, W/m \cdot ^\circ C$	0,0267
Габаритные размеры, мм	1957x992x50	$C_p, Дж/(кг \cdot K)$	4200
Теплопроводность ФЭМ	$\lambda_1 = 150 W/m \cdot ^\circ C$	$T_{\text{воды на входе}}, ^\circ C$	25
Теплопроводность радиатора	$\lambda_2 = 200 W/m \cdot ^\circ C$	$\dot{m}, кг/с$	0,0001

Результаты моделирования представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Средние температуры корпуса ФЭМО с охлаждением канальным радиатором

Расстояние между двумя трубами a	Температура $T_a, ^\circ C$		
	$T_0 = 27$	$T_0 = 37$	$T_0 = 45$
0,02	43,75	60,36	70,42
0,04	46,46	62,41	73,31
0,06	48,19	64,21	74,36
0,08	49,28	65,24	76,29
0,10	50,63	66,51	77,87
0,12	51,47	67,37	79,36
0,14	53,88	69,85	80,11
0,16	54,15	70,11	80,46
0,18	55,30	70,55	80,98
0,20	55,86	70,86	81,23

На рисунке 2 представлено изменение температуры корпуса фотоэлектрического модуля в зависимости от расстояния между двумя трубами a и температуры окружающей среды, которое получено с помощью моделирования теплового режима на поверхности фотоэлектрического модуля и вычислено по формуле (1) для T_a .

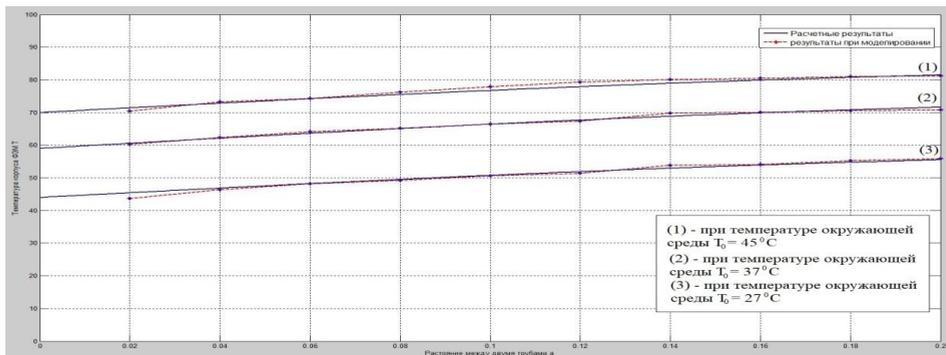


Рисунок 2 – Графическая зависимость температуры корпуса ФЭМ от расстояния между двумя трубами a

Как видно из рисунка 2 температуры корпуса фотоэлектрического модуля, полученные на основании моделирования и расчета по формуле (1) приблизительно совпадают. При этом математическая модель (1) позволяет оптимизировать конструктивные параметры фотоэлектрического модуля с охлаждением каналным радиатором, который функционирует при повышенной температуре окружающей среды.

Библиографический список

1. Сускин В. В., Фам В. Т. Математическая модель конструкции фотоэлектрической панели с охлаждением // Вестник РГРТУ. 2017. – № 61. С.119 – 123.
2. Сускин В. В., Фам В. Т. Математическая модель температурного режима фотоэлектрической панели с охлаждением тепловым каналным радиатором // Вестник РГРТУ. 2017. – № 62. С. 143 – 148.

УДК 615.47

ИССЛЕДОВАНИЕ ИДЕНТИФИКАЦИОННОЙ ЗНАЧИМОСТИ ПАРАМЕТРОВ НЕЛИНЕЙНОЙ МОДЕЛИ РЕЧЕОБРАЗОВАНИЯ НА ВЫХОДЕ КАНАЛА ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ В ЗАДАЧАХ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ ОРГАНОВ ГОРТАНИ

Д.Ю. Мамушев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Исследуется диагностическая значимость параметров речевого сигнала (РС) по отношению ряду патологий гортани. При этом определяется возможность использования этих параметров РС для дистанционной диагностики патологий гортани на выходе каналов передачи информации (КПИ).

Ключевые слова: патология органов речеобразования, акустический анализ, каналы передачи информации

THE STUDY'S IDENTIFICATION OF THE SIGNIFICANCE OF THE PARAMETERS OF THE SPEECH SIGNAL AT THE OUTPUT OF THE COMMUNICATION CHANNEL IN THE DIAGNOSTICS OF PATHOLOGIES OF ORGANS OF SPEECH PRODUCTION WHICH LIE

D. Y. Mamushev

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

Investigated the diagnostic significance of the parameters of the speech signal (RS) from a number of pathologies of the larynx. This determines the possibility of using these parameters the PC for remote diagnostics of pathologies of the larynx at the output of the data transmission channels (CRPD).

Key words: *pathology of the organs of speech production which lie acoustic analysis, channels of information transfer*

Наряду с распознаванием собственно личности, актуальной является задача определения по фонограммам диктора нарушений голосовой функции. В настоящее время имеется необходимость дистанционной диагностики и лечения различных патологий органов речеобразования. Существует ряд заболеваний органов речеобразования, таких как, парез, паралич гортани и мутационная дисфония, требующих особого тщательного подхода в проведении диагностики.

Применение современных объективных методов исследования функционального состояния голосового аппарата, таких как акустический анализ голоса и электроглоттография (ААГ, ЭГГ) дает возможность выявлять даже незначительные изменения, которые невозможно интерпретировать без учета возрастной нормы. Объективная оценка нарушений голосовой функции с учетом её особенностей и изменений в динамике позволяет не только заподозрить отклонение от нормы, но и судить об эффективности проводимого лечения.

В работе исследуется диагностическая значимость параметров нелинейной модели речевого сигнала (РС) по отношению ряду патологий гортани. При этом определяется возможность использования этих параметров РС для дистанционной диагностики патологий гортани на выходе каналов передачи информации (КПИ).

Исследуются следующие параметры РС: коэффициенты модели линейного предсказания (КЛП), формантные частоты, частота основного тона (F₀), вариабельность F₀ (jitter), вариабельность по амплитуде (shimmer), коэффициенты фильтра нелинейной модели РС. Нелинейная модель РС предложена и разработана с учетом многих современных представлений процесса речеобразования, а так же анализа структуры компонент РС, подтверждающих широкое наличие модуляционных и нелинейных закономерностей в процессе фонации в структуре РС [1-5].

Определены граничные показатели исследуемых параметров РС для

дикторов с отсутствием и наличием патологий гортани. Достоверность различия устанавливалась методами математической статистики сравнением выборок.

Исследовалось влияние широко распространенных кодеков РС в системах передачи информации на диагностическую значимость параметров РС.

По результатам экспериментов установлено, что для ряда исследуемых параметров РС дистанционная диагностическая значимость ухудшается на выходе КПП. Для части параметров нелинейной модели РС дистанционная диагностическая значимость сохраняется, что указывает на преимущества этой группы параметров при акустической диагностике патологий гортани.

Библиографический список

1. Кириллов С.Н., Мамушев Д.Ю., Функция возбуждения речевого тракта //Сб.тр.РАО, 01 г., IX, с. 46-49.
2. Кириллов С.Н., Мамушев Д.Ю., Нелинейная модель функции возбуждения речевого тракта //2-я ВНТК «Теория и практика речевых исследований»: Тез. докладов., Москва, МТУ, 6-7 декабря 2001 г., с.31-32.
3. В.И.Галунов Актуальные проблемы речевой акустики // XIII сессия Российского акустического общества с.16-19
4. В.Н.Сорокин, В.В.Вьюгин, А.А.Тананыкин. Распознавание личности по голосу: // Аналитический обзор Информационные процессы, 2012, Том 12, №1, стр. 1-30.
5. Еще раз о механизме голосообразования. В.И. Галунов, В.К. Уваров // Сборник трудов XI сессия Российского акустического общества, секция «Акустика речи», с.17-20.

УДК 534.7, 53.01, 61

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЭНДОГЕННЫХ И ЭКЗОГЕННЫХ ФАКТОРОВ НА СПЕКТРАЛЬНЫЕ ПАРАМЕТРЫ МИКРОВИБРАЦИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА

И.И. Алексеева, Р.В. Исаков

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир

В статье рассматривается проблема существующих методов диагностики функционального состояния головного мозга. Разработаны биотехническая система регистрации вибрационного сигнала структур головного мозга и метод исследования. На основе собранной экспериментальной базы проведен спектральный анализ сигналов и выявлена зависимость функционального состояния мозга от климатических факторов.

Ключевые слова: *виброакустические сигналы, микродвижения, регистрация, диагностика, функциональное состояние.*

А STUDY OF THE INFLUENCE OF ENDOGENOUS AND EXOGENOUS FACTORS ON THE SPECTRAL PARAMETERS OF THE BRAIN MICROVIBRATIONS

I.I.Alexeeva, R.V.Isakov

Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov, Vladimir

The article deals with the problem of existing methods for diagnosing the functional state of the brain. A biotechnical system for recording the vibration signal of brain structures and a research method have been developed. Based on the collected experimental base, a spectral analysis of the signals was carried out and the dependence of the functional state of the brain on climatic factors was revealed.

Key words: *vibroacoustic signals, micromovements, registration, diagnostics, functional state.*

Головной мозг является ключевым органом, отвечающим на функционирование организма человека. Это связано с тем, что микродвижения головы, вызванные колебаниями структур головного мозга (КСГМ) обладают важной диагностической информацией, получаемой при изучении происходящих в них физиологических процессов, а также с необходимостью предотвращения или замедления патологических изменений в головном мозге или в организме в целом. Функциональная оценка состояния головного мозга (ГМ) в настоящее время является одним из главных направлений развития методов и технических средств для физиологических и клинических исследований структуры и функции центральной нервной системы (ЦНС). Однако, в медицине мало уделяется внимания исследованию сигнала колебаний структур головного мозга (СКСГМ), что является ошибочным, так как он может быть легко измерен и является очень информативным. Также такое проявление жизнедеятельности ГМ требует дополнительного исследования для понимания отраженных в нем процессов.

Выявление зависимости функционального состояния ГМ от параметров его микродвижений поможет создать новую технологию экспресс исследования функционального состояния ГМ в клинических и домашних условиях.

В настоящее время некоторыми учеными предпринимаются попытки усовершенствовать диагностику головного мозга. Исследованиями в данной области занимаются А.П. Ефимов, А.В. Грибков, К.С. Бразовский и др. Но данные методы не раскрывают все информационные возможности этого сигнала, а в частности не дают оценки функционального состояния мозга в реальном времени [1,2].

Целью исследования было установление зависимости климатических факторов и функциональных параметров организма от спектральных

характеристик СКСГМ, т.е. определение их информативности и влияющих на них факторов.

Структурная схема биотехнической системы представлена на рис.1.

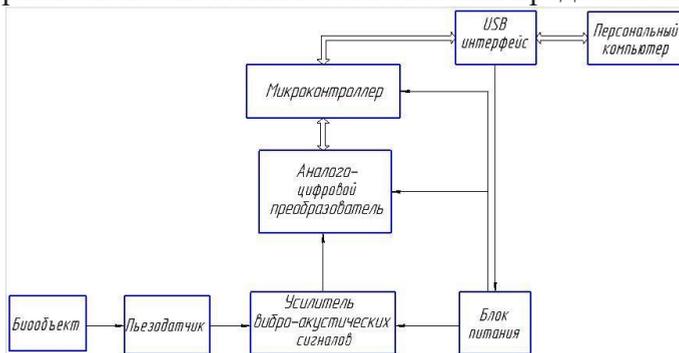


Рисунок 1 – Структурная схема

Во время исследования испытуемый расслаблялся, регистрация производилась сидя. Изменялось артериальное давление (АД) (систолическое АД (САД), диастолическое АД (ДАД), среднее АД (СрАД), пульсовое АД (ПАД)) и частота сердечных сокращений (ЧСС) до и после проведения регистрации СКСГМ, который регистрировался в течение 1 минуты. Также фиксировались дополнительные факторы (климатические и субъективная оценка самочувствия испытуемого по 4 бальной шкале).

В результате проведенного исследования было собрано 28 записей в разное время при разных функциональных состояниях исследуемых, в том числе персональные серии измерений. Результаты анализировались в программе SciLab.

Результаты анализа всей собранной базы представлены на рис.2.

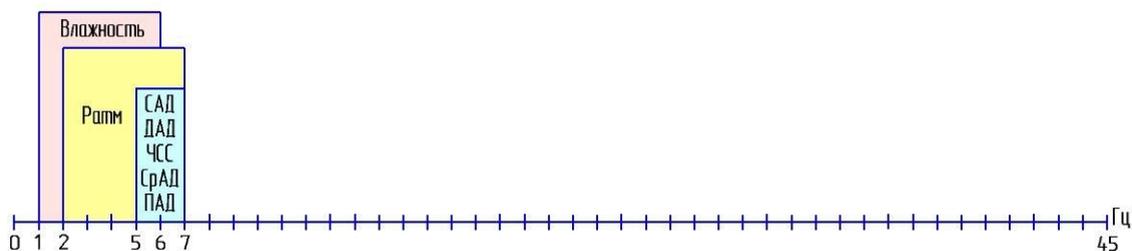


Рисунок 2 – Визуализация частотных диапазонов для всей базы

На рисунке 2 можно увидеть относительное расположение частотных диапазонов на полной шкале СКСГМ. Климатические параметры (атмосферное давление и влажность воздуха) имеют в основном вклад в начале частотного диапазона и имеют наложение на диапазон влияния артериального давления.

Результаты спектрального анализа по персональным сериям записей представлены на рис.3.

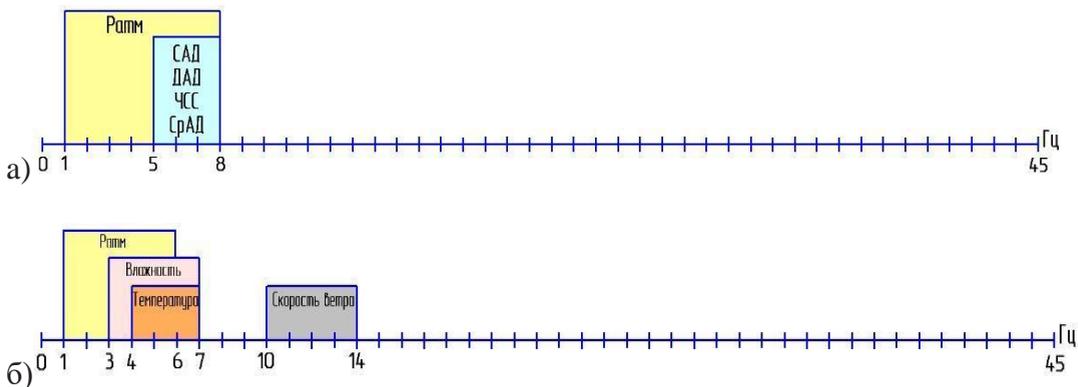


Рисунок 3 – Визуализация наиболее значимых частотных диапазонов персональных серий: а) серия №1, б) серия №2

Результаты анализа говорят о том, что из-за индивидуальных особенностей организма человека, различные факторы внешней и внутренней среды в разной степени могут модулировать СКСГМ, однако они, в основном, занимают определенные частотные диапазоны.

В данной работе показаны предварительные результаты проводимого исследования сигнала колебаний структур головного мозга. Несмотря на небольшой размер экспериментальной базы данных (28 записей), были выявлены зависимости с высоким коэффициентом корреляции (до 74%), что говорит о положительных результатах проводимого исследования.

Было выявлено, что колебания структур головного мозга могут модулироваться различными климатическими факторами, такими как атмосферное давление, температура и влажность воздуха, а также артериальным давлением. Причем влияние факторов зависит и от индивидуальных особенностей человека.

Библиографический список

1. Бразовский К.С. Методы и технические средства оценки функционального состояния головного мозга на основе электрических измерений: диссертация кандидата технических наук. Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск, 2015. – 369с.
2. Ефимов А.П. Новый биомеханический метод неинвазивной оценки внутричерепного давления: верификация способа и цифрового аппарата // Российский журнал биомеханики. – 2011. - №4. – С. 47-59.

КЛАССИФИКАЦИЯ И ИССЛЕДОВАНИЕ ФОРМ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН

Е.О. Белоруссова, Р.В. Исаков

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир

В статье приведены принципы работы двух кластеризаторов пульсовых волн. Определено преимущество сравнения производных форм пульсовых волн над сравнением форм непосредственно пульсовых волн, и, как следствие, выявлен оптимальный метод кластеризации. Классифицированы результаты автоматической кластеризации по принципу визуального сходства форм пульсовых волн.

Ключевые слова: пульсовая волна, фотоплетизмография, кластер, классификация.

CLASSIFICATION AND STUDY OF FORMS OF PULSE WAVES

E. O. Belorussova, R. V. Isakov

Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay
Grigoryevich Stoletov, Vladimir

The article presents the principles of two pulse wave clustering. In the article the advantage of comparison of derivative forms of pulse waves over comparison of forms of pulse waves is defined, and, as a result, the optimal method of clustering is revealed. The results of automatic clustering on the principle of visual similarity of pulse wave forms are classified.

Key words: pulse wave, photoplethysmography, cluster, classification.

Анализ пульсовой волны (ПВ) играет важную роль при оценке общего функционального состояния человека. Важно исследовать различные параметры и форму ПВ, так как отклонения от нормы являются эффективными предвестниками сердечно-сосудистых заболеваний. В особенности это касается изменения артериального давления (АД), которое должно отражаться на форме ПВ. Для того, чтобы эффективнее определять взаимосвязь между формой ПВ и АД, необходимо классифицировать различные формы ПВ.

Данные, используемые в работе, получены с помощью метода фотоплетизмографии (ФПГ). В качестве экспериментальной базы данных были использованы записи ФПГ, произведенные на устройстве CardioQVARK [1].

Для определения оптимального способа кластеризации ПВ необходимо рассмотреть особенности работы двух кластеризаторов. Общий принцип работы с кластеризаторами представляет собой следующее: после установления параметра детализации, происходит отработка алгоритма. Затем формируются переменные, содержащие информацию о наполненности различных кластеров пульсовыми волнами. По завершении автоматической

кластеризации необходимо классифицировать ПВ посредством визуального анализа.

Первый кластеризатор сравнивает ПВ по методу евклидовых расстояний, а параметр детализации определяет допуск попадания ПВ в кластер. На рисунке 1 представлено распределение ПВ по кластерам. Одними их самых крупных являются третий, четвертый и седьмой подкластеры. На рисунке 2 показана иерархия, включающая наиболее наполненные подкластеры, фигурной скобкой выделены те из них, которые можно объединить в один класс из-за визуального сходства ансамбля ПВ.

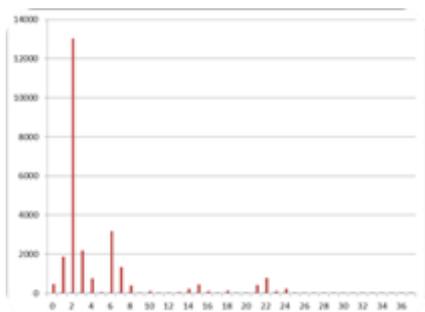


Рисунок 1– Распределение ПВ по кластерам



Рисунок 2 – Иерархия кластеров

С помощью первого кластеризатора были получены несколько классов ПВ, однако он имеет существенный недостаток: зависимость от низкочастотной составляющей, что ухудшает качество сравнения. Поэтому был разработан второй кластеризатор. Его особенностью является то, что он сравнивает производные форм ПВ, а также при выборе параметра детализации определяется минимальная корреляция для помещения в кластер. После автоматической кластеризации образуется 174 кластера (см. рисунок 3), наиболее крупными из которых являются первый, второй и четвертый подкластеры. На рисунке 4 показана иерархия первого подкластера, включающая наиболее наполненные кластеры.

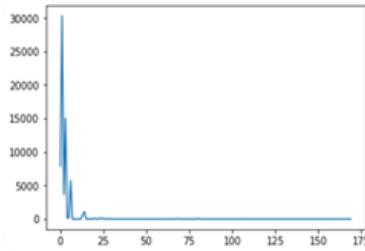


Рисунок 3 – Распределение ПВ по кластерам



Рисунок 4 – Иерархия ПВ

Первый и десятый подкластеры на пятом уровне разделения можно объединить в один класс, так как они имеют схожую форму ПВ по ансамблю (см. рисунок 5).

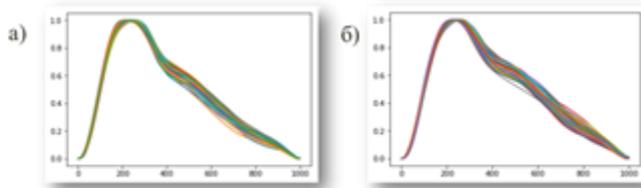


Рисунок 5 - Ансамбли ПВ 1 подкластера (а) и 10 подкластера (б)

Первый, двадцать шестой и двадцать восьмой подкластеры на пятом уровне разделения имеют схожую форму по ансамблю (см. рисунок 6). Однако при анализе производных типичных представителей (см. рисунок 7) можно понять, что данные подкластеры нельзя объединить в один класс из-за отличий форм. Это доказывает преимущество сравнения форм производных ПВ над сравнением непосредственно форм ПВ.

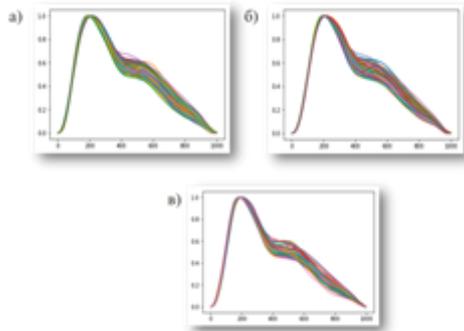


Рисунок 6 - Ансамбли ПВ1подкластера(а),26подкластера(б) и 28 подкластера (в)

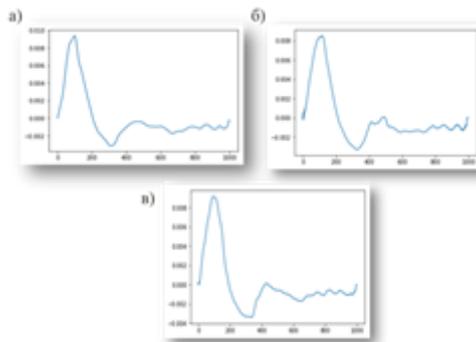


Рисунок 7 –Производные типовых представителей 1подкластера (а), 26 подкластера(б) и 28 подкластера (в)

Таким образом, в процессе исследования проанализированы принципы работы двух кластеризаторов ПВ, выявлен оптимальный метод кластеризации - сравнение форм производных ПВ по корреляции, а также классифицированы результаты автоматической кластеризации.

Библиографический список

1. Медицинский проект CardioQVARK www.qvark-med.ru (дата обращения: 30.10.2017)

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА
ДИАГНОСТИКИ ОСТРОГО НАРУШЕНИЯ МОЗГОВОГО
КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ ДИСКРИМИНАНТНОГО АНАЛИЗА**

В.Н. Коровин

Воронежский государственный технический университет, г. Воронеж

Проводится математическое моделирование на основе дискриминантного анализа. Результатами моделирования являются классификационные функции. Эти функции позволят в автоматизированном режиме быстро поставить диагноз.

Ключевые слова: моделирование, дискриминантный анализ, инсульт, диагноз

**MATHEMATICAL MODELING OF THE PROCESS OF DIAGNOSTICS OF
ACUTE BRAIN CIRCULATION ON THE BASIS OF DISCRIMINANT
ANALYSIS**

VN Korovin

Voronezh State Technical University, Voronezh

Mathematical modeling based on discriminant analysis is carried out. The simulation results are classification functions. These functions will allow you to quickly make a diagnosis in an automated mode.

Keywords: modeling, discriminant analysis, stroke, diagnosis

К инсульту относятся острые нарушения мозгового кровообращения, характеризующиеся появлением очаговых неврологических расстройств и/или общемозговых нарушений, которые сохраняются более 24 часов или приводят к смерти больного в более короткий промежуток времени вследствие причины цереброваскулярного происхождения. Различают 2 типа острого нарушения мозгового кровообращения (ОНМК): ишемический и геморрагический, или ишемический и геморрагический инсульт. Правильно определение типа ОНМК на ранней стадии позволит повысить эффективность лечения. Соответствующее программное обеспечение, которое поможет врачу верно и быстро поставить диагноз, значительно облегчит процесс ранней диагностики

Одним из методов многомерного статистического анализа является дискриминантный анализ. При использовании дискриминантного анализа вначале формируются обучающие выборки, которые являются носителями информации о распределении внутри каждого класса. Результаты дискриминантного анализа, в виде классификационных функций помогут отнести новых пациентов к тому или иному типу острого нарушения мозгового кровообращения [1]. Чтобы получить эти функции необходима выборка пациентов, для которых с известными показателями был бы известен тип ОНМК. В качестве исходных данных были отобраны истории болезней

пациентов с ишемическим и геморрагическим типами ОНМК ВГКБСМП № 10.

Дискриминантный анализ был проведен с помощью специализированного программного обеспечения Statistica 10. Исходные данные представлены в табл. 1.

Таблица 1 – Исходные данные для проведения статистического анализа

№	Наименование	Обозначение	Принимаемые значения	
1	АД(сист.)	X ₁	Значение АДс	
2	АД(диаст.)	X ₂	Значение АДд	
3	Речь	X ₃	0 – норма	1 – нарушения (афазия, дизартрия)
4	Начало болезни	X ₄	1 – постепенное	2 – внезапное
5	Головная боль и головокружение	X ₅	0 – отсутствует	1 – выражено
6	Тошнота и рвота	X ₆	0 – отсутствует	1 – присутствует
7	Общее состояние	X ₇	1 – удовлетворительное	2 – средней тяжести 3 – тяжелое
8	Чувствительность	X ₈	0 – норма	1 – снижена
9	ИБС(в анамнезе)	X ₉	0 – отсутствует	1 – присутствует
10	Двигательные нарушения	X ₁₀	0 — нормальная сила мышц 1 — лёгкое снижение силы мышц 2 — значительное сокращение объёма движений в суставе, при этом возможен отрыв конечности от поверхности 3 — объём движений значительно снижен, движения возможны без преодоления силы тяжести по плоскости 4 — едва заметные сокращения мышц, без движений в суставах 5 — плегия	
11	Поза Ромберга	X ₁₁	0 – не устойчив	1 – не ставится
12	Пальце-носовая и пяточно-коленная проба	X ₁₂	1 – выполняет 2 – не выполняет 3 – выполняет с мимопаданием	
13	Уровень сознания	X ₁₃	0 – в сознании 1 – оглушение 2 – сопор	
14	Глазные щели	X ₁₄	0 – в норме	1 – сужены
15	Движения глазных яблок	X ₁₅	0 – не ограничены 1 – ограничены 2 – полный паралич взора	
16	Оценка состояния по шкале NIHSS	X ₁₆	Значение	
17	Нарушения ритма (по ЭКГ)	X ₁₇	0 – синусовый ритм	1 – фибрилляция предсердий
18	ЭХО-КГ	X ₁₈	1 – Нарушение сократительной способности миокарда 2 – Поражение клапанного аппарата(пороки сердца) 3 – Дилатация полостей миокарда 4 – Гипертрофия левого желудочка	
19	УЗДС БЦА	X ₁₉	1 – Эхографические признаки стенозирующего атеросклероза БЦА 2 – Эхографические признаки атеросклероза БЦА без гемодинамически значимых поражений	
20	Тип ОНМК		1 – Ишемический 2 – Геморрагический	

Переменная, которая отображает поставленный диагноз (тип ОНМК) может принимать одно из двух значений: ишемический и геморрагический. Независимые переменные, при помощи которых осуществляется постановка диагноза: систолическое артериальное давление (АД(сист.)), диастолическое артериальное давление (АД(диаст.)), речь, начало болезни, головная боль и головокружение, тошнота и рвота, общее состояние, чувствительность, ИБС (в анамнезе), двигательные нарушения, поза Ромберга, пальце-носовая и пяточно-коленная проба, уровень сознания, глазные щели, движения глазных яблок, оценка состояния по шкале NIHSS, нарушения ритма (по ЭКГ), ЭХО-КГ, УЗДС БЦА. По результатам дискриминантного анализа было получено значение критерия Уилкса $\lambda=0,12926$, которое близко к 0, что говорит о хорошей различаемости классов. Далее ознакомимся с итогами анализа дискриминантных функций. Результаты представлены на рис. 1.

Итоги анализа дискриминантн. функций (Vuborka new)						
Переменных в модели: 19; Группир.: Тип ОНМК (2 гр.)						
Лямбда Уилкса: 12926 прибл. F (19,30)=10,637 p<.0000						
N=50	Уилкса Лямбда	Частная Лямбда	F-исключ (1,30)	p-уров.	Толер.	1-толер. (R-кв.)
АД (сист.)	0,143991	0,897661	3,420188	0,074279	0,437851	0,562149
АД (диаст.)	0,129258	0,999978	0,000651	0,979815	0,330352	0,669648
Речь	0,130895	0,987474	0,380537	0,541969	0,412936	0,587064
Начало болезни	0,139859	0,924181	2,461170	0,127181	0,423961	0,576039
Головная боль, головокружение	0,130285	0,992095	0,239042	0,628454	0,449285	0,550715
Тошнота и рвота	0,147867	0,874135	4,319623	0,046327	0,600087	0,399913
Общее состояние	0,129741	0,996261	0,112592	0,739548	0,141580	0,858420
Чувствительность	0,129984	0,994397	0,169051	0,683879	0,373379	0,626621
ИБС (в анамнезе)	0,135332	0,955097	1,410438	0,244302	0,551044	0,448956
Двигательные нарушения	0,141354	0,914406	2,808176	0,104178	0,342182	0,657818
Поза Ромберга	0,129545	0,997764	0,067238	0,797173	0,539197	0,460803
Пальце-носовая, пяточно-коленная проба	0,130058	0,993826	0,186356	0,669053	0,548881	0,451119
Уровень сознания	0,129351	0,999262	0,022159	0,882662	0,400429	0,599571
Глазные щели	0,142638	0,906175	3,106180	0,088183	0,628121	0,371879
Движения глазных яблок	0,136395	0,947658	1,656990	0,207853	0,533958	0,466042
Оценка состояния по шкале NIHSS	0,130687	0,989047	0,322240	0,568643	0,122650	0,877350
Нарушения ритма (по ЭКГ)	0,149330	0,865572	4,659180	0,039014	0,542692	0,457308
ЭХО-КГ	0,148040	0,873111	4,359888	0,045385	0,698727	0,301273
УЗДС БЦА	0,133085	0,971226	0,888795	0,353335	0,657286	0,342714

Рисунок 1 – Итоги анализа дискриминантных функций

В ходе анализа было выявлено, что наиболее значимыми параметрами являются: нарушения ритма (по ЭКГ), ЭХО-КГ, тошнота и рвота. Менее значимыми параметрами являются: систолическое артериальное давление (АД(сист.)), глазные щели, двигательные нарушения, начало болезни, движения глазных яблок, ИБС (в анамнезе), УЗДС БЦА, речь, оценка состояния по шкале NIHSS, головная боль и головокружение. Наименьшее значение при этом имеют такие параметры, как пальце-носовая и пяточно-коленная проба, чувствительность, общее состояние, поза Ромберга, уровень сознания, диастолическое артериальное давление (АД(диаст.)).

Из 30 диагнозов ишемического типа ОНМК 30 пациентов были отнесены в нужный класс. Аналогичная картина наблюдается и в случае геморрагического типа ОНМК: всё 20 пациентов отнесены к верному классу.

Далее были получены классификационные функции, с помощью которых можно будет в дальнейшем классифицировать новых пациентов. Новые случаи будут относиться к тому классу, для которого классифицированное значение будет максимальное.

Классификационная функция для ишемического типа ОНМК:

$$Y_1 = -137,532 + 0,062X_1 + 1,929X_2 + 3,123X_3 + 35,542X_4 - 5,337X_5 + 1,173X_6 + 18,307X_7 + 11,595X_8 + 24,348X_9 + 1,759X_{10} + 2,842X_{11} - 1,959X_{12} - 3,742X_{13} - 4,802X_{14} - 2,105X_{15} - 2,531X_{16} - 3,956X_{17} + 10,421X_{18} - 4,482X_{19} \quad (1)$$

Классификационная функция для геморрагического типа ОНМК:

$$Y_2 = -184,296 + 0,209X_1 + 1,924X_2 + 5,300X_3 + 42,027X_4 - 3,764X_5 + 8,044X_6 + 17,127X_7 + 13,060X_8 + 20,290X_9 + 3,465X_{10} + 2,015X_{11} - 2,839X_{12} - 4,083X_{13} + 0,584X_{14} + 0,329X_{15} - 2,787X_{16} - 9,972X_{17} + 13,476X_{18} - 1,941X_{19} \quad (2)$$

Библиографический список

1. Коровин Е.Н. Разработка подсистемы диагностики хронического пиелонефрита на основе дискриминантного анализа / Е.Н. Коровин, К.О. Левенков. Моделирование и управление процессами в здравоохранении, Воронежский государственный технический университет, 2071, с. 4-7.

УДК 519.687

ЧИСЛЕННЫЙ МЕТОД В ЗАДАЧЕ УПРАВЛЕНИЯ ГИРОСТАБИЛИЗАТОРАМИ В МЕДИЦИНЕ

К.М. Ву

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В настоящее время гироскопы получают широкое применение в различных областях техники, в том числе медицине. Одним из гироскопических устройств является гиростабилизатор, который широко применен в качестве чувствительного элемента медицинского прибора или для непосредственной стабилизации положения медицинских оборудований в операциях.

Ключевые слова: гиростабилизатор, управляемость в малом, достижимость в малом, линейная математическая модель.

NUMERICAL METHOD IN THE TASK OF MANAGEMENT HYROSTABILIZERS IN MEDICINE

Q.M. Vu

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Currently, gyroscopes are widely used in various fields of technology, including medicine. One of the gyroscopic devices is a gyrostabilizer, which is widely used as a sensitive element of a medical device or for direct stabilization of the position of medical equipments in operations.

Keywords: gyrostabilizer, controllability in the small, reachability in the small, linear mathematical model.

В данной работе рассматривается задача управляемости в «малом» для управляемого движения одноосного гиросtabilизатора. Рассмотрим управляемости «в малом» на линейной математической модели, описывающей динамику гиросtabilизатора с неподвижным основанием.

Рассмотрим одноосный гиросtabilизатор с неподвижным основанием.

Из работы [1] получаем линейную математическую модель одноосного гиросtabilизатора для регулируемых координат α и β :

$$\begin{aligned} A \cdot \ddot{\alpha} + h \cdot \dot{\alpha} + H \cdot \dot{\beta} &= M_1 \\ B \cdot \ddot{\beta} - H \cdot \dot{\alpha} &= M_2 \end{aligned} \quad (1)$$

Где α - угол поворота стабилизированной платформы относительно основания.

β - угол прецессии.

M_1, M_2 - возмущающие моменты трения в опорах.

A, B - суммарный момент инерции платформы, ротора двигателя, гиросблока соответственно по оси стабилизации и по оси прецессии платформы.

H - кинетический момент гироскопа.

h - коэффициент демпфирования.

K - коэффициент усиления цепи стабилизации.

Из работ [3,4] мы знаем, что условие управляемости в малом для

системы (1) есть то, что число $k = \frac{u_2}{u_1} = \frac{M_2 \cdot A}{M_1 \cdot B}$ не является бы корнем уравнения (2).

$$-\frac{H}{A} \cdot x^2 - \frac{h}{A} \cdot x - \frac{H}{B} = 0 \quad (2)$$

Подставляя число k в уравнение (2), получаем условие управляемости в малом для системы (1):

$$-\frac{H}{A} \cdot \left(\frac{M_2 \cdot A}{M_1 \cdot B}\right)^2 - \frac{h}{A} \cdot \frac{M_2 \cdot A}{M_1 \cdot B} - \frac{H}{B} \neq 0 \quad (3)$$

Таким образом при неподвижном основании, достижимости «в малом» начала координат для системы (1) существует когда условие (3) выполнено.

На рисунке 1 представлено численное моделирование управления движения одноосного гиросtabilизатора под действием внешних моментов $M_1 = 30$ н.см и $M_2 = 10$ н.см с одним переключением управления.

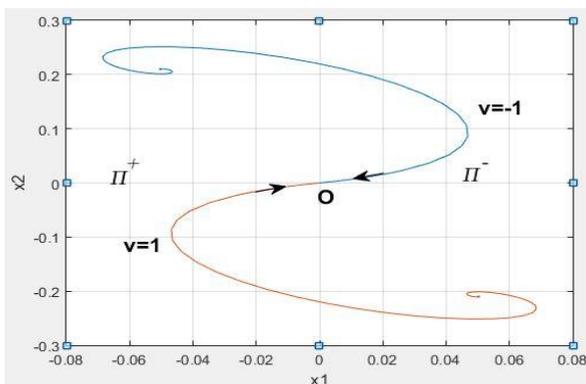


Рисунок 1 – Моделирование управления движением гиросtabilизатора

Пусть произвольная точка $x_0 \in \Pi^+$. Положительная траектория гиросtabilизатора выходит из этой точки при управлении $v = +1$, пересечет кривую переключения в некоторый момент. В момент попадания в кривой переключения управление гиросtabilизатора изменяет значение на $v = -1$ и гиросtabilизатор начнет двигаться по положительной траектории в начало координат за конечное время T . В случае, когда начальная точка $x_0 \in \Pi^-$ управление аналогично.

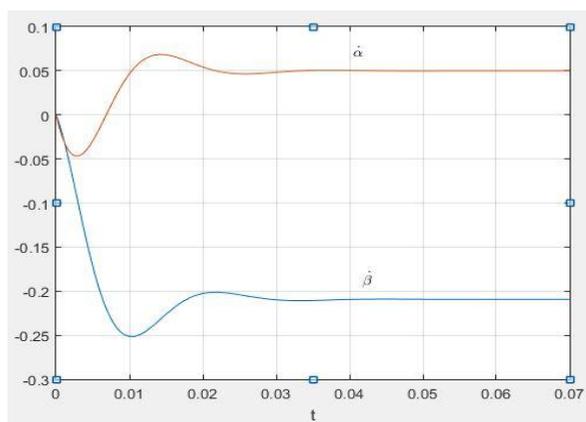


Рисунок 2 – Переходные процессы

Переходные процессы $\dot{\alpha}$ (скорость изменения угла поворота платформы относительно основания) и $\dot{\beta}$ (скорость изменения угла прецессии) представлены на рисунке 2. Моделирование осуществляется в математической программе Matlab.

Библиографический список

1. Лысов А.Н., Лысова А.А. Теория гироскопических стабилизаторов / Учебное пособие. - Челябинск Издательский центр ЮУрГУ, 2009. - 117 с.
2. Серегин В.В. Прикладная теория и принципы гироскопических систем /

Учебное пособие. - СПб.: СПбГУ ИТМО, 2007. - 78 с.

3. Миронова К. В., Корячко В. П. Достижимость цели в малом для плоского управляемого движения космического аппарата // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2015. № 51. С. 89-95.

4. Ешуков Л.Н., Карасев И.П. О достижимости в малом для систем оптимального регулирования второго порядка // Тематический сборник статей по дифференциальным уравнениям. Рязань: РРТИ, 1968.

УДК 534.7

**РАЗРАБОТКА МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ
НЕЛИНЕЙНОГО ПАРАМЕТРА В ПЛОСКОМ СРЕЗЕ
БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ**

А.Ю. Вареникова, В.В. Гривцов

Южный федеральный университет, г. Таганрог

Рассмотрен вопрос разработки акустического метода визуализации картины распределения нелинейного параметра в заданном сечении исследуемого биологического объекта на основе определения параметров тканевых гармоник акустической волны. Построена математическая модель восстановления распределения нелинейного параметра в плоском срезе биологического объекта.

Ключевые слова: нелинейный параметр, тканевые гармоники, визуализация.

**DEVELOPMENT OF A METHOD TO VISUALIZE THE DISTRIBUTION OF
THE NONLINEAR PARAMETER IN A FLAT SLICE OF BIOLOGICAL
TISSUE**

A.Y. Varenikova, V.V. Grivtsov

Southern Federal University, Taganrog

The question of development of an acoustic method for visualization of the distribution pattern of a nonlinear parameter in a given cross section of the biological object under study on the basis of determining the parameters of tissue harmonics of an acoustic wave is considered. A mathematical model of the reconstruction of the distribution of the nonlinear parameter in a planar slice of a biological object.

Key words: nonlinear parameter, tissue harmonic, imaging

Вопросам разработки акустических методов восстановления картины распределения нелинейного параметра в биологических объектах посвящено большое количество исследовательских работ [1]. Известные методы определения значений нелинейного параметра основаны на анализе характеристик комбинационных частот прошедшей акустической волны. Они

требуют учета геометрии эксперимента, что усложняет процесс построения картины распределения нелинейного параметра.

Схемы измерения нелинейного параметра, основанные на анализе параметров высших гармоник акустической волны, свободны от таких ограничений, что упрощает построения картины распределения нелинейного параметра в среде [2]. Разработка метода восстановления значения нелинейного параметра в выбранной точке исследуемого объекта на анализе параметров высших гармоник акустической волны рассматривалась в работе [3].

Используя уравнение для простой акустической волны и функцию точечного источника, были получены выражения, позволяющие определить численные значения нелинейного параметра в заданной точке исследуемого объекта.

Разработанная модель получения распределения коэффициента нелинейности в сечении объекта на основе измерения параметров второй гармоники акустической волны позволила по имеющемуся образу функции неоднородностей $R(\zeta, \xi)$ восстановить функцию $O(x, y)$, характеризующую исследуемый объект. Восстанавливаемая область в объекте исследования облучалась плоской волной под определённым углом ξ , а с противоположной стороны исследуемого объекта на оси ζ измерялись характеристики прошедшей волны, формирующей радоновский образ функции неоднородностей. После прохождения акустической волны получали «проекцию» - акустическую тень [4].

Для восстановления внутренней структуры исследуемого объекта снималось требуемое количество проекций для различных положений подвижной системы. Съём информации производился для заданного количества углов поворота с установленным шагом $\Delta\theta$.

На основе полученных данных о характеристиках прошедшей волны проводилось восстановление интегрального нелинейного параметра, характеризующего структуру исследуемого биологического объекта по следующему выражению:

$$w(\varepsilon)_{x,y} = \iint_{-r}^r \frac{2c_0^2 \rho_0 c_0}{\omega P_{x,y} \sin(2\omega r)} \frac{e^{-jk|x_H, y_H/x_H, y_H|}}{|(x_H y_H - x_H y_H)|} dx dy \quad (1)$$

Значения нелинейного параметра получали при каждом повороте луча, положение которого определялось углом θ и расстоянием ξ от центра сечения до точки отсчета. $2r$ – путь, проходимый зондирующим импульсом.

При восстановлении распределения нелинейного параметра примем, что вне исследуемого объекта $\varepsilon=0$, соответственно, расчет интегрального показателя будем проводить по отрезку внутри исследуемого объекта.

Для получения образа неоднородностей, функция которых задаётся в декартовой системе координат, можно записать следующие соотношения [5]:

$$\begin{aligned}
\zeta &= x \cos \theta + y \sin \theta, \\
\xi &= -x \sin \theta + y \cos \theta, \\
x &= \zeta \cos \theta - \xi \sin \theta, \\
y &= \zeta \sin \theta + \xi \cos \theta
\end{aligned}
\tag{2}$$

Приведенные выше соотношения описывают взаимосвязь между координатами неподвижной (декартовой) системой и подвижной системой координат.

Так как координаты по осям абсцисс и ординат характеризуются определенным значением нелинейного параметра в каждой из точек пространства, то систему выражений (2) перепишем в следующем виде:

$$\begin{aligned}
\zeta &= W(\varepsilon)_x \cos \theta + W(\varepsilon)_y \sin \theta, \\
\xi &= -W(\varepsilon)_x \sin \theta + W(\varepsilon)_y \cos \theta, \\
W(\varepsilon)_x &= \zeta \cos \theta - \xi \sin \theta, \\
W(\varepsilon)_y &= \zeta \sin \theta + \xi \cos \theta
\end{aligned}
\tag{3}$$

Затем полученные проекции обрабатываются с помощью преобразования Радона.

Представленная математическая модель восстановления распределения нелинейного параметра в плоском срезе биологического объекта позволит получать набор акустических проекций для визуализации внутренних структур исследуемого объекта.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 16-07-00374.

Библиографический список

1. Буров В.А., Шмелёв А.А., Крюков Р.В., Румянцева О.Д. Роль нелинейных взаимодействий в акустической томографии третьего порядка. *Акустический журнал*, 2015, т. 61, №6, с 669-684.
2. Демин И.Ю., Прончатов-Рубцов Н.В. Современные акустические методы исследований в биологии и медицине. Учебно-методические материалы по программе повышения квалификации «Хранение и обработка информации в биологических системах». Нижний Новгород: Изд-во ННГУ 2007 г. – 121 с.
3. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Математическое моделирование метода определения нелинейного параметра в биообъекте для целей визуализации. *Фундаментальные основы, теория, методы и средства измерений, контроля и диагностики: материалы 19-ой Междунар. молод. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 27-28 февр. 2018г.* / Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) имени М.И. Платова. – Новочеркасск: Лик, 2018. – 404 с.

4.Чернов Н.Н., Заграй Н.П., Лагута М.В. Вареникова А.Ю. Appearance and Propagation of Higher Harmonics of Acoustic Signals in the Nonlinear Media. Journal of Physics: Conference Series, 2018 1015(3), 032081.

5.Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах. Т.2,; Пер. с англ./Под ред. С.Уэбба. – М.: Мир,1991. – 408 с.

УДК 534.7

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИЗМЕНЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АКУСТИЧЕСКОЙ ВОЛНЫ ПРИ РАСПРОСТРАНЕНИИ В БИОТКАНЯХ

М.В. Лагута

Научный руководитель – Н.Н. Чернов, д.т.н., профессор
Южный федеральный университет Институт нанотехнологий,
электроники и приборостроения, г. Таганрог

В работе проведено моделирование процесса изменения динамических характеристик тканевой гармоники акустической волны, прошедшей через неоднородную биологическую среду. Процесс изменения амплитуды колебательной скорости моделировался на основе уравнения простой волны. Получено выражение для описания изменения колебательного ускорения волны второй гармоники и проведено численное моделирование изменения динамических характеристик акустической волны при распространении в биотканях с различными значениями нелинейного параметра.

Ключевые слова: акустическая волна, тканевая гармоника, нелинейный параметр.

MODELING OF DYNAMIC CHARACTERISTICS OF ACOUSTIC WAVE DISTRIBUTION IN BIOLOGICAL TISSUES

M.V. Laguta

Scientific supervisor – N. N. Chernov, doctor of technical Sciences, Professor
Southern Federal University Institute of nanotechnology, electronics and
instrument engineering, Taganrog

The modeling of the process of changing the dynamic characteristics of the tissue harmonic of an acoustic wave passing through an inhomogeneous biological medium is carried out. The process of changing the amplitude of the oscillatory velocity was modeled on the basis of the simple wave equation. An expression to describe the change in the vibrational acceleration of the second harmonic wave is obtained and a numerical simulation of the change in the dynamic characteristics of the acoustic wave during propagation in biotissues with different values of the nonlinear parameter is carried out.

Keywords: acoustic wave, tissue harmonic, nonlinear parameter.

Анализ процесса распространения акустической волны в биологических тканях проводился на основе двух параметров: P – давления, u – колебательной скорости [1,2]. Однако, как показано в работе [3], ускорение, как динамическая характеристика, может дополнять процесс определения свойств биологической среды.

В качестве основного уравнения, описывающего процесс образования и распространения второй гармоники акустической волны в неоднородной нелинейной биологической среде было выбрано уравнение простой волны, бегущей в положительном направлении, решенное методом последовательных приближений [4,5]. Граничные условия следующие: $u(x = 0, \tau = t) = u_0 \sin(\omega\tau)$, $u^{(2)}(0, \tau) = 0$. В результате получаем:

$$u^{(2)} = \frac{\varepsilon}{2c_0^2} \omega u_0^2 x \sin(2\omega\tau), \quad (1)$$

где c_0 – фазовая скорость звука, u_0 – начальное значение колебательно скорости первой гармоники, $\varepsilon = \frac{(\gamma+1)(\gamma+2)}{2}$ – нелинейный параметр, $\omega = 2\pi f$ – циклическая частота первой гармоники, $\tau = t - \frac{x}{c_0}$ – время в сопровождающей системе координат.

Для перехода к колебательному ускорению продифференцируем уравнение (1) по времени

$$a = \frac{\varepsilon}{c_0^2} \omega^2 u_0^2 x \sin(2\omega\tau), \quad (2)$$

где a – колебательное ускорение частиц в волне второй гармоники.

Было проведено математическое моделирование с использованием пакетов MathCad и MatLab. Рассмотрено изменение амплитуды колебательной скорости и ускорения второй гармоники акустической волны при прохождении через неоднородную биологическую среду.

Расположение приемника и излучателя, а также слоев представлено на рисунке 1.

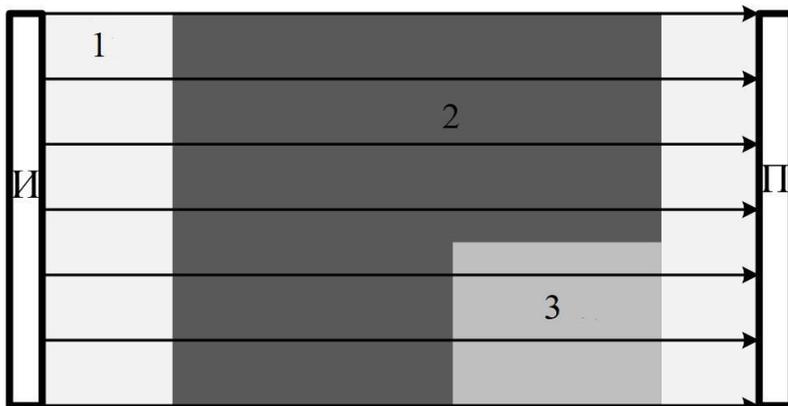


Рисунок 1 – Схема расположения слоев моделирования

На рисунке 1: И – излучатель, П – приемник, 1 – жировая ткань ($\gamma = 11,1$), 2 – мышечная ткань ($\gamma = 2,4$), 3 – патологическая ткань ($\gamma = 8,81$).

Результаты расчетов изменения динамических характеристик второй гармоники акустической волны представлены на рисунке 2.

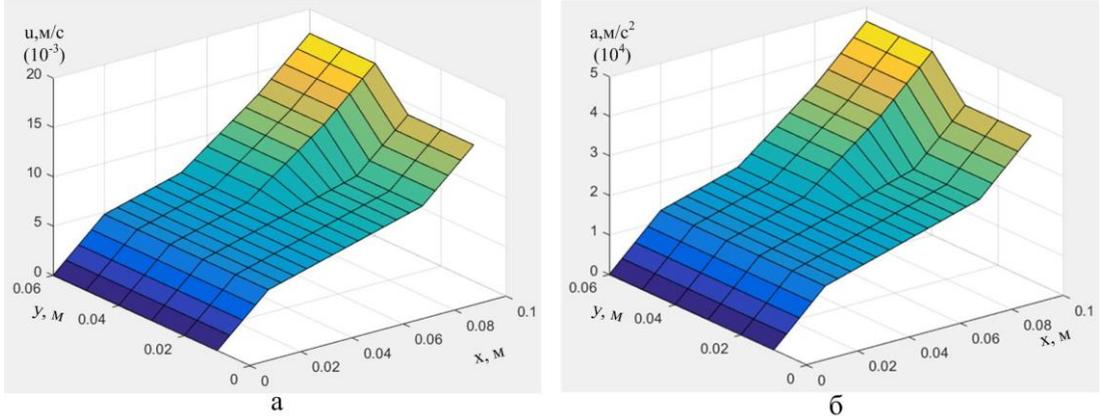


Рисунок 2 – Изменение с расстоянием амплитудных значений колебательных характеристик акустической волны, прошедшей через биологическую среду: а – колебательной скорости; б – колебательного ускорения

Проведенные расчеты показали, что изменение амплитудных значений колебательного ускорения с расстоянием, так же как и для колебательной скорости, зависит от нелинейного параметра в среде, однако имеет более высокий порядок значения. Что важно при малых допустимых уровнях диагностического ультразвука. Это говорит о возможности использования колебательного ускорения в качестве информационной характеристики акустической волны при разработке методов акустической интроскопии на основе распределения нелинейного параметра.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-07-00374/16.

Библиографический список

1. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Research of appearance and propagation of higher harmonics of acoustic signals in the nonlinear media. Journal of Physics: Conference Series 2018 г. 1015(3),032081.
2. Gong X.F., Yan Y.S., Zhang D., Wang H.L. The study of acoustic nonlinearity parameter tomography in reflection mode // Acoustical Imaging, 2003, vol. 27.
3. Лагута М.В., Гривцов В.В. Использование динамических характеристик акустической волны для целей визуализации внутренних структур биотканей.

Известия ЮФУ. Технические науки Izvestiya SFEDU. Engineering sciences. №8. 2017 г. с. 70-77.

4. Вареникова А.Ю. Применение динамической характеристики нелинейного взаимодействия акустических волн для визуализации биотканей. Сборник материалов Двадцать второй Всероссийской научной конференции студентов физиков и молодых ученых ВНКСФ-22. – Ростов-на-Дону: Изд-во Южного федерального университета, 2016. – с. 330 – 331.

5. Буров В.А., Шмелев А.А., Зотов Д.И. Прототип томографической системы, использующей акустические нелинейные эффекты третьего порядка // Акустический журнал. – 2013. – Т. 59, № 1. – С. 31-51.

УДК 612.689.1

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ГОЛОСОВОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

Д.М. Кумова

Южный федеральный университет, г. Таганрог

В статье рассмотрены методы диагностики нарушения голосовой функции человека. Описаны основные параметры, получаемые при акустическом анализе голоса. Рассмотрена возможность применения искусственных нейронных сетей для построения системы диагностики голосового аппарата человека.

Ключевые слова: *голосовой аппарат человека, акустический анализ голоса, компьютерная томография, искусственная нейронная сеть.*

REVIEW OF METHODS OF DIAGNOSTICS OF HUMAN VOICE

D.M. Kumova

Southern Federal University, Taganrog

The article discusses methods for diagnosing violations of the human voice function. The main parameters obtained by acoustic analysis of voice are described. The possibility of using artificial neural networks to build a system for diagnosing the human voice apparatus is considered.

Key words: *human voice apparatus, acoustic voice analysis, computed tomography, artificial neural network.*

Голосовая функция человека, как известно, является одной из важных функций обеспечения коммуникации и социализации, особенно для лиц голосо-речевых профессий. С каждым годом растет число специальностей, требующих повышенной нагрузки голосового аппарата. К ним относят дикторов, переводчиков – синхронистов, военнослужащих, врачей, инженерно-

технических работников и т.д. Нарушение голосовой функции приводит к отстранению от рабочих обязанностей.

Согласно [1,2] распространенной причиной нарушения голосовой функции является перенапряжение голосового аппарата. При этом группа авторов Аникеев З.И., Василенко Ю.С., Рудин Л.Б., выделяют этиологические факторы нарушения голоса: неблагоприятные внешние условия труда (органическая и неорганическая пыль), неблагоприятный микроклимат (влажность, температура), курение, функциональные расстройства нервной системы.

Системы диагностики нарушения голоса основаны на следующих методах: электроглоттография (ЭГГ), эндоскопия, акустический анализ голоса (ААГ). Акустический анализ и ЭГГ широко применяются в диагностике. Однако ЭГГ не рекомендован в применении к детям дошкольного возраста, т.к. гортань имеет малые геометрические размеры. ААГ не имеет ограничений, связанных с анатомическим строением голосового аппарата человека. С помощью данного метода получают основные параметры, которые определяют нарушения и патологии голоса.

Следует отметить, что акустический анализ голоса является более точным методом оценки голосовой функции. С помощью метода исследуется несколько физических параметров голоса, таких как время максимальной фонации (ВМФ), частота основного тона (ЧОТ), сила голоса, нестабильность голоса по частоте и по амплитуде, соотношение шума и гармонических компонентов, частотный и динамический диапазоны голоса.

Наиболее показательные параметры акустического анализа голоса: сила голоса, нестабильность голоса по амплитуде, соотношения шума и гармонических компонентов, позволяют выявить функциональные нарушения голоса у людей, не предъявляющих жалоб на дисфонию, кашель и боль в горле.

Математическую основу акустического анализа составляют спектральный и статистический анализ, использующие преобразование Фурье, различные виды фильтров, а также различные статистические модели сигналов [4].

Согласно данным [3] исследования в области обработки полученных данных не многочисленны. В России вопросом обработки сигналов, полученных при ААГ, занимаются Рогова Д.О., Горшков Ю.Г. В работах Горшкова [3,4] применен метод обработки вейвлет-анализом.

Особое внимание акустическому анализу уделяет немецкий ученый Навка Т. В работах [5,6] описано получение акустического поля, описана его форма, приведены основные стандартные параметры для мужчин и женщин.

Компьютерная томография (КТ) является наиболее эффективным методом при заболеваниях гортани и трахеи. Высокая диагностическая эффективность КТ позволяет выявлять признаки патологических состояний трахеи и гортани, которые не доступны для рентгенологических и эндоскопических методов исследования. Метод дает возможность выявлять

особенности опухолевых, воспалительных, травматических, объемных образований гортани, трахеи. Возможно определение локализации, распространенности, характера патологических процессов, степени стенозирования просвета дыхательных путей [1].

Ряд авторов: Хроматиди А.Ф., Перервенко Ю.С., Вартанов А.В., ставили задачу обработки речевого сигнала для создания биотехнической системы для психофизиологической оценки состояния человека. В качестве дополнительного метода обработки сигналов применяли метод нелинейной динамики [7,8].

Особое внимание представляет применение искусственных нейронных сетей (ИНС) в обработке медицинских сигналов. Согласно литературным источникам [9,10], нейронные сети широко применяются в настоящее время в диагностических системах (диагностика заболеваний сердца, обнаружение раковых клеток, в биохимическом анализе, для анализа изображений).

Отоларингология, как и другие направления диагностических исследований, нуждается в точном и эффективном анализе патологий без вмешательства врача и уменьшения процента ошибок, поэтому ИНС могут проявить себя как математический аппарат с высокой скоростью вычисления.

Таким образом, после рассмотрения основных методов применяемых в системах диагностики голоса, описав их основные достоинства и недостатки, следует отметить, что применение ИНС является перспективным методом исследований для создания биотехнической системы диагностики нарушения голосовой функции человека.

Библиографический список

1. Василенко Ю.С. Голос. Фониатрические аспекты. – М.: Энергоиздат, 2002-480 с.
2. Аникеева З.И., Рудин Л.Б. Перспективы развития фониатрической службы в России на современном этапе // Голос и речь. – 2010.-№1.- с.32-38.
3. Рогова Д.О., Муллаярова Ю.С. Оценка голосовой функции у лиц голосоречевых профессий методом акустического анализа // Российская оториноларингология (Медицинский научно-практический журнал).- 2013.- № 1 (62).- Стр. 177-179.
4. Горшков Ю.Г. Высокоточная обработка речевых сигналов с использованием многоуровневого вейвлет-анализа// Материалы VIII Международной отраслевой научно-технической конференции «Технологии информационного общества». Секция «Цифровое телерадиовещание и аудиовидеоинформатика». 20-21 февраля 2014 г.-М.:МТУСИ. С.
5. Diagnostik und Therapie von Stimmstörungen [Электронный ресурс] URL: http://stimmklinik.de/download/paper_20161201_hnonachrichten_stimmstoerungen.pdf.

6. Akustische Analyse pathologischer Stimmen aus fortlaufender Sprache [Электронный ресурс] URL: http://wwwuser.gwdg.de/~istuerm/doc/Hannover97_v09.pdf.
7. Хроматиди А.Ф. Построение моделей речевых сигналов и их анализ с точки зрения эмоционального состояния человека. Седьмая ежегодная международная научно-техническая конференция студентов и аспирантов «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика». Москва, 2001 г, с.96-97.
8. Кузьмичев С.А. Опыт сравнения речевых и стандартных аудиосигналов в параметрах фрактального анализа // Концепт. – 2015. – Спецвыпуск №28. [Электронный ресурс] URL: <http://ekoncept.ru/2015/75376.htm>.
9. Neural Networks in Medicine [Электронный ресурс]. URL: https://www.doc.ic.ac.uk/~nd/surprise_96/journal/vol2/ds12/article2.html
10. Хайкин С. Нейронные сети: полный курс. 2-е изд. М.: Вильямс 2006. 1104 с.

УДК 621.317.75:519.2

АНАЛИЗ И КЛАССИФИКАЦИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ЭЭГ НА БАЗЕ КОНТУРНОЙ МОДЕЛИ

Я.А. Фурман, В.В. Севастьянов, К.О. Иванов

Поволжский государственный технологический университет, г. Йошкар-Ола

Предложена модель ЭЭГ в виде последовательности комплексных векторов, аппроксимирующей ее огибающую. Для введенной модели разработан алгоритм декомпозиции на упорядоченную последовательность информативных сегментов, и решены задачи анализа и классификации этих сегментов по их форме на основе математического аппарата контурного анализа. Показано, что использование обоснованных алгоритмов анализа ЭЭГ позволяет повысить уровень достоверности поставленных по ЭЭГ клинических заключений.

Ключевые слова: классификация ЭЭГ феноменов, контурная модель ЭЭГ, контурный анализ, сегментация, ритмы ЭЭГ

ANALYSIS AND CLASSIFICATION OF EEG ELEMENTS BASED ON CONTOUR MODEL

Ya. A. Furman, V. V. Sevastyanov, K. O. Ivanov

Volga state technical university, Yoshkar-Ola

A model of the EEG signal is proposed as a sequence of complex vectors approximating a line of EEG curve. For the model derived algorithms of its decomposition into a series of segments, and solved the problem of the analysis and

classification of the segments according to their shape based on the mathematical apparatus of contour analysis. It is shown that the use of sound algorithms for the EEG analysis allows to increase the reliability level of clinical conclusions set by EEG.

Key words: *EEG phenomena classification, EEG contour model, contour analysis, segmentation, EEG rhythms*

Современная электроэнцефалография (ЭЭГ) является эффективным методом оценки функциональной активности мозга [1]. ЭЭГ используется при диагностике различных форм эпилепсии, опухолей, сосудистых нарушениях головного мозга и черепно-мозговых травмах [2]. Основная проблема, с которой приходится сталкиваться при интерпретации результатов ЭЭГ - это субъективность оценки, получаемой визуальным путем.

Внедрение в практику цифровой записи ЭЭГ с ее последующей компьютерной обработкой позволяет повысить объективность результатов работы врача-нейрофизиолога. Задача компьютерной обработки ЭЭГ заключается в представлении в доступном виде врачу содержащейся в ЭЭГ количественной информации с обнаружением отклонений от нормы [3]. На практике традиционно применяются спектральные и корреляционные виды анализов [4]. Их использование связано с принципиальными ограничениями, приводящими к снижению надежности получаемых результатов, поскольку ЭЭГ является глобально-нестационарным сигналом. Поэтому по-прежнему окончательное медицинское заключение формируется по визуальному анализу графиков кривой ЭЭГ. Подобный анализ является достаточно трудоемким и недостаточно объективным, особенно при обработке записи ЭЭГ большой длительности. Таким образом, актуальной является задача автоматизации процесса анализа ЭЭГ, выявления патологических и пограничных паттернов, определения их численных характеристик. Для ее решения требуется разработка новых методов и алгоритмов анализа ЭЭГ сигнала, в частности обладающих временным разрешением.

Локальный анализ ЭЭГ может быть реализован с использованием методов контурного анализа [5]. Теория контурного анализа была разработана в последнее десятилетие и успешно применяется для обработки сигналов [6]. На ее основе можно количественно описывать формы различных изображений, оценивать степени сходства (различия) изображений двух объектов независимо от их масштаба и угловой ориентации. Интерпретируя ЭЭГ в качестве границы некоторого изображения на базе этого раздела математики разработана новая математическая модель ЭЭГ, названная контурной моделью электроэнцефалограммы (рис. 1) [7]. Для ее получения соседние цифровые отсчеты с выхода электроэнцефалографа соединяются комплексными векторами $\gamma(n)$, $n = 0, 1, \dots, K - 1$. В результате получается огибающая ЭЭГ в виде цепочки этих векторов (контур ЭЭГ). Анализируя полученную контурную модель можно получить информацию о форме каждого импульса

тонкой структуры ЭЭГ.

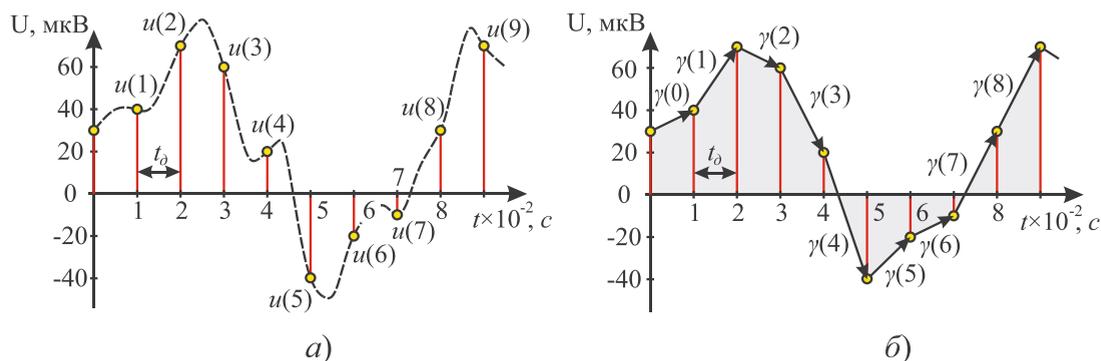


Рисунок 1 – К получению дискретной контурной модели ЭЭГ:

а) непрерывный сигнал $u = f(t), t=0, 1, \dots, 9$;

б) аппроксимирующая ЭЭГ векторная последовательность $\Gamma = \{\gamma(n)\}_0^k$

Одной из важных для анализа тонкой структуры операций служит операция сегментации, в результате которой происходит декомпозиция ЭЭГ на отдельные фрагменты - волны. Под волной понимается часть колебания в виде непрерывного фрагмента ЭЭГ, ограниченного двумя последовательными глобально-локальными минимумами [2]. Подобные фрагменты используются при визуальном анализе ЭЭГ. При этом каждый фрагмент – ЭЭГ феномен, имеет свое вербальное описание и характеристики, часть их которых имеет количественное значение, а часть оценивается субъективно, в частности, острота вершины волны. Математический аппарат контурного анализа позволяет с единых аналитических позиций получать количественные значения информативных признаков форм отдельных ЭЭГ волн. На основе полученных характеристик может быть решена задача автоматической классификации ЭЭГ, содержащих набор разнородных паттернов, путем сравнения параметров форм каждой волны с диапазонами значений, принятыми в клинической практике.

Для контурной модели ЭЭГ разработан алгоритм ее декомпозиции на фрагменты, ограниченные токами глобально-локального минимума [8]. Работу алгоритма сегментации можно представить в виде последовательности следующих шагов:

Шаг 1: подавление высокочастотных компонент сигнала (до 10 Гц) и поиск границ между импульсами в виде локальных минимумов (рис. 2б)

Шаг 2: постепенное расширение полосы пропускания фильтра и поиск точек локальных минимумов, в окрестностях границ между импульсами, найденных на предыдущей итерации.

Шаг 2 алгоритма выполняется до тех пор, пока полоса пропускания фильтра достигнет значения 75 Гц (рис. 2г). В данном частотном диапазоне сосредоточена практически вся энергия ЭЭГ сигнала, поэтому форма сегментов практически не отличается от их формы в исходном сигнале.

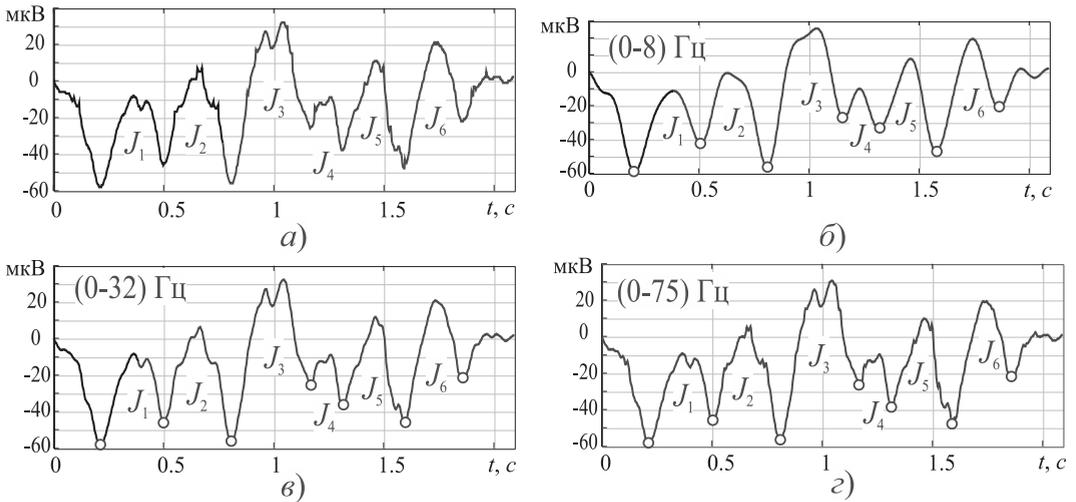


Рисунок 2 – Изменение формы импульсов колебания при изменении полосы пропускания Δf полосового фильтра: а) Исходное колебание; б) $\Delta f = (0 \div 8)$ Гц; в) $\Delta f = (0 \div 32)$ Гц; з) $\Delta f = (0 \div 75)$ Гц

Произведена проверка работоспособности алгоритма сегментации ЭЭГ в основных частотных диапазонах, используемых в электроэнцефалографии. Для этого из открытой базы данных ЭЭГ, находящейся по адресу <https://physionet.org/pn4/sleep-edfx/> выбрано 42 эпохи ЭЭГ с преимущественной активностью в дельта-диапазоне и 43 эпохи ЭЭГ, содержащие колебания в тета-диапазоне. Из базы данных Республиканской клинической больницы (г. Йошкар-Ола) выбрана 51 эпоха, содержащая колебания в альфа-диапазоне и 28 эпох с активностью в бета-диапазоне. Выбранные эпохи подвергнуты сегментации, правильность сегментации контролировалась тремя специалистами неврологами. Сегментированные эпохи ЭЭГ содержали 650 дельта-волн, 554 тета-волны, 740 альфа-волн, 588 бета-волн из которых было правильно сегментировано 592, 520, 722 и 576 волн соответственно. Таким образом, оценки правильной сегментации волн ЭЭГ составили 0,91; 0,94; 0,98; 0,98 для электроэнцефалограмм в δ , θ , α и β частотных диапазонов соответственно.

На основании визуальной методики анализа ЭЭГ для классификации каждого сегмента ЭЭГ (волны) предложено использовать следующий набор информативных признаков: 1) признаки формы сегмента: параметры экстремальных точек сегмента, степень симметричности импульса и значения углов при каждой вершине импульса; 2) признаки огибающей сегмента: размерность контура сегмента, размах сигнала, его минимальное и максимальное значения; 3) временные признаки: длительности импульса на уровне 0,707 от размаха, на уровне нулевой линии и на уровне основания; 4) частотные признаки – значение диапазона частот, в котором сосредоточена

основная энергия импульса (диапазоны ритмов δ , θ , α , β_1 , β_2 , γ). Указанные признаки вычисляются в автоматическом режиме, алгоритмы их вычисления на базе контурной модели ЭЭГ описаны в работе [9].

В соответствии с рекомендациями по визуальной методике анализа, каждый сегмент ЭЭГ в автоматическом режиме классифицируется по степени патологической значимости как «норма», «элемент пограничной ЭЭГ» и «элемент патологической ЭЭГ». Также выполняется классификация сегментов по типу ЭЭГ феноменов: дельта-волна, тета-волна, альфа-волна, бета-волна, гамма-волна, спайк, острая-волна, «шлемовидная волна», спайк, пик. Классификация сегментов ЭЭГ осуществляется путем вычисления их информативных признаков, обоснованных в главе, и сравнения признаков с диапазонами значений для рассмотренных классов.

Установлены диапазоны значений обоснованных информативных признаков для классификации сегментов ЭЭГ. Интервалы значений информативных признаков для феноменологической классификации определены на выборке, включающей по 50 сегментов дельта-волн, тета-волн, альфа-волн, бета-волн, гамма-волн, спайков, острых-волн, «шлемовидных волн», спайков, пиков. Границы значений информативных признаков для их классификации сегментов ЭЭГ по степени патологической значимости определены на выборке, состоящей из порядка 150 предварительно проклассифицированных сегментов ЭЭГ, в частности для ЭЭГ в норме: 170 волн с преимущественной активностью в альфа-диапазоне, 156 волн с активностью в бета-диапазоне, 149 дельта-волн, 151 тета-волна; для пограничной ЭЭГ: 175 альфа- волн, 186 волн с активностью в бета1- и бета2-частотном диапазоне; для патологической ЭЭГ 146 тета-волн, 166 дельта-волн, 175 спайков, 116 пиков, 191 острых волн и 75 «Шлемовидных волн». В обоих случаях использовались записи электроэнцефалограмм, полученные в Медико-санитарной части №1 республики Марий Эл. В классификации сегментов ЭЭГ участвовали по три специалиста невролога.

Алгоритмы классификации элементов электроэнцефалограммы реализованы в системе поддержки принятия решений (СППР) по данным ЭЭГ обследований. СППР разработана на языке C++ с использованием библиотек Qt, OpenCV и OpenGL. Результаты анализа представляются врачу в виде проекта медицинского заключения, содержащего информацию о типах ЭЭГ феноменов, входящих в эпоху, а также о степени патологической значимости элементов ЭЭГ, с указанием параметров, выходящим за границу нормы. По совокупности классов элементов ЭЭГ врач принимает решение о классе всей записи в целом.

Произведена сравнительная оценка результатов классификации эпох электроэнцефалограмм, выполняемая врачом клиницистом с использованием разработанной СППР и без нее. Для этого из нормативных баз данных записей ЭЭГ, расположенных в открытом доступе в сети интернет по адресам: www.isip.piconepress.com/projects/tuh_eeg/downloads/tuh_eeg_abnormal/v1.1.2/

www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/ сформировано две выборки записей эпох ЭЭГ. Обе выборки содержали по 147, 140 и 160 эпох нормальной, пограничной и ЭЭГ с патологией соответственно. В оценке участвовали три врача-клинициста. С первой выборкой каждый врач работал без использования СППР, со второй – с использованием СППР. Полученные сравнительные оценки вероятностей верной классификаций ЭЭГ для обоих случаев представлены на рис. 3.

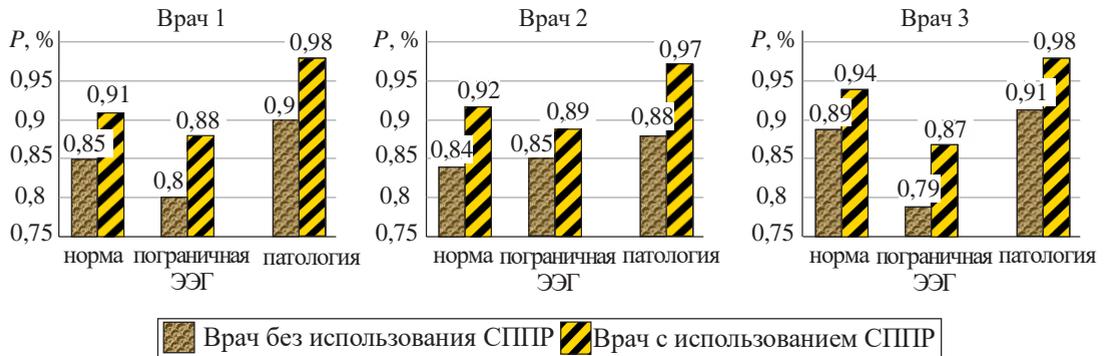


Рисунок 3 – Оценки вероятностей верной классификации ЭЭГ с использованием разработанной СППР и без нее для трех врачей-неврологов

Тестовые испытания показали, что использование разработанных алгоритмов обработки ЭЭГ за счет предоставления врачу информации о типах паттернов ЭЭГ позволяет повысить достоверность правильной диагностики в среднем от 0,86 до 0,92 для нормальных ЭЭГ, от 0,81 до 0,88 для пограничных ЭЭГ и от 0,9 до 0,98 для ЭЭГ с патологией.

Выводы. Предложены алгоритмы классификации элементов ЭЭГ человека на основании получения количественных характеристик их форм. В отличие от используемых на практике спектральных и корреляционных методов, предлагаемый подход позволяет определять положение элементов ЭЭГ по времени и сохранять информацию о разнородных элементах ЭЭГ сигнала. За счет использования количественных характеристик форм элементов ЭЭГ предлагаемый подход упрощает интерпретацию получаемых количественных данных и является прямым эквивалентом визуальной методики анализа ЭЭГ. Показано, что использование обоснованных алгоритмов анализа ЭЭГ позволяет повысить уровень достоверности поставленных по ЭЭГ клинических заключений.

Библиографический список

1. Зенков, Л. Р. Клиническая электроэнцефалография / Л.Р. Зенков. – М: МЕДпресс-информ, 2013. – 356 с.
2. Цыган, В.Н. Электроэнцефалография / В.Н Цыган, М.М Богословский, А.В Миролубов; под. ред. М.М Дьяконова – СПб.: Наука, 2008. – 192 с.

3. Кропотов, Ю. Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия / Ю.Д Кропотов. –Донецк: Издатель Заславский АЮ, 2010. – 512 с.
4. Кулаичев, А. П. Компьютерная электрофизиология / А.П. Кулаичев. - М.: Изд-во Моск. ун-та, 2002. – 640 с.
5. Фурман, Я. А. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов [Текст] / Я.А. Фурман, А.В. Кревецкий, А.К. Передреев, А.А. Роженцов, Р.Г. Хафизов, И.Л. Егошина, А.Н. Леухин. – М.: Физматлит, 2002. – 592 с. – ISBN 5-9221-0255-9.
6. Фурман, Я. А. Методы и средства обработки комплекснозначных и гиперкомплексных сигналов / Я.А. Фурман, Д. Г. Хафизов. – Йошкар-Ола: Марийский государственный технический университет, 2011. – 388 с.
7. Контурная математическая модель электроэнцефалограммы / К. О. Иванов, Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, Р. Г. Хафизов, С. Н. Свинцов, А. В. Казаринов, С. А. Охотников // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2015. №2(26). – С. 26-42.
8. Сегментация тонкой структуры электроэнцефалограммы /Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов., К. О. Иванов А. В. Казаринов. // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. - 2015. - №54. Часть 2. - С. 56-67.
9. Фурман Я. А., Севастьянов В. В., Иванов К. О. Формирование информативных признаков для автоматической классификации электроэнцефалограмм // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2017. - №1(33). – С. 38-50.

УДК 57.087.1

ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА РЕКОНСТРУКЦИИ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ДИПОЛЬНОГО ИСТОЧНИКА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

А.Ю.Бойко

Национальный исследовательский университет «МЭИ», г. Москва

Настоящая работа посвящена исследованию алгоритма решения обратной задачи электроэнцефалографии - реконструкции эквивалентного дипольного источника электрической активности головного мозга по электрическим потенциалам, измеренным на поверхности головы. Для оценки работоспособности алгоритма проведено моделирование ЭЭГ-сигналов с использованием однородной модели головы и с учетом границы "среда-воздух" и дипольного источника электрической активности. В качестве наиболее

удобной программы, позволяющей решить задачу, выбирается математическая среда Matlab.

Ключевые слова: Электроэнцефалография, ЭЭГ, обратная задача, эквивалентный токовый диполь, моделирование сигналов, реконструкция дипольного источника

EXPLORING A RECONSTRUCTION ALGORITHM OF BRAIN ACTIVITY'S EQUIVALENT DIPOLE SOURCE

A.Y.Boyko

National Research University "MPEI", Moscow

The purpose of the present study was to get insight in the algorithm of solving the inverse problem of EEG (a reconstruction of the equivalent dipole sources of brain's activity from given electrical potential data). To evaluate algorithm efficiency, modeling of EEG signals was performed using a homogeneous head model and taking into account the medium-air boundary and a dipole source of electrical activity. The Matlab mathematical environment was chosen as the most convenient program for solving the problem.

Keywords: *Electroencephalography, EEG, inverse problem, equivalent current dipole, signal modeling, dipole source localization.*

В настоящее время исследование электрической активности головного мозга является признанным направлением в электронейрофизиологии. Однако при использовании метода электроэнцефалографии (ЭЭГ) в клинической практике велико число ошибок. В связи с этим актуально развитие новых методов исследования для повышения чувствительности и надежности диагностики электрической активности головного мозга. Решение обратной задачи ЭЭГ – реконструкция характеристик эквивалентных источников электрической активности головного мозга по измеренным ЭЭГ-сигналам, является одним из таких методов [1]. При апробации и исследовании алгоритмов решения данной задачи актуально моделирование ЭЭГ-сигналов, что позволяет исследовать помехоустойчивость и оценить погрешность алгоритмов [2].

Цель настоящей работы – реконструкция характеристик эквивалентного дипольного источника (ЭДИ) электрической активности головного мозга на моделированных ЭЭГ-сигналах [3] для оценки работоспособности алгоритма, разработанного на кафедре основ радиотехники НИУ "МЭИ" [4].

Дипольный источник характеризуется шестью параметрами: тремя проекциями вектора момента \mathbf{M}_0 и тремя координатами пространственного положения \mathbf{r}_0 . В качестве ЭЭГ-сигналов рассчитывались потенциалы диполя, расположенного внутри сферы (модели головы), радиусом $r_S = 9$ см, в точках размещения электродов \mathbf{r} системы 10-20 % (рис.1), по формулам для однородной безграничной среды с проводимостью σ и с учетом границы

Таблица 1 – Средние значения отклонения положения и отклонения вектора дипольного момента реконструированного ДИ

Моделируемый сигнал	Отклонение положения ЭДИ		Отклонение вектора дипольного момента ЭДИ	
	Однородная среда, мм	С учетом границы раздела сред, мм	Однородная среда, ΔM , А/м	С учетом границы раздела сред, ϵM
xx	$2.5 \cdot 10^{-5}$	$2.71 \cdot 10^{-5}$	$1 \cdot 10^{-6}$	0.016
xy	$6.75 \cdot 10^{-6}$	$7.32 \cdot 10^{-6}$	$1.29 \cdot 10^{-7}$	0.004
xz	$7.69 \cdot 10^{-7}$	$6.2 \cdot 10^{-7}$	$1.23 \cdot 10^{-8}$	0.002
yx	$8.49 \cdot 10^{-6}$	$8.66 \cdot 10^{-6}$	$1.45 \cdot 10^{-7}$	$1.6 \cdot 10^{-4}$
yy	$1.75 \cdot 10^{-5}$	$1.75 \cdot 10^{-5}$	$8.85 \cdot 10^{-7}$	0.053
yz	$5.71 \cdot 10^{-7}$	$6.92 \cdot 10^{-7}$	$8.56 \cdot 10^{-9}$	$5.03 \cdot 10^{-5}$
zx	$1.71 \cdot 10^{-1}$	3.9	$8.5 \cdot 10^{-3}$	0.021
zy	$1.49 \cdot 10^{-5}$	3.99	$6.2 \cdot 10^{-7}$	0.106
zz	$9.21 \cdot 10^{-2}$	$1.26 \cdot 10^{-1}$	$5.4 \cdot 10^{-3}$	0.001

Из данных таблицы 1 следует, что среднее значение отклонения положения реконструированного ЭДИ по сигналам, рассчитанным в однородной среде, составляет порядка 10^{-7} м, а при учете границы раздела «голова-воздух» – порядка $5 \cdot 10^{-3}$ м. В свою очередь, среднее значение отклонения вектора дипольного момента для однородной среды имеет порядок 10^{-7} А/м, а при учете границы «голова-воздух» отклонение составляет порядка 6%.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что использование модели однородной среды в алгоритме реконструкции ЭДИ является вполне приемлемым. Для достижения большей точности в алгоритм реконструкции необходимо закладывать формулы для расчета потенциалов, учитывающие границу «голова-воздух», что приведет к снижению быстродействия.

Библиографический список

1. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. М.: МЕДпресс-информ, 2004.
2. Титомир Л.И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. - М.: Наука. Физматлит, 1999.
3. Бойко А.Ю., Жихарева Г.В. Моделирование ЭЭГ-потенциалов с использованием однодипольной модели электрической активности головного мозга. // Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: Тез. докл. XXIV МНТК студентов и аспирантов. М.: Издательский дом МЭИ, 2018. С.180
4. Крамм М.Н., Стрелков Н.О., Чомахидзе П.Ш., Копылов Ф.Ю. Исследование дополнительных диагностических признаков ишемии миокарда. // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2016.Т. 9. № 1.С. 52-57.

5. Бойко А.Ю., Жихарева Г.В. Реконструкция характеристик эквивалентного дипольного источника электрической активности головного мозга // Радиотехника, электротехника и энергетика: Тез. докл. XXIII МНТК студентов и аспирантов: В 3 т. М.: Издательский дом МЭИ, 2017. Т.1. С.203

УДК 612.171.1, 612.143

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ДЛЯ СОВМЕСТНОГО АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ

Т.В. Моргунова

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

В работе описан алгоритм, предназначенный для более надежной оценки параметров фотоплетизмограммы при ее синхронизации с электрокардиограммой. В обоих сигналах были выделены признаки, которые, как предполагается, зависят от значений артериального давления. На основе выделенных признаков будут прогнозироваться значения систолического и диастолического давлений с помощью нейронных сетей.

Ключевые слова: ЭКГ, ФПГ, артериальное давление, совместный анализ.

DEVELOPMENT OF THE ALGORITHM FOR JOINT ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAM AND PHOTOPLETHYSMOGRAM

T. V. Morgunova

St. Petersburg Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

An algorithm designed to more reliable estimation of the parameters of the photoplethysmogram synchronized with the electrocardiogram is described in this paper. Some features that are supposed to depend on blood pressure values were extracted in both signals. Based on selected features, the values of systolic and diastolic pressures can be predicted using neural networks.

Key words: ECG, PPG, blood pressure, joint analysis.

В настоящее время для выявления, лечения и профилактики заболеваний сердечно-сосудистой системы на ранних стадиях применяются диагностические и скрининговые методы, которые упрощают процедуру обследования и являются информативными для врача. К таким методам относится метод фотоплетизмографии (ФПГ) и метод электрокардиографии (ЭКГ) [1, 2].

Каждый по отдельности сигналы ЭКГ и ФПГ, полученные с помощью данных методов, несут определенную информацию о состоянии сердечно-

сосудистой системы, а их совместный анализ позволит получить большее количество диагностических параметров, расширяющих возможности мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы, а также повысить качество постановки диагноза.

Для разработки алгоритма были использованы нефигурные сигналы ЭКГ и ФПГ с частотой дискретизации 1кГц, длительностью 3–5 минут в формате .wav (рис. 1) [3].

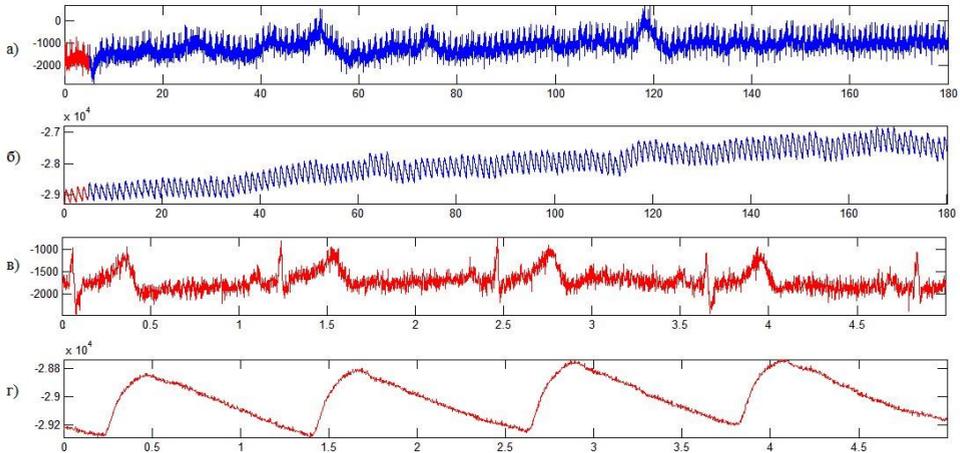


Рисунок 1 – Исходные сигналы ЭКГ и ФПГ: а – сигнал ЭКГ, б – сигнал ФПГ, в – увеличенный фрагмент ЭКГ, г – увеличенный фрагмент ФПГ

Так как сигналы ФПГ и ЭКГ загружаются в исходном виде, они содержат множественные помехи, поэтому требуют предобработки. Для обработки ЭКГ-сигнала применяется разработанный ранее алгоритм, который не только фильтрует сигнал, но и обнаруживает QRS-комплексы. Для обработки ФПГ-сигнала используется следующий алгоритм:

1. Фильтрация сигнала рекурсивным фильтром Баттерворта нижних частот с частотой среза 10 Гц.

2. Вычитание из сигнала сплайна для удаления нелинейного тренда.

Далее к фильтрованным данным применяется алгоритм по выделению характерных точек сигналов (рис. 2). Среди наиболее характерных точек сигнала ФПГ можно выделить следующие: точка начала пульсовой волны n-го такта (а), точка максимального роста пульсовой волны n-го такта (б), в которой наблюдается максимум первой производной сигнала, точка максимального значения пульсовой волны n-го такта (с), точка максимального спада пульсовой волны n-го такта (д), диастолический пик n-го такта (е). Единственной характерной точкой в сигнале ЭКГ, которая используется в данном алгоритме, является R-пик (точка ф).

После того, как характерные точки в сигналах были выделены, были рассчитаны амплитудные и временные параметры. Временными признаками являются: расстояние от QRS-комплекса до точки начала пульсовой волны

(T1), расстояния от точки начала пульсовой волны до точки максимального роста пульсовой волны (T2), до точки максимального значения пульсовой волны (T3), до точки максимального спада пульсовой волны (T4) и до диастолического пика пульсовой волны (T5). Амплитудными признаками являются отношения амплитуд дифференцированного сигнала A1 и A2 к амплитуде A_p , а также отношение амплитуд $A1/A2$.

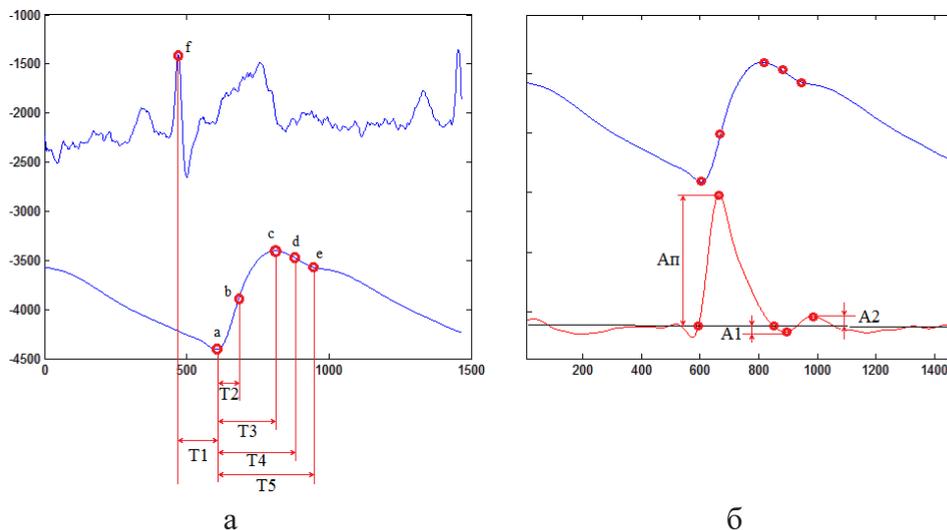


Рисунок 2 – Характерные точки и признаки исследуемых сигналов: а – сигналы ЭКГ и ФПГ, б – исходный и дифференцированный сигнал ФПГ

Как уже было сказано ранее, предполагается, что рассчитанные параметры связаны с артериальным давлением, поэтому в дальнейшем планируется создать алгоритм на основе нейронных сетей, который, используя данные признаки, будет предсказывать артериальное давление без необходимости использования тонометров.

Библиографический список

1. Кардиодиагностика на основе анализа фотоплетизмограмм с помощью двухканального плетизмографа / М. Галкин и др. // Фотоника. – 2008. – №3. – С. 30–35.
2. Юран С. И. Методы и средства автоматизированного контроля оптической плотности биологических тканей при изменении их кровенаполнения в условиях действия артефактов: автореф. дисс. докт. техн. наук / ФГБОУ ВО ИжГТУ, Ижевск, 2008.
3. Описание данных CardioQVARK. URL: <http://wiki.cardioqvark.ru> (дата обращения 27.10.2018).

АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ ФОРМ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ КОМПЛЕКСВ СИГНАЛА ЭКГ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРНЫХ СЕТЕЙ ПРЯМОГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ

И.А. Некрасов, Г.В. Ван, А.Н. Калиниченко

Научный руководитель – Калиниченко А.Н., д.т.н., профессор
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Данная работа посвящена разработке алгоритма классификации QRS комплексов сигнала ЭКГ с использованием нейронных сетей прямого распространения. Целью исследования является выделение значимых для данного типа анализа информативных признаков, создание алгоритма классификации наиболее часто встречающихся аритмических событий.

Ключевые слова: желудочковые комплексы сигнала ЭКГ, нейронные сети, алгоритм автоматического анализа

ECG VENTRICULAR BEAT'S FORMS CLASSIFICATION ALGORITHM BASED ON FEEDFORWARD NEURAL NETWORKS

I.A. Nekrasov, G.V. Van, A.N. Kalinichenko

Saint-Peterburg State Electrotechnical University
SPb ETU «LETI», Saint-Peterburg

This paper is devoted to the development of QRS classification algorithm for of an ECG signal using feedforward neural networks. The aim of the study is to identify informative features that are significant for this type of analysis, to create a classification algorithm for the most common arrhythmic events.

Keywords: ventricular complexes of an ECG signal, neural networks, automatic analysis algorithm

Несмотря на активное развитие систем медицинской визуализации, ЭКГ все еще остается одним из самых доступных и распространенных методов диагностики сердечных патологий. Одной из основных задач обработки электрокардиосигнала (ЭКС) является задача классификации QRS-комплексов.

В последние годы вместо обычных алгоритмов для цифровой обработки сигналов все чаще прибегают к методам машинного обучения и используют искусственные нейронные сети. Данную тенденцию можно объяснить наличием больших объемов размеченных сигналов в свободном доступе, а также увеличением количества инструментов, позволяющих обучать нейронные сети.

В данной работе был разработан алгоритм классификации наиболее часто регистрируемого вида аритмий - желудочковых экстрасистол (ЖЭ) [1].

Искусственные нейронные сети

Решение задачи классификации по многим признакам является одним из важнейших применений нейронных сетей.

Данный метод заключается в том что, как и линейные методы классификации и регрессии, по сути нейронные сети выдают ответ вида: $y(x_j; \omega) = f(\sum_{j=1}^N \omega_j)$, где f – нелинейная функция активации, ω – вектор весов. Обучение нейронных сетей состоит в настройке весов.

Для задач классификации одним из наиболее популярных решений является нейронная сеть прямого распространения.

Реализация алгоритма классификации QRS комплексов

Реализация алгоритма, а также результаты исследования реализованы с помощью пакета прикладных программ Matlab и набора инструментов Neural Network Toolbox. Схема работы алгоритма представлена на рисунке 1.

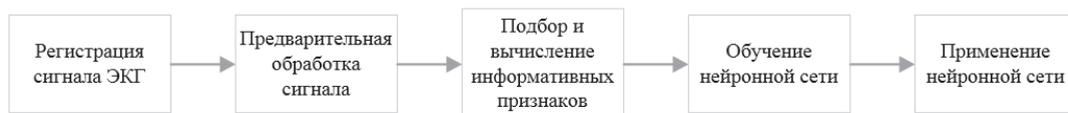


Рисунок 1 – Схема алгоритма классификации QRS-комплексов ЭКС

– На первом шаге алгоритма производится считывание файла сигнала базы данных, а также загрузка файла аннотаций.

– На втором этапе производится предварительная обработка сигнала с помощью полосового фильтра Баттерворта с полосой пропускания от 3 до 50 Гц.

– На третьем этапе производится расчет адаптивных пороговых значений информативных признаков, описанных в следующей главе.

– Четвертым этапом работы алгоритма является конфигурирование и обучение нейронной сети. В ходе реализации алгоритма использовалась двухслойная сеть с количеством нейронов в скрытом слое, равном 20 и сигмоидной функцией активации. Обучение проводится методом сопряженных градиентов.

Выбор информативных признаков

Отбор информативных признаков осуществлялся на основе различий между нормальным QRS-комплексом и кардиоциклом, содержащим ЖЭ. В данной работе использовалась комбинация следующих информативных признаков:

1) Скорость нарастания сигнала, т.к. комплексы, содержащие ЖЭ обладают специфической формой, а, соответственно, и отличной от нормальных скоростью нарастания;

2) Средняя мощность QRS-комплекса в диапазоне частот, соответствующем полосе пропускания фильтра, которая вычисляется по формуле;

3) Глобальный ненулевой максимум в частотном спектре, который вычисляется по формуле.

Обучение и проверка алгоритма

Для проведения исследования алгоритма классификации использовалась база данных MIT-BIH Arrhythmia database [2]. Данная база сигналов является общепринятой для проведения подобных исследований и содержит 48 2-х канальных ЭКС с различными нарушениями сердечного ритма (всего более 109 000 аннотированных вручную QRS-комплексов).

Для алгоритма классификации было проведено разбиение сигналов на тестовую и обучающую выборки в соотношении 70/30 соответственно.

Для каждой из групп были рассчитаны чувствительность, специфичность и положительная предсказательность по формулам 1-3 соответственно [3].

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} * 100\% \quad (1),$$

$$SP = \frac{TN}{TN + FP} * 100\% \quad (2),$$

$$P^* = \frac{TP}{TP + TN} * 100\% \quad (3)$$

где SE – чувствительность, SP – специфичность, P* – положительная прогностическая ценность, TP – истинно положительный результат, TN – истинно отрицательный результат, FN – ложно отрицательный результат, FP – ложно отрицательный результат.

Тестирование алгоритма классификации QRS-комплексов на двух различных базах данных ЭКС показало следующие результаты чувствительности, специфичности и позитивной прогностической ценности относительно базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database равны 95.2%, 93.8% и 94.9% соответственно. Результаты были получены путем сравнения исходных меток комплексов с метками классов, полученных в результате работы алгоритма.

Дальнейшее повышение точности данного алгоритма возможно за счет увеличения количества информативных признаков; корректировки процедуры предварительной обработки сигнала; изменения конфигурации и типа нейронной сети.

Библиографический список

1. Occurrence and Frequency of Arrhythmias in Hypertrophic Cardiomyopathy. A. Selcuk Adabag, Barry J. Maron//Journal of the American College of Cardiology Apr 2008
2. Moody G. B., Mark R. G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database// IEEE Eng. in Med. and Biol. 2001. Vol. 20, № 3. P. 45–50.
3. ГОСТ IEC 60601-2-51-2011 Изделия медицинские электрические. Часть 2-51. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных

характеристик к регистрирующим и анализирующим одноканальным и многоканальным электрокардиографам [Текст]. – М.: Изд-во стандартов, 2013. – 104с.

УДК 615.47:616-072.7

АЛГОРИТМ ОКАЗАНИЯ УДАЛЕННОЙ ПЕРСОНИФИЦИРОВАННОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ БОЛЬНЫМ С ХРОНИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ

Г.В. Тимохов

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

Разработан алгоритм системы для оказания удаленной персонифицированной медицинской помощи больным с хроническими заболеваниями. Рассматриваемый алгоритм обеспечивает работу двух контуров управления системы, обеспечивающих её функционирование в автономном режиме, а также под контролем лечащего врача.

Ключевые слова: алгоритм, система, персонифицированная медицина, удаленный мониторинг, хроническое заболевание.

ALGORITHM FOR REMOTE PERSONALIZED MEDICAL CARE IN PATIENTS WITH CHRONIC DISEASES

G.V. Timokhov

Saint-Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after V.I. Ulyanov (Lenin), Saint-Petersburg

An algorithm for remote personalized medical care in patients with chronic diseases has been developed. The considered algorithm provides the operation of two control circuits of the system that ensure its functioning in the autonomous mode, as well as under the supervision of the attending physician.

Ключевые слова: algorithm, system, personalized medicine, remote monitoring, chronic disease.

При целом ряде хронических заболеваний возникает потребность во вмешательстве лечащего врача и оперативной коррекции схемы лечения. В настоящее время разработаны системы для длительного телемедицинского мониторинга пульса, артериального давления, уровня глюкозы в крови, показателей респираторной функции, в основе которых лежит пациент-ориентированный подход [1–3]. Согласно приказу МЗ РФ от 30.11.17 г. № 965н в числе возможностей при дистанционном наблюдении за состоянием здоровья пациента предусматривается экстренное реагирование при критическом отклонении показателей состояния здоровья пациента [4]. Помимо обмена информации между пациентом и врачом при urgentных состояниях могут

использоваться технические средства лечебного воздействия. Подобные телемедицинские системы в настоящий момент мало изучены и требуют детального рассмотрения.

Рассматриваемая интеллектуальная система оказания удаленной персонализированной медицинской помощи (ИСОУМП) является динамической и предусматривает работу в режиме реального времени при сопряжении с техническими устройствами [5]. Исследуемая система получает информацию о состоянии здоровья пациента посредством сенсоров – средствами съёма биологической информации и путём получения информационных сообщений от пациента. Эффекторами ИСОУМП являются технические средства воздействия и средства информационного воздействия.

При проектировании систем телемедицинского мониторинга в настоящее время широко используется многоуровневая структура управления, благодаря чему достигается автономность и устойчивое функционирование таких систем [1, 3]. Рассматриваемая система имеет два контура управления. Первый контур управления включает в себя сенсорные и эффекторные устройства, а также программное обеспечение мобильного устройства. Контур является замкнутым, обеспечивает работу в автономном режиме и не требует вмешательства при обычных условиях функционирования. Второй контур управления является разомкнутым и предусматривает вмешательство лечащего врача. Алгоритм разработанной системы в соответствии с нотацией и моделью бизнес-процессов BPMN 2.0 представлен на рис. 1.

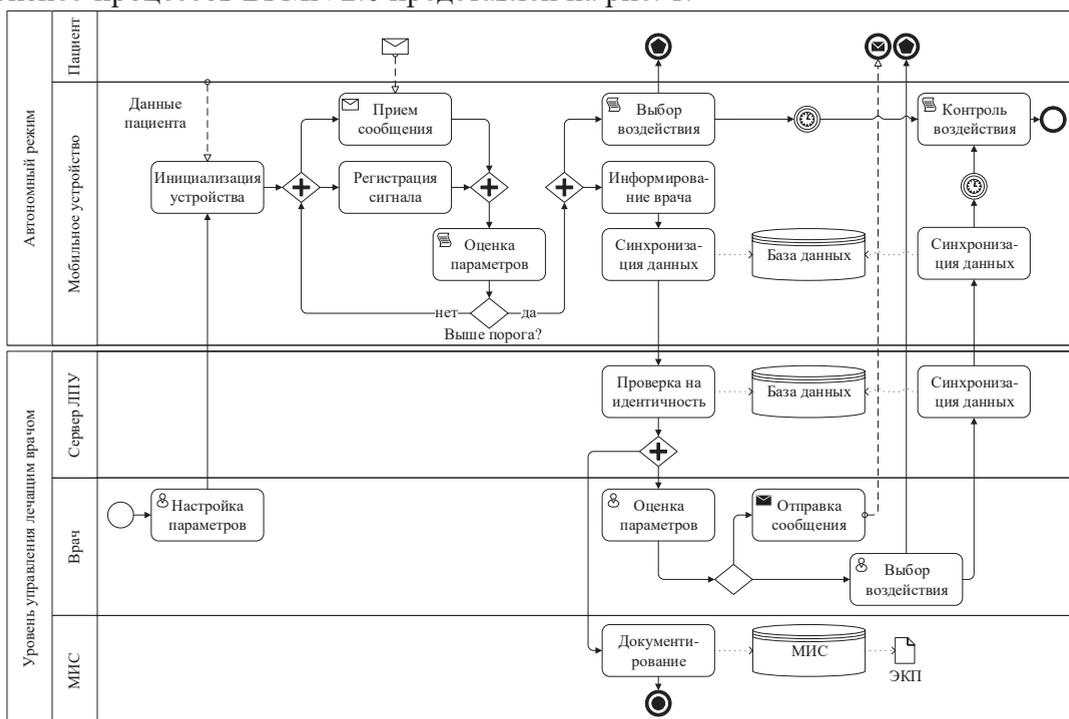


Рисунок 1 – Алгоритм работы ИСОУМП

В соответствии с представленным алгоритмом на начальном этапе лечащий врач ЛПУ производит ввод данных пациента, установку параметров работы устройства, периодичность сообщений и промежутков фиксации сигналов. В результате инициализации мобильное устройство переходит в рабочий режим, который предусматривает параллельный прием сообщений от пациента и регистрацию сигналов от сенсорных модулей устройства. Поступающая информация в автоматическом режиме подвергается оценке с использованием программного обеспечения устройства. При превышении установленных врачом пороговых значений параметров автономно осуществляется выбор лечебного воздействия и его применение к пациенту с использованием эффекторных модулей ИСОУМП. Одновременно происходит информирование лечащего врача об изменении параметров пациента и сохранение информации в базе данных устройства.

В процессе синхронизации данных между мобильным устройством и сервером ЛПУ происходит проверка входящей информации на идентичность и сохранение в базе данных сервера. Лечащий врач при получении информации о состоянии пациента производит оценку параметров жизнедеятельности. При необходимости с помощью программного обеспечения сервера врачом осуществляется отправка сообщения или формирование требуемого лечебного воздействия, которое при синхронизации через сервер ЛПУ поступает на эффекторный модуль мобильного устройства. С выбранной ранее врачом временной задержкой с помощью мобильного устройства в автономном режиме запускается процесс контроля воздействия, который заключается в повторном считывании сообщений и/или сигналов и их дальнейшей оценке.

Информация о функционировании системы с нижележащих уровней поступает также от сервера ЛПУ в МИС, необходимая информация фиксируется в электронной карте пациента (ЭКП). Вышеописанные процессы повторяются циклически при условии функционирования мобильного устройства.

Таким образом, разработанный алгоритм оказания удаленной персонализированной медицинской помощи больным обеспечивает работу двух контуров управления системы и предусматривает сценарии автономного функционирования системы, а также с участием лечащего врача. Разработанная система предоставляет врачу широкие возможности оперативного контроля и корректировки процесса лечения больных с хроническими заболеваниями.

Библиографический список

1. Пустозеров Е. А., Юлдашев З. М. Система mHealth для информационной поддержки больного сахарным диабетом. // Биотехносфера. 2013. № 1(25). С. 39–44.

2. Анисимов А. А., Юлдашев З. М., Бибичева Ю. Г. Безокклюзионная оценка динамики артериального давления по времени распространения пульсовой волны // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 8–12.
3. Глазова А. Ю. Метод и система удаленного мониторинга пациентов с хроническими обструктивными заболеваниями легких: Автореф. дис. ... канд. техн. наук: 05.11.17; [Место защиты: СПбГЭТУ «ЛЭТИ»]. – СПб., 2017. – 18 с.
4. Об утверждении порядка организации и оказания медицинской помощи с применением телемедицинских технологий: приказ МЗ РФ от 30 ноября 2017 г. № 965н // Официальный интернет-портал правовой информации (www.pravo.gov.ru) от 10.01.2018 г. № 0001201801100021.
5. Тимохов Г.В., Семенова Е.А., Юлдашев З.М. Метод и система оказания удаленной персонифицированной помощи больным с хроническими заболеваниями // Биотехносфера. 2018. № 3(57).

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОНТРОЛЯ ВЕСА У ПАЦИЕНТА

Д. С. Карамушко

Научный руководитель: Н. Н. Чернов, д-р техн. наук, профессор
Южный федеральный университет, г. Таганрог

Работа посвящена изучению методов и средств контроля веса у пациента. Рассматриваются процессы метаболизма, подсчета калорий с помощью формул и технических устройств, а также перспективы этих устройств.

Ключевые слова: метаболизм, калория, дыхательный коэффициент, окисление, электронное устройство.

METHODS AND MEANS OF PATIENT WEIGHT CONTROL

D.S. Karamushko

Scientific director: N.N. Chernov, Dr. of Technical Sciences, professor
Southern federal university, Taganrog

Annotation: The work is devoted to the study of methods and means of patient weight control. The processes of metabolism, counting calories using formulas and technical devices, as well as the prospects of these devices are considered.

Keywords: metabolism, calorie, respiratory rate, oxidation, electronic device.

В настоящее время больше половины жителей России старше 30 лет имеют избыточный вес. Одной из основных причин этого является несоответствие количества потребляемых калорий расходуемым. Контроль за потреблением калорий индивидуален, так как исходный уровень метаболизма у всех разный. Метаболизм является причиной функционирования всех компонентов нашего организма. Хорошая скорость обмена веществ обеспечивает правильное функционирование организма.

Величина основного обмена веществ (ООВ) – это минимальное количество калорий, необходимых для поддержания жизнедеятельности организма в состоянии полного покоя. Эта величина определяется комбинацией внутренних и внешних факторов, таких как: генетика, пол, возраст, вес, площадь поверхности тела, процент жировых отложений, диета, температура тела, внешняя температура, гормоны, физическая активность.

Наш организм расходует энергию на когнитивные функции и поддержку нервной системы, сердцебиение и работу других внутренних органов, на поддержание гормонального фона, на сон, на движения и даже на еду, то есть на окислительный распад питательных веществ. Вся свободная энергия превращается в выделяемую организмом тепловую энергию, называемую также калорическим эквивалентом кислорода. Замер этого эквивалента является методом определения энергетических затрат организма, вычислить которые можно, если известно, какие питательные вещества были окислены в организме. Показателем этого может быть дыхательный коэффициент.

Дыхательный коэффициент (ДК) – отношение выделенного объема CO₂ к объему поглощенного O₂. Когда организм потребляет 1 л O₂ он выделяет различное количество тепла в зависимости от того, на окисление каких веществ O₂ используется. Чем ДК выше, тем выше калорический эквивалент кислорода. При окислении глюкозы и других углеводов ДК равен единице. При окислении жиров и белков ДК будет равен 0,7 и 0,8 соответственно [1].

В среднем, общий ежедневный расход энергии в калориях составляет для женщин 2000-2100 калорий в день, а для мужчин - 2700-2900 в день. Показатель зависит от образа жизни человека, а также от генетических и внешних факторов. Основной расход калорий, без учета физической нагрузки, показывает состояние метаболизма. Посчитать его можно по уравнениям Харриса-Бенедикта, Миффлина-Джеора и Кэтча-МакАрдила. Одной из наиболее точных формул расчета базового расхода калорий является формула Миффлина-Джеора:

$ООВ = (10 \times \text{вес в кг}) + (6,25 \times \text{рост в см}) - (5 \times \text{возраст}) + 5$ – для мужчин;

$ООВ = (10 \times \text{вес в кг}) + (6,25 \times \text{рост в см}) - (5 \times \text{возраст}) - 161$ – для женщин.

Полученное число ООВ нужно умножить на коэффициент в зависимости от вашего уровня активности. Результатом является добавочный расход калорий для поддержания нормального веса. Нельзя повышать расход за счет диеты. Недостаток потребления калорий никогда не должен опускаться ниже основного расхода. Это приводит к экономии энергии за счет гормонального фона. Знание потребления и затрат энергии позволяет правильно высчитать дефицит калорий для потери веса [2].

Рассмотрим специальные электронные устройства как технические средства контроля веса человека, то есть подсчета потребления и расхода калорий, поступающих с пищей. Все они имеют возможность

синхронизироваться со смартфоном через Bluetooth и отслеживать изменения нужных показателей, сопоставляя получаемые данные с ростом, весом и возрастом пользователя.

1. Электронный спортивный браслет. Его функции: шагомер, который фиксирует динамику вашей активности в течение определенного периода времени, анализатор частоты сердечных сокращений, температуры тела, настроения, подсчет калорий, сжигаемых в результате двигательной активности и физических нагрузок. Фитнес-счетчик способен различать разные виды деятельности (ходьба, бег, работа в офисе или тренировки разных уровней сложности). Устройства имеют также и счетчик потребляемых калорий. С помощью специальных приложений вы сможете вести дневник питания и даже получать рекомендации от профессиональных диетологов.

2. Умные весы. Эти весы имеют высокую точность измерений, способны вычислять массовую долю жира в вашем организме, ваш индекс массы тела и частоту сердечных сокращений, а также оценивать качество окружающей среды, измерив температуру и уровень загрязненности воздуха.

3. Чтобы поддерживать обмен веществ в нормальном состоянии, важно не только правильно питаться, но и правильно потреблять жидкость. Вода ускоряет обмен веществ, нейтрализует токсины и выводит все вредные вещества, подавляет чувство голода, питает суставы, укрепляет мышцы и многое другое. Смарт-бутылка для воды вычисляет персональную суточную норму потребления жидкости, отслеживает и анализирует, насколько эффективно, в каком объеме и с каким временным промежутком, вы ежедневно пьете воду [3].

4. Ручной молекулярный сенсор. Этот прибор позволяет вам контролировать количество потребляемых калорий, путем сканирования химического состава продуктов питания. Принцип работы датчика-сканнера основан на методе спектроскопии ближней инфракрасной области. Физическая основа этого метода анализа веществ состоит в том, что каждый тип молекулы вибрирует уникальным образом, и эти вибрации взаимодействуют со светом, чтобы создать свою собственную уникальную оптическую сигнатуру. Используя устройство, вы можете определить питательную ценность еды, содержание калорий, идентифицировать вредные трансжиры, аллергены, пищевые добавки, усилители вкуса, ароматизаторы и содержание глутена [4].

Отслеживание потребления калорий и их компенсирование упражнениями и физической активностью являются наиболее важными факторами контроля веса. Контролируйте свой вес – таким образом вы будете поддерживать общее здоровье организма.

Библиографический список

1. Агаджанян Н. А. Нормальная физиология: учебник / Н. А. Агаджанян, В.М.Смирнов. - 3-е изд., испр. и доп. — М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство», 2012. — 387 с.

2. Цыпленков Д. И. Спортивное питание: Армрестлинг, армлифтинг, пауэрлифтинг, силовой экстрим, спортивное питание для набора массы и похудения [Электронный ресурс] / Д. И. Цыпленков // Как рассчитать, сколько нужно есть именно мне и с чего начать? – Электрон. дан. (1 файл). - http://www.chronos.linia.ru/reports/koganov_tezisy.html.
3. Фитнес – браслеты: умные часы. Обзор лучших электронных устройств для похудения [Электронный ресурс]: статья. – Электрон. дан. (1 файл). - <http://fitneschasy.ru/obzor-luchshih-elektronnyih-ustroystv-dlya-pohudeniya>
4. Технологии. Подсчет Калорий? Этот Лазер Поможет [Электронный ресурс]: статья– Электрон. дан. (1 файл). - <https://mashable.com/2014/07/16/mashable-minute-laser>

УДК 615.47

ОБЗОР ШКАЛ ОЦЕНКИ ТЯЖЕСТИ СОСТОЯНИЯ И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ПОТЕНЦИАЛА ПОСТИНСУЛЬТНЫХ ПАЦИЕНТОВ

А.Б. Блинова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье рассматриваются основные шкалы оценки состояния постинсультного пациента. Выявлены факторы, приводящие к неэффективному процессу принятия решений и рассмотрено возможное решение данной проблемы.

Ключевые слова: инсульт, шкала Рэнкина, NIHSS, спастичность, прогнозная модель.

REVIEW SCALES ESTIMATES FOR CONDITION AND PREDICTION OF REHABILITATION POTENTIAL OF POSTINSULAR PATIENTS

A.B.Blinova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article discusses the main scales for assessing the state of a post-stroke patient. The factors leading to an inefficient decision-making process are identified and a possible solution to this problem is considered.

Keywords: stroke, Rankin scale, NIHSS, spasticity, predictive model.

Цереброваскулярные заболевания являются основной причиной заболеваемости, смертности и инвалидизации в России, занимая первое место среди причин первичной инвалидности взрослого населения (32 на 100 тыс. населения) [1,2]. Ежегодно в мире отмечается 16 млн впервые возникших случаев острого нарушения мозгового кровообращения (ОНМК) [3].

Решения лечебных задач, включающие прогнозирование вероятности развития того или иного исхода, в том числе смерть или инвалидность, часто основаны на личном опыте врача и не всегда подтверждены научно. Особые затруднения возникают в случае необходимости предсказания исхода у пациентов в краткосрочной перспективе. Таким образом, прогнозирование исходов заболевания остается важнейшим аспектом клинической медицины.

Для оценки тяжести состояния и прогнозирования реабилитационного потенциала постинсультных пациентов применяются шкалы оценки тяжести и прогнозирования исходов. Наиболее популярными шкалами оценки тяжести состояния у взрослых являются шкалы NIHSS и Р'нкина, индекс мобильности Ривермид и шкала спастичности Ашворт.

Шкалой Рэнкина неврологи пользуются с 1988 года. В начальном виде она включала 6 ступеней – от нулевой (без последствий) до 6 – гибель пациента. Впоследствии была создана модифицированная шкала, предназначенная именно для установления уровня утраты жизненных функций с целью разработки дальнейшей реабилитации пациента. Также шкала позволяет определить необходимость использования и вид вспомогательных средств для передвижения (трость, ходунки, коляска) [7].

Индекс мобильности Ривермид является средством, позволяющим определить функциональный урон, связанный с подвижностью. Он измеряет способность пациента перемещать собственное тело. Индекс не касается того, как больной перемещается в инвалидном кресле, или функциональных способностей пациента при самообслуживании. Значение индекса мобильности Ривермид соответствует баллу, присвоенному вопросом, на который врач может дать положительный ответ в отношении пациента. Значение индекса может составлять от 0 (невозможность самостоятельного выполнения каких-либо произвольных движений) до 15 (возможность пробежать 10 метров) [8].

Шкала включает дополнительные пункты по самообслуживанию (мытьё, бритьё, питье и употребление пищи), домашнему хозяйству (приготовление пищи, умение переходить дорогу, покупать продукты).

Тест Ривермид имеет два существенных ограничения: не учитывает степень мобильности, которую пациент может получить с помощью вспомогательных устройств, изменения обстановки в жилом помещении; индекс не использует метод масштабирования, его нельзя применить исключительно ко всем больным.

Модифицированная шкала спастичности Ашфорта предназначена для клинической оценки мышечного тонуса (спастичности) и контроля эффективности лечения.

Международная шкала NIHSS была представлена американским Национальным Институтом Здоровья (National Institutes of Health Stroke Scale). Она используется для объективной оценки состояния больного, который

поступил в госпиталь с ишемическим инсультом. Тест проводится в динамике процесса и после 21 дня нахождения в стационаре. [4,5]

Шкала состоит из последовательных 15 тестов, за выполнение каждого из которых ставятся баллы от 0 до 4. Каждое исследование позволяет оценить состояние основных функций, которые чаще всего страдают при церебральном инсульте.

Объем данных, полученных с помощью клинических, лабораторных и инструментальных методов исследования экспоненциально растет в течение нескольких последних десятилетий. Возросшие объемы информации потенцируют большие трудности в интеграции этих данных для получения достоверных оценочных и прогностических решений. Необходимость одновременно использовать большие объемы информации может привести к неэффективному процессу принятия решений, неоправданным различиям в терапевтических подходах и к ошибкам.

Для решения данной проблемы можно предложить проектирование прогнозной модели, целью которой является статистическая обработка имеющейся базы данных с возможностью последующего предугадывания вероятного сценария развития болезни на основе анализа индивидуальных характеристик [6]. В качестве выходной переменной можно принять улучшение реабилитационного потенциала постинсультных пациентов на 2 балла и более по одной из рассмотренных шкал.

Библиографический список

1. Гусев Е.И., Скворцова В.И. Ишемия головного мозга. М.: Медицина, 2001.
2. Скворцова В.И. Реперфузионная терапия ишемического инсульта. *Consilium Medicum*. 2004; 6 (8): 610–614.
3. Wissel J., Olver J., Stibrant Sunnerhagen K. Navigating the poststroke continuum of care. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.* 2013; 22 (1): 1–8.
4. Шкала NIHSS для оценки тяжести инсульта [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://serdce.biz/diagnostika/shkala-otsenki-tyazhesti-insulta-nihss.html>
5. Неврологический портал. Шкала NIHSS [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://neurology.com.ua/2010/09/28/shkala-nihss.html>
6. Прогностическая модель оценки летальности и функционального восстановления после тяжелого и крайне тяжелого инсульта/Сидякина И.В. [и др.]//Неврологический журнал, 2012, №2. С.10-14
7. Планета кардиологии. Шкала инсульта Рэнкина [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://cardioplanet.ru/zabolevaniya/insult/shkala-insulta-renkina>
8. Планета кардиологии. Шкала оценки тяжести инсульта Ривермид [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://cardioplanet.ru/zabolevaniya/insult/shkala-otsenki-tyazhesti-insulta-rivermid>

ПОСТРОЕНИЕ ПРОГНОЗНОЙ МОДЕЛИ ПОСТИНСУЛЬТНЫХ ПАЦИЕНТОВ

А.Б. Блинова, Ю.О. Уразбахтина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье рассматривается построение модели прогнозирования реабилитационного потенциала постинсультных больных методом бинарной логистической регрессии. Оценивается качество построенной модели на основании коэффициентов R^2 Мак-Фаддена, Prob (LR statistic), log likelihood.

Ключевые слова: инсульт, NIHSS, прогнозная модель, логистическая регрессия.

CONSTRUCTION OF A PREDICTIVE MODEL OF PASTINSULAR PATIENTS

A.B. Blinova, J.O. Urazbakhтина

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article discusses the construction of a model for predicting the rehabilitation potential of post-stroke patients using the binary logistic regression method. The quality of the constructed model is estimated based on the coefficients R^2 of McFadden, Prob (LR statistic), log likelihood.

Keywords: stroke, NIHSS, predictive model, logistic regression.

Степень и скорость восстановления после инсульта зависят от многих факторов: возраста пациента, тяжести поражения, выбора средств реабилитации, медикаментозного лечения. В связи с возникновением у большинства постинсультных пациентов неврологического дефицита, реабилитация включает в себя разнообразные мероприятия, направленные на восстановление или компенсацию нарушенных функций нервной системы, в основе которых лежат механизмы нейропластичности – способности нервной ткани к структурно-функциональной реорганизации после ее повреждения. [4,5].

В настоящее время нет критериев, точно устанавливающих реабилитационный прогноз конкретного пациента и эффективность реабилитационных мероприятий в стационаре. Таким образом, остро встал вопрос о создании прогнозной модели, предсказывающей результативность реабилитации постинсультных больных с заданным уровнем значимости на основе совокупности множества факторов.

Для оценки реабилитационного потенциала пациентов, перенесших инсульт, и прогнозирования повторного инсульта на основе имеющихся данных была построена статистически значимая модель бинарной регрессии, оценены параметры и методом пошагового исключения, удалены все

статистически не значимые переменные. Выходной переменной является улучшение реабилитационного потенциала постинсультных пациентов на 2 балла и более по шкале NIHSS (Шкала инсульта Национального института здоровья) [6].

Бинарная логистическая регрессия применяется для предсказания вероятности возникновения некоторого события по значениям множества признаков. Для этого вводится так называемая зависимая переменная y (в нашем случае это шкала NIHSS), принимающая лишь одно из двух значений — 0 (есть ухудшение, нет изменений или улучшение меньше, чем на 2 балла) и 1 (улучшение больше, чем на 2 балла), и множество независимых переменных (также называемых признаками, предикторами или регрессорами). На основе значений независимых переменных требуется вычислить вероятность принятия того или иного значения зависимой переменной [7].

Входными переменными являются: BALANS_TERAPIYA - проведение лечения баланс-терапией; BOBAT_TERAPIYA - проведение лечения Бобат-терапией; SAHARN_DIABET – наличие у пациента сахарного диабета II типа; DAYS_NCO - количество койко-дней, проведенных пациентом в нейрососудистом отделении; DAYS_OMP - количество койко-дней, проведенных пациентом в отделении медицинской реабилитации; DIAGNOZ - диагноз пациента; MELKAYA_MOTORICA - проведении комплексов реабилитации мелкой моторики; MMT-TERAPIYA - проведение мягкой мануальной терапии; NIHSS_4 -NIHSS_18 - значение по шкале NIHSS при поступлении от 4 до 18 баллов соответственно; PNF_TERAPIYA – проведение PNF-терапии; POL – пол пациента; POZD_VOSST и RANN_VOSST - поздний период и ранний период восстановления соответственно; PROTIVOPOKAZANITA_FTO – наличие противопоказаний к ФТО; VOZRAST – возраст пациента.

При проведении корреляционного анализа с целью исключения переменных, коррелирующих с другими переменными, выявлено, что данные переменные не коррелируют друг с другом (так как значения < 0.9).

Представленная зависимость является бинарной, следовательно, применяли бинарную логистическую регрессию. В результате была построена Логит-модель - это статистическая модель, используемая для предсказания вероятности возникновения некоторого события путём подгонки данных к логистической кривой.

Оценка качества построенной модели проводится на основании коэффициентов R^2 Мак-Фаддена, Prob (LR statistic), log likelihood и теста Хосмера-Лемешоу (рис. 3).

1) Коэффициент детерминации McFadden R -squared равен 0,2715. Коэффициент детерминации меньше 0,6, т.е. колебания зависимой переменной не обусловлены колебаниями предикторов.

2) Критическая статистика для теста отношения правдоподобия Prob (LR statistic) равна 0. Это меньше уровня значимости 0.05, следовательно, модель является значимой.

3) Критерий правдоподобия (log likelihood) равен -133.32. Это говорит о том, качество модели хорошее.

View	Proc	Object	Print	Name	Freeze	Estimate	Forecast	Stats	Resids
Dependent Variable: NIHSS Method: ML - Binary Logit (Newton-Raphson / Marquardt steps) Date: 05/24/18 Time: 10:10 Sample: 1 265 Included observations: 265 Convergence achieved after 4 iterations Coefficient covariance computed using observed Hessian									
Variable	Coefficient	Std. Error	z-Statistic	Prob.					
BOBAT_TERAPIYA	-1.039528	0.373019	-2.786796	0.0053					
DAYS_OMP	0.102044	0.059016	1.729081	0.0838					
NIHSS_6	2.315965	0.632056	3.664177	0.0002					
NIHSS_7	3.290025	0.548639	5.996707	0.0000					
NIHSS_8	2.901325	0.566990	5.117069	0.0000					
NIHSS_9	3.925512	0.756912	5.186220	0.0000					
NIHSS_10	2.749896	0.588540	4.672405	0.0000					
NIHSS_11	2.843789	0.690946	4.115788	0.0000					
NIHSS_12	2.777636	0.650139	4.272371	0.0000					
NIHSS_14	4.174813	1.212308	3.443691	0.0006					
NIHSS_15	1.935536	1.050446	1.842584	0.0654					
NIHSS_16	2.526538	0.868419	2.909354	0.0036					
NIHSS_17	3.221331	1.258865	2.558917	0.0105					
NIHSS_18	2.226174	0.745294	2.986975	0.0028					
POZD_VOSST	-0.843348	0.496621	-1.698173	0.0895					
C	-3.000683	0.848600	-3.536040	0.0004					
McFadden R-squared	0.271494	Mean dependent var	0.535849						
S.D. dependent var	0.499657	S.E. of regression	0.419257						
Akaike info criterion	1.126930	Sum squared resid	43.76824						
Schwarz criterion	1.343065	Log likelihood	-133.3183						
Hannan-Quinn criter.	1.213770	Deviance	266.6366						
Restr. deviance	366.0046	Restr. log likelihood	-183.0023						
LR statistic	99.36799	Avg. log likelihood	-0.503088						
Prob(LR statistic)	0.000000								
Obs with Dep=0	123	Total obs	265						
Obs with Dep=1	142								

Рисунок 1 – Логистическое распределение. Статистически значимые критерии и значения коэффициентов R² Мак-Фаддена, Prob (LR statistic) и log likelihood

Для улучшения качества полученной модели рекомендуется увеличить количество наблюдений. Это позволит установить связь между колебания зависимой переменной не обусловлены колебаниями предикторов и таким образом увеличить коэффициент детерминации McFadden R-squared до оптимального значения, равного 0,6.

Библиографический список

1. Гусев Е.И., Скворцова В.И. Ишемия головного мозга. М.: Медицина, 2001.

2. Скворцова В.И. Реперфузионная терапия ишемического инсульта. *Consilium Medicum*. 2004; 6 (8): 610–614.
3. Wissel J., Olver J., Stibrant Sunnerhagen K. Navigating the poststroke continuum of care. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.* 2013; 22 (1): 1–8.
4. Дамулин И.В., Екушева Е.В. Клиническое значение феномена нейропластичности при ишемическом инсульте // *Анналы клинической экспериментальной неврологии*. 2016. (дата обращения: 10.04.2018)
5. Котов С.В. Новые технологии в диагностике и лечении больных в остром периоде инсульта. *Русский медицинский журнал*. 2014;22(10):712–6.
6. Неврологический портал. Шкала NIHSS [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://neurology.com.ua/2010/09/28/shkala-nihss.html>

УДК 615.47

БЕСКОНТАКТНЫЕ МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ ДЫХАНИЯ И СЕРДЦЕБИЕНИЯ. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ РЕШЕТКА

М.И. Качмар, Е.М. Прошин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данном докладе оценим необходимость создания бесконтактных устройств регистрации дыхания, рассмотрим возможные методы решения поставленной задачи, сравним их достоинства и недостатки.

Ключевые слова: бесконтактное измерение, регистрация дыхания, ультразвуковое излучение, фазометр, биение частоты, УЗ решетка.

CONTACTLESS METHOD FOR MEASURING BREATHING AND HEARTBEAT. ULTRASONIC GRATING

M. I. Kachmar, E.M. Proshin

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

This report will evaluate the need to create contactless recording of breathing, let us consider possible methods of solving the tasks, compare their advantages and disadvantages.

Keywords: contactless measurement, check the respiration, the ultrasonic radiation, the phase meter, of the beating frequency, ULTRASONIC grid.

В данном докладе рассматриваются вопросы, связанные с необходимостью создания бесконтактных устройств регистрации дыхания и сердцебиения. Рассмотрим возможные методы решения поставленной задачи, сравним их достоинства и недостатки.

Всем известно о важности функционирования дыхательной и сердечнососудистой системах организма. Именно они, являются одной из важнейших направлений современной медицины. Чтобы избежать,

угрожающей жизни человека, апноэ или угнетений дыхания, для понимания функционального состояния человека в целом необходим постоянный и жесткий контроль над дыханием и сердцебиением пациента.

Основным неудобством современных средств регистрации дыхания и сердцебиения, будь то портативный регистратор дыхания или стационарный капнограф, является прямой контакт с пациентом, который доставляет дискомфорт больному, обременяет врача дополнительной работой. Поэтому актуальной задачей современности является исследование и разработка бесконтактных методов регистрации и процессов дыхания и сердцебиения.

На данный момент существуют радиолокационные методы дистанционной регистрации ритмов дыхания и сердцебиения. В основном это радар для непрерывного мониторинга процессов дыхания и сердцебиения пациентов в различных лечебно-профилактических учреждениях, ожоговых и инфекционных отделениях.

Достаточно распространенным стало использование видеокамеры для регистрации сердцебиения. Так, например, фирма Panasonic Corp представила свою новую разработку «ContactlessVitalSensing». Данное устройство позволяет дистанционно измерить ритм сердцебиения человека по его видеоизображению лица.

Я бы хотел предложить метод регистрации параметров дыхания и сердцебиения, основанный на ультразвуковых датчиках и решетках. Ультразвук обладает рядом особенностей: технически простая реализация методов получения ультразвука, не требующая дорогостоящих технических решений; человек не воспринимает ультразвуковые частоты, поэтому этот метод не доставляет дискомфорта; Ультразвуковые фазированные решетки это устройства, которые обеспечивают электронное динамическое фокусирование, т. е. позволяют изменять местоположение фокуса без перемещения самой решетки, а также создавать при необходимости несколько фокусов одновременно.

К основным преимуществам ФР можно отнести: программное управление углом ввода УЗ, фокусным расстоянием и размером фокусного пятна; контроль одним маленьким многоэлементным датчиком под разными углами; высокоскоростное сканирование без механических приспособлений; малые размеры, вес и потери; высокая чувствительность за счет маленького размера сфокусированного луча.

Библиографический список

1. И.П. Голямина. Ультразвук М. - : Советская энциклопедия, 1979.
2. Пат. на полезную модель № 82536 Российская Федерация, МПКА 61 В5/00. Медико-биологический комплекс для дистанционного мониторинга физиологических параметров / Монич В.А., Кушников О.И., Алакаев Р.Р. – № 2008145324/22; заявлено 19.11.2008; опубл. 10.05.2009, Бюл. № 13. – 2 с.Источник 2.

3. В.П. Северденко, В.В. Клубович. Применение ультразвука в промышленности. – Минск : Наука и техника, 1967.

УДК: 615.47

ГИДРОМАНЖЕТНЫЙ МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН

А.С. Сысоева, В.В. Петрова

Научный руководитель – Янкина Н. Н., кандидат техн.наук, доцент
ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Медицинский
институт, город Пенза

По форме пульсовой волны можно выявить нарушения сердечно-сосудистой системы и правильно подобрать индивидуальную терапию. В данной статье предлагается гидроманжетный метод регистрации пульсовых волн.

Ключевые слова: *сердечно-сосудистая система, пульсовая волна, форма пульсовой волны, гидроманжета.*

HYDROCUFF METHOD FOR REGISTRATION OF PULSE WAVES

V.V. Petrova, A.S. Sysoeva

Scientific adviser – Yankina N.N., PhD in Engineering sciences, associate professor.
Penza State University, Medical Institute, Penza

According to the form of the pulse wave, it is possible to detect violations of the cardiovascular system and choose the right individual therapy. This article proposes a hydrocuff method of pulse waves registration.

Keywords: *cardiovascular system, pulse wave, pulse wave form, hydromanget.*

В последнее время в связи с возникновением новых методов обработки появилась возможность регистрации формы пульсовой волны. Анализ формы пульсовой волны позволяет диагностировать различные патологии сердечно - сосудистой системы и оценивать успешность лечения заболеваний [1].

Существуют инвазивные и неинвазивные методы регистрации пульсовой волны. Инвазивный метод осуществляется в восходящей аорте при помощи высокоточных датчиков, измеряя давление строго на конце катетера. Этот метод достаточно точен, но также травматичен и не подходит для повседневного использования в рутинной работе клиники или среди обычного населения. По этой причине более предпочтительны неинвазивные методы [2]. Самыми популярными из этих методов являются фотоплетизмография и различные методы, основанные на регистрации пульсовой волны с помощью воздушной манжеты.

Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью фотоплетизмографического датчика сопровождается наличием помех

различной природы. Основные помехи, влияющие на точность измерения показателей сердечного ритма, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу возникновения. Это приводит к искажению полученной формы пульсовой волны и проблемам в ее использовании в диагностике сердечно-сосудистых состояний.

Воздушная манжета формирует небольшую амплитуду осцилляции (максимум 1,2 мм), вследствие чего существенное влияние имеют шумы и погрешности оценки амплитуды осцилляции. С целью повышения точности регистрации пульсовой волны предлагается методика, основанная на использовании в качестве рабочего тела гидроманжеты, которая имеет большую амплитуду осцилляций [4 - 9]. Данные, полученные с датчиков, расположенных на гидроманжете позволяют построить пульсовые волны для дальнейшего анализа. Построение происходит в программной среде LabVIEW. Сначала строится график амплитуд осцилляций при декомпрессии (рис.1), где по оси OX откладывается время, по OY — амплитуда. Далее происходит выделение одной амплитуды (рис. 2), а затем и отдельной пульсовой волны (рис.3), по форме которой можно произвести диагностику сердечно - сосудистой системы.

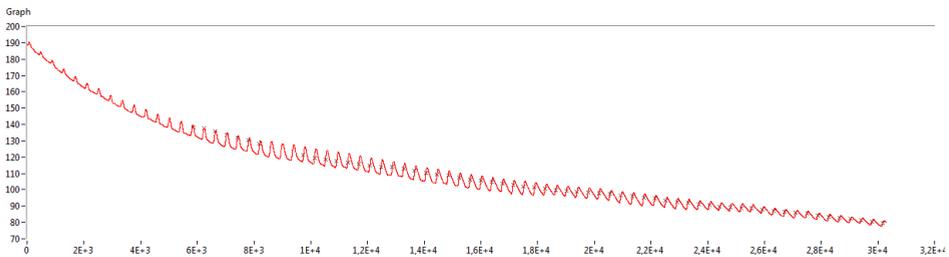


Рис. 1 — Амплитуды осцилляций

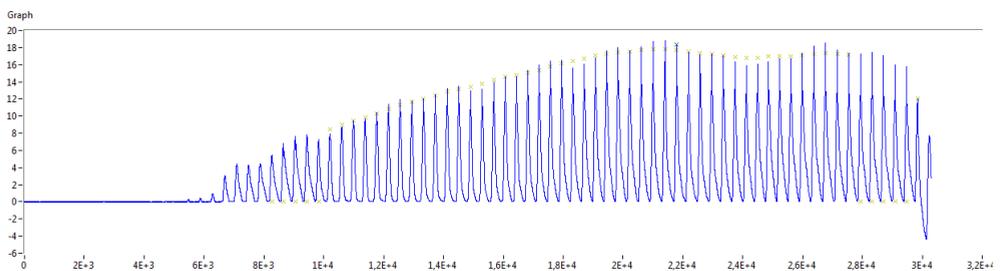


Рис. 2 — Выделенная амплитуда

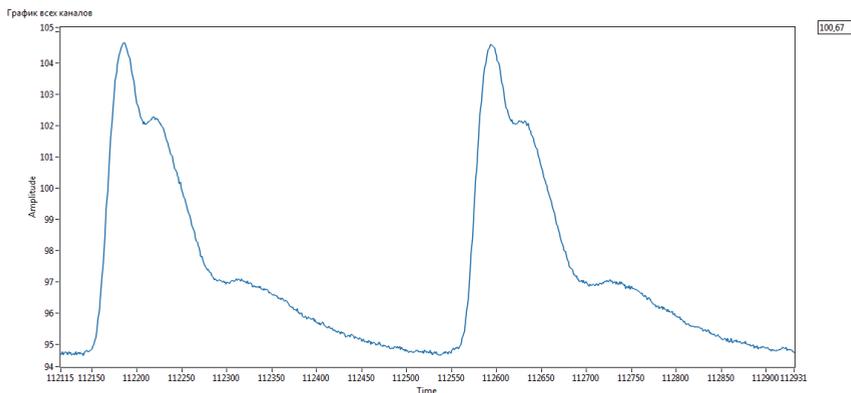


Рис. 3 — Пульсовые волн

Библиографический список

1. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечнососудистой системы по характеристикам пульсовой волны. // Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. – 96 с.
2. Методы анализа пульсовых волн [Электронный ресурс]. - https://terra-medica.ru/wiki/Методы_анализа_пульсовых_волн.
3. Фотоплетизмографические измерительные преобразователи артериальной пульсации крови [Электронный ресурс]. - <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/5801>
4. Геращенко М.С. Тонометр Геращенко. // Патент РФ № 104437. Заявл. 17.01.2017;опубл. 20.05.2011.
5. Геращенко М.С. Электронный тонометр. // Патент РФ № 2652070. Заявл. 16.05.2017 , опубл. 24.04.2018.
6. Геращенко С.М., Геращенко М.С., Волкова Н.А., Писарев М.А. Разработка запястной гидроманжетной системы прогнозирования инфаркта миокарда// Вестник Пензенского государственного университета.-2016. – №1 , С 47-50.
7. Геращенко С.М., Геращенко С.И., Данилина О.С., Мнацаканян А.А. Комплекс суточного мониторинга гемодинамических показателей сердечно-сосудистой системы человека // Вестник Пензенского государственного университета.-2015. – № 3 (11). С. 114-117.
8. Геращенко С.И., Мялкина К.Н., Овсянникова И.Ф. Разработка механического гидроманжетного тонометра // Сборник статей Международной научно-технической конференции, посвященной 70-летию Победы в Великой Отечественной войне «Проблемы автоматизации и управления в технических системах»: в 2 томах. под ред. М.А. Щербакова. – 2015. С. 277-279.
9. Геращенко М.С., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Оценка погрешности гидроманжетного тонометра//Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. Пензенский государственный университет - 2016. – № 4. С. 106-111.

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ УСРЕДНЕННЫХ КАРДИОЦИКЛОВ В ЗАДАЧАХ РАННЕГО ВЫЯВЛЕНИЯ ИБС

Е.М. Талеб, В.А. Аль-Хайдри

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых,
г. Владимир

В работе приводится результат возможности применения искусственных нейронных сетей для раннего выявления ишемической болезни сердца по УКЦ, записаны одноканальной ЭКГ. исследованы модели нейронных сетей, способные решать поставленную задачу с точностью 77%.

Ключевые слова: искусственные нейронные сети (ИНС), ишемическая болезнь сердца (ИБС), многослойный перцептрон (МП), усредненные кардиоциклы (УКЦ), одноканальная ЭКГ.

NEURAL NETWORK ANALYSIS OF AVERAGE CARDIOCYCLES IN THE TASK OF EARLY CORONARY ARTERY DISEASE DETECTION

E.M. Taleb, W.A. Al-Haidri

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir

The paper presents result of the possibility using artificial neural networks for the early detection of coronary heart disease by ACC, recorded single-channel ECG. Models of neural networks that can solve the problem with an accuracy of 77% are investigated.

Key words: artificial neural networks (ANNs), Coronary Heart Disease (CHD), multilayer perceptron (MLP), averaged cardiocycles (ACC), single-channel ECG.

Широкая распространенность и большая социальная значимость ишемической болезни сердца (ИБС) обуславливает необходимость своевременной и максимально достоверной диагностики данного заболевания. Несмотря на значительные успехи при решении вопросов прогноза, терапии и профилактики сердечно - сосудистых заболеваний смертность и инвалидизация лиц трудоспособного возраста от данной патологии растет [1]. Решение этой проблемы во многом зависит от эффективной и своевременной диагностики патологических изменений в сердечной мышце. Раннее выявление ИБС, а также обнаружение её у больных с бессимптомным течением имеет огромное клиническое значение, а разработка простых и доступных методов ранней диагностики ишемической болезни сердца на ранних этапах является **актуальной задачей**.

Материалы и методы

Для решения задачи анализа и классификации ЭКГ-сигнала на предмет наличия или отсутствия ИБС используются уникальные возможности искусственных нейронных сетей заключаются в параллельном характере

передачи информации и наличии процесса самообучения и саморегуляции для обеспечения заданной целевой функции. На сегодняшний день известно множество видов ИНС, каждый из которых имеет свои характерные особенности, и, соответственно, оптимален для решения тех или иных задач [2]. Для классификации электрокардиографических сигналов можно использовать следующие типы нейронных сетей: многослойный персептрон, слой Кохонена, сеть с радиальными базисными функциями [3]. В данной работе для решения задачи классификации патологии, а именно ИБС по электрокардиосигналу, наиболее подходящей считается нейронная сеть типа многослойный персептрон (МП), как наиболее часто используемый вариант архитектуры ИНС в задачах классификации медицинских сигналов.

Для обучения ИНС были использованы электрокардиографические сигналы из научной базы данных CardioQVARK, зарегистрированные с помощью мобильного кардиомонитора (CardioQVARK) [4]. Данные были аннотированы врачами-специалистами с подтверждением диагноза стандартными методами в клинических условиях.

Как известно, усредненный кардиоцикл (УКЦ) является образом ЭКГ, несущим в себе информацию обо всем регистрируемом сигнале и при этом не требует большого объема памяти. Поэтому в качестве входного сигнала был использован УКЦ первого отведения длительностью 0.71с с частотой дискретизации 1000 Гц

Результаты

В процессе обучения МП выбор его параметров, таких, как функции активации и количество скрытых слоев, основан на полученных ранее результатах исследований типовых функций активации (линейная функция, сигмоида и гиперболический тангенс) и влияния количества скрытых слоев на эффективность работы нейронной сети [5]. Исходя из этого, в данной работе использовался МП с двумя скрытыми слоями и сигмоидальной функцией активации, причем количество нейронов во втором скрытом слое было выбрано равным половине их количества в первом скрытом слое, что позволяет обеспечить важное свойство ИНС - возможность обобщения информации.

Для оценки результатов исследования использовалась, так называемая, ROC- кривая (Receiver Operator Characteristic – операционная характеристика приёмника) известная как кривая ошибок. Достоинством ROC-кривой является обеспечение наглядности способности классификатора (в данном случае ИНС) обнаруживать присутствие искомого класса УКЦ [6]. В качестве критериев оценки процедуры обнаружения использовались **чувствительность (Se), специфичность (Sp) и точность (Ac)**, позволяющие оценить достоверность определения отсутствия других классов УКЦ (рис-1).

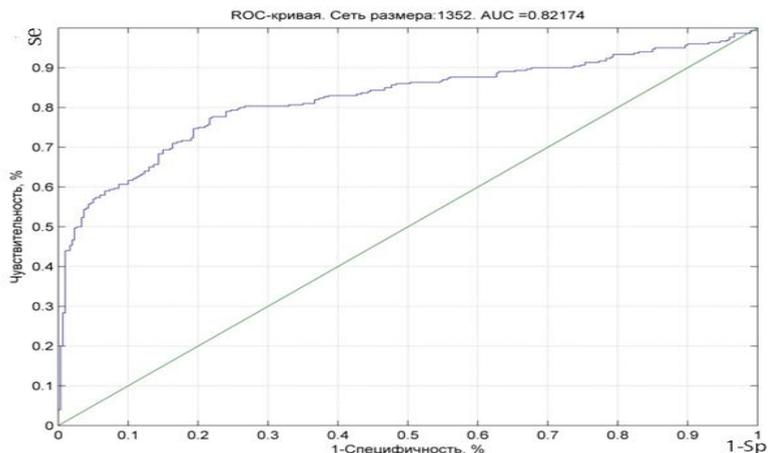


Рисунок 1 - ROC-кривая для МП с размером 1352 нейронов скрытого слоя

В таблице 1 приведены значения основных критериев эффективности разработанной ИНС на основе двухслойного персептрона размером 1352 нейронов в первом скрытом слое при пороге отсечения 0.56, а именно, чувствительность (Se), специфичность (Sp) и точность (Ac), которая вычисляется как сумма истинно положительных (Se) и истинно отрицательных (Sp) результатов среди всех обследованных.

Таблица 1 – Значения критериев оценки эффективности МП классификатора

Чувствительность:	77.33%
Специфичность:	78%
Точность:	77.66%

Таким образом, искусственные нейронные сети могут использоваться для выделения существенных признаков и последующей диагностической классификации одноканальных сигналов электрического поля сердца на предмет наличия или отсутствия ИБС.

Библиографический список

1. Тихоненко, В. М. Диагностика ишемической болезни сердца: что ждут и что получают от функциональной диагностики/ Институт кардиологической техники «ИНКАРТ». URL: <https://www.incart.ru/publish/learning-aids/diagnostika-ishemicheskoybolezni-serdca/>
2. Воронов И. В., Политов Е. А., Ефременко В. М. Обзор типов искусственных нейронных сетей и методов их обучения // Вестник КузГТУ. 2007. №3., С.38-42.
3. Иванушкина Н. Г, Иванько Е. О., Матвеева Н. А. Нейронные сети для распознавания образов поздних потенциалов предсердий // Electronics and communications. - 2013. - № 5. - С. 72-80.

4. Кардиомонитор CardioQVARK кардиограмма с помощью телефона.
URL:<http://www.cardioqvark.ru/>
5. Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Исследование влияния выбора функций активации на эффективность работы многослойного персептрона. Ж. «Нейрокомпьютеры: разработка и применение». № 7 2015, с.60-66.
6. Талев Е.М., Сушкова Л.Т., Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В. Применение искусственных нейронных сетей для выявления ишемической болезни сердца по одноканальной ЭКГ // Ж. «Биомедицинская радиоэлектроника» № 9 2018, с.3-9.

УДК 616-71

РАСЧЕТ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ СИСТЕМЫ ЭКСПРЕСС ДИАГНОСТИКИ HELICOBACTER PYLORI

Р.М. Нафикова, В.М. Денисенко, А.Ф. Латыпов

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Описывается принцип работы полупроводникового датчика газа TGS 2444, приведена схема включения датчика и расчёт выходного напряжения.

Ключевые слова: датчик, сенсор, нагреватель, чувствительный элемент, источник питания, источник опорного напряжения

CALCULATION OF SEMICONDUCTOR SENSORS OF THE SYSTEM OF EXPRESS-DIAGNOSTICS OF HELICOBACTER PYLORI

R.M. Nafikova, V.M. Denisenko, A.F. Latypov

Scientific adviser – U.O. Urazbakhтина candidate of technical sciences, associate professor

Ufa State Aviation Technical University

The described is principle of operation of the semiconductor gas sensor TGS 244, the scheme of sensor switching and is given calculation of the output voltage.

Key words: sensor, heater, sensor, power supply, reference voltage source

Полупроводниковые датчики газа дешёвы, обладают высокой чувствительностью (до 50 объёмных миллионных долей (м.д.; ppm) в объёмном соотношении), что делает их достаточно перспективными для применения в системах неинвазивной дыхательной диагностики [1]. Однако такие датчики имеют также и недостатки, главным из которых является наличие перекрёстной чувствительности. Это означает, что датчик чувствителен не только к газу, на который рассчитан, но также и на другие, хоть и обладает меньшей чувствительностью к ним. Явление перекрёстной чувствительности на примере датчика TGS826 (Рис.1). Здесь R_S –

сопротивление датчика при воздействии газа; R_0 – сопротивление датчика в чистом воздухе. Концентрация газа выражена в м.д.

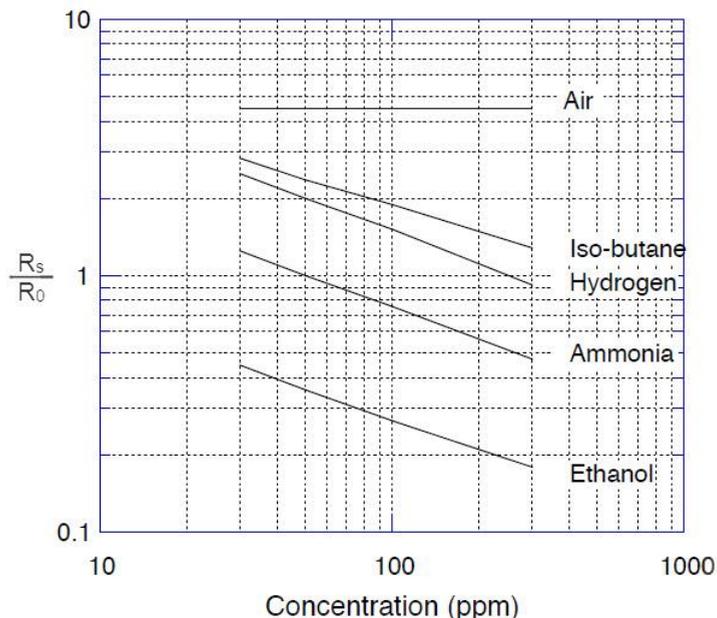


Рисунок 1 – Перекрёстная чувствительность датчика TGS826

Как видно из рисунка, датчик чувствителен в том числе к этанолу. Это означает, что в условиях поликлиники или больницы, где в составе дезинфицирующих веществ зачастую используются спирты, возможно искажение показаний датчика, и, как следствие, постановка ошибочного диагноза.

Одним из возможных решений проблемы перекрёстной чувствительности является создание многосенсорной системы. В измерительный канал помимо датчика, чувствительного к аммиаку, устанавливаются датчики, чувствительные к газам, которые также влияют на показания основного датчика. Однако эти вспомогательные датчики обладают большей чувствительностью к примесным газам. При измерении оцениваются показания всех датчиков, и показания основного корректируются с учётом показаний вспомогательных.

Подробное описание основного датчика измерительной камеры устройства. TGS 2444 предназначен для измерения концентрации аммиака в пределах от 10 до 100 м. д. (миллионных долей) (Рис.2).

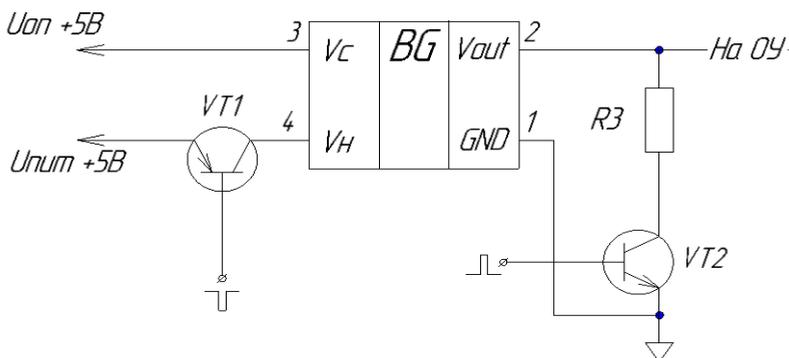


Рисунок 2 – Схема включения датчика TGS2444

Подача напряжения на нагреватель и чувствительный элемент осуществляется транзисторами VT1 и VT2 в импульсном режиме (рис. 3). Этот режим работы необходим для предотвращения миграции материалов нагревателя в материал чувствительного элемента, которая ухудшает характеристики датчика.

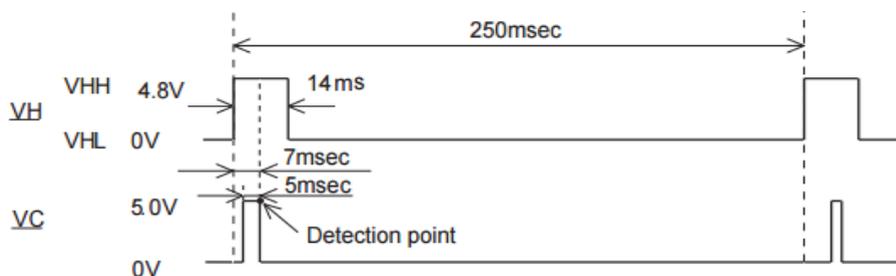


Рисунок 3 – Временная диаграмма подачи напряжений на элементы датчика

Импульсный режим работы обеспечивает экономию энергии. Потребление датчика составляет всего 56 мВт. Управление транзисторными ключами осуществляет микроконтроллер [2].

Согласно документации [3] выходной величиной датчика является сопротивление изменяющееся в зависимости от концентрации газа поступающего на сенсор во время измерения $R_{\text{вых}} = 2,2...44,6$ кОм.

Измерительная схема представляет собой резистивный делитель.

Напряжение снимается с сопротивления нагрузки, его величина V_{out} равна:

$$V_{\text{out}} = \frac{V_C \cdot R_3}{R_{\text{вых}} + R_3}, \quad (1)$$

где $V_c = +5$ В источник питания (номинальное напряжение, подаваемое на измерительную цепь согласно документации); $R_{\text{вых}} = 2,2$ кОм – минимальное выходное сопротивление;

Рассчитав резистор нагрузки получим $R_3 = 5,42$ кОм выбран из ряда номиналов резисторов E192.

Выходное напряжение датчика $V_{\text{out}} = 0,6 \dots 3,65$ В.

Диапазон изменения напряжения составляет:

$$\Delta V_{\text{out}} = 3,65 - 0,6 = 3,05 \text{ В.}$$

Библиографический список

1. Патент RU 2593008, МПК G01N 33/497, 27.07.2016 [Электронный ресурс].– Режим доступа: <http://www.freepatent.ru/patents/2593008>
2. Матанцев А. Б., Уразбахтина Ю. О., Ясовеев В. Х. Система диагностики хеликобактерной инфекции // Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования в физиологии и медицине: 5-я Междунар. науч.-практ. конф. (Санкт-Петербург, 14–15 нояб. 2013). СПб.: СПбГПУ, 2013. С. 142–143
3. Техническая документация на датчик TGS2444 [Электронный ресурс].– Режим доступа: <https://cdn.sos.sk/productdata/ab/f4/d1d4408f/tgs-2444.pdf>

УДК 621.372.542

СИНХРОНИЗАЦИЯ СИГНАЛОВ ДЫХАНИЯ И СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Т.А. Витязева, А.А. Михеев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе рассматривается проблема синхронизации сигналов ЭКГ и дыхания при их совместной обработке в процессе анализа вариабельности сердечного ритма. Показано, что учет необходимости синхронизации анализируемых процессов ощутимо повышает достоверность принимаемого решения.

Ключевые слова: ВСП, синхронизация, ЭКГ, многоскоростная обработка.

SYNCHRONIZATION OF HEART RATE AND RESPIRATORY SIGNALS

T.A. Vityazeva, A.A. Mikheev

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The problem of heart rate and respiratory signal synchronization for heart rate variability analysis is considered in this paper. It is shown that synchronization allows getting significantly more reliable solution.

Key words: HRV, synchronization, ECG, multirate processing.

Известно, что частота сердечных сокращений взрослого здорового человека в состоянии покоя лежит в диапазоне 65-80 раз в минуту. При этом частота сердцебиений не остается постоянной даже при внешне неизменных условиях. Промежутки времени между соседними моментами сердечных сокращений плавно изменяются по некоторому закону. Данный феномен называется вариабельностью сердечного ритма (ВСР). ВСР протекает под влиянием большого числа процессов, происходящих внутри организма человека и позволяет оценить адаптационные резервы сердечно-сосудистой системы [1]. Анализ ВСР в связи с этим является важной научной и прикладной задачей.

На практике выделение ВСР из сигнала ЭКГ и ее анализ производятся цифровыми методами [2]. Сигнал ЭКГ оцифровывается на частоте дискретизации, как правило, 200-1000 отс/с. Затем выполняется процедура детектирования характерных моментов в последовательности так называемых PQRST-комплексов. Промежутки времени между соседними такими моментами формируют ритмограмму – последовательность оценок периодов сердцебиений.

Основным фактором, обуславливающим, ВСР является процесс дыхания. Во время вдоха частота сердцебиений увеличивается. Во время выдоха – уменьшается. Частота дыхания взрослого человека лежит в диапазоне 0.3-0.5 Гц. Поэтому в нормальном состоянии мощность частотных компонент ВСР в этом диапазоне должна существенно превалировать над более низкими частотами. Если же данный баланс нарушается, то можно говорить о неудовлетворительной работе организма. Таким образом, в типовом случае анализ ВСР сводится к частотному анализу с выделением набора низкочастотных полос и оценке их соотношений [1].

В то же время, у ряда людей в силу их специфической профессиональной деятельности или из-за индивидуальных особенностей организма наблюдается дыхание реже обычного: с частотой в диапазоне 0.1-0.2 Гц. Типовой частотный анализ даст в такой ситуации ошибочное заключение [3]. Можно заметить, что не само по себе положение частотных компонент ВСР на частотной оси, а их связь с процессом дыхания должна играть определяющую роль при анализе состояния человека.

В связи с этим целесообразно проводить совместную обработку сигналов ВСР и дыхания. Спектральный анализ ВСР при этом может быть заменен корреляционной обработкой, выполняемой во временной области. При этом необходимо обеспечить синхронизацию сигналов дыхания и сердечного ритма. Проблема синхронизации может решаться различными методами. Наиболее эффективный способ синхронизации двух сигналов основан на поиске максимума коэффициента корреляции при различных относительных смещениях сигналов дыхания и сердечного ритма. Данный подход требует больших вычислительных затрат.

Значительного снижения вычислительных затрат при приемлемых результатах синхронизации можно достичь с помощью способа, основанного на получении отсчетов сигнала дыхания в определенные моменты времени, привязанные к электрокардиосигналу (например, в момент появления R-зубца). Структура системы совместной обработки сигнала дыхания и электрокардиосигнала показана на рис. 1 [4].

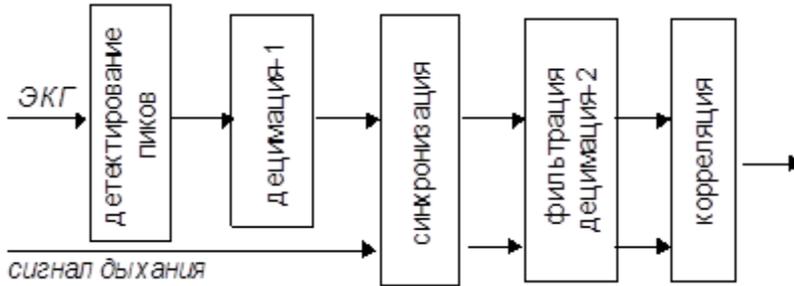


Рисунок 1 - Структура алгоритма совместной обработки сигналов дыхания и сердечного ритма

При этом обработка может выполняться на частоте дискретизации, отличной от частоты, на которой производилась первоначальная дискретизация сигналов. В связи с этим в процессе обработки децимация выполняется в два этапа: децимация-1 и децимация-2. На первом этапе снижаются вычислительные затраты при обработке электрокардиосигнала. На втором этапе децимация сопровождается фильтрацией, позволяющей сгладить импульсную форму сигналов и предотвратить наложение спектра.

Таблица 1 – Зависимость коэффициента корреляции от синхронности сигналов

Разность частот, Гц	-0.1	-0.08	-0.06	-0.04	-0.02	0	0.02	0.04	0.06	0.08	0.1
Коэффициент корреляции, сигналы не синфазны	0	0.02	0.09	0.05	0.54	0.81	0.25	0.27	0.06	0.20	0
Коэффициент корреляции, сигналы синфазны	0	0.02	0.07	0.14	0.21	1.0	0.26	0.22	0.15	0.07	0

Результаты моделирования алгоритма сведены в табл. 1. Реализуется алгоритм совместной обработки сигналов дыхания и сердечного ритма при отсутствии этапа их синхронизации и когда процессы синхронизируются. Анализируется зависимость коэффициента корреляции от разности частот

сигналов дыхания и сердечного ритма для этих двух случаев. Оба сигнала представлены синусоидальными моделями. Первоначально частота сигналов принята 0,1 Гц. В ходе эксперимента частота одного из сигналов варьируется с шагом в 0,02 Гц.

Анализ показывает, что несинхронность анализируемых сигналов приводит к снижению коэффициента корреляции и уменьшению достоверности принимаемого решения. Дополнительная обработка с целью обеспечения синфазности процессов увеличивает коэффициент корреляции. Для рассматриваемых сигналов получено увеличение коэффициента корреляции на 19 процентов.

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.V.93(5).P.1043-1065.
2. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ. 2007. – 440 с.
3. Лапкин М. М. (RU), Карасев Р. П. Способ диагностики стресса у человека. Патент РФ №2392848.Опубл. 27.06.2010. Бюл. №18. 2010.
4. Tatyana Vityazeva; Sergey Vityazev; Anatoly Mikheev, Synchronization of Heart Rate and Respiratory Signals for HRV Analysis, 2018 7th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO), Year: 2018, Pages: 549 – 552.

УДК 165.47

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ С ПОМОЩЬЮ АДАПТИВНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ

А.С. Трифан, А. Л. Виноградов

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассматриваются методы адаптивного подавления помех при проведении электрокардиографии плода.

***Ключевые слова:** адаптивная фильтрация, помеха, сердцебиение, эталонный сигнал, смешанный сигнал.*

IMPROVING THE EFFICIENCY OF ADDITION OF HINDRANCES BY MEANS OF ADAPTIVE FILTRATION

A. S. Trifan, A. L. Vinogradov

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

The article discusses the methods of adaptive noise suppression during fetal electrocardiography.

Keywords: *adaptive filtering, electric pulse, the reflection, refraction.*

Процедуру ЭКГ брюшной полости применяют при беременности и родах. С помощью электрокардиографии происходит определение таких факторов как количество плодов, сокращения сердца у плода, характер данных сокращений, частота и ритм сердцебиения, присутствие каких-либо патологий. Однако есть ряд затруднений, которые значительно усложняют данную процедуру и снижают точность результата. Речь идет об активности и шевелении плода. Данные явления создают фоновый шум, амплитуда которого в 2-3 раза больше, чем амплитуда сокращения сердца плода. Но еще большей помехой, является сердце самой матери, амплитуда сокращений которого в целых 10 раз больше, чем амплитуда сокращения сердца плода.

Для подавления всех вышеперечисленных факторов используется метод адаптивного подавления помех. Эффективность данного метода может быть подтверждено компьютерным моделированием. Алгоритмы направлены на увеличение точности электрокардиографии плода.

В моделях используются 5 датчиков, один из которых направлен на получение входного сигнала, а оставшиеся 4 – эталонного.

Во входной сигнал, моделирующий информацию от датчиков брюшной полости, вводится дрейф среднего значения и помеха с частотой 50 Гц. Интенсивность помехи такова, что почти невозможно выделить сигнал сокращения сердца плода. Входные сигналы, моделирующие датчики на груди, содержат сигнал сокращения сердца матери и составляющую помехи с частотой 50 Гц достаточной интенсивности для формирования эталонного сигнала обеих этих помех. На выходе устройства подавления обе помехи значительно ослаблены, что позволяет надежно выделять сигнал сокращения сердца плода.

Библиографический список

1. Уидроу Б., Стирнз С. Адаптивная обработка сигналов: Пер. с англ. - М.: Радио и связь, 1989. - 440 с

УДК 616-71

ДИСТАНЦИОННОЕ ИЗМЕРЕНИЕ ГИПОКСИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ПЛОДА

Э.У. Гарифуллина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Большой интерес в акушерской анестезиологии вызывает использование метода пульсоксиметрии для диагностики состояния внутриутробного плода во время родов. Фетальная пульсоксиметрия улучшает диагностику внутриутробной гипоксии плода и уменьшает число кесаревых сечений,

выполненных ради благополучия ребенка.

Ключевые слова: *фетальный пульсоксиметр, принцип методики, недостатки фетальной пульсоксиметрии, исследование плода.*

REMOTE MEASUREMENT OF THE HYPOXIC CONDITION OF THE FRUIT

E.U. Garifullina

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Of great interest in obstetric anesthesiology is the use of the method of pulse oximetry to diagnose the condition of the fetus during childbirth. Fetal pulse oximetry improves the diagnosis of fetal intrauterine hypoxia and reduces the number of cesarean sections performed for the child's well-being.

Key words: *fetal pulse oximeter, principle of the method, disadvantages of fetal pulse oximetry, fetal research.*

В настоящее время измерения степени насыщения гемоглобина крови кислородом и частоты сердечных сокращений являются необходимыми критериями для оценки состояния плода. Для определения данных показателей используют методику «отражательной» пульсоксиметрии.

Для пульсоксиметрии плода (фетальной пульсоксиметрии) используется датчик, который располагается на голове ребенка, пока он находится в матке и во влагалище во время родов. Пульсоксиметрический датчик, выполненный в виде зонда, вводится через родовые пути и приводится в соприкосновении с подлежащей частью плода.

На кончике зонда располагаются разнесенные относительно друг друга фотоприемник и излучатели красного и инфракрасного диапазона. При правильном введении зонда на фотоприемник поступает излучение, отраженное от участка тканей, содержащего артериальные сосуды [2, 3].

Метод базируется на том, что датчик, контактирующий с головкой плода, состоит из излучателя инфракрасных волн и датчика, воспринимающего отражённую часть этих волн. Чем более сатураирована ткань, тем большая часть излучённых волн поглощается тканью и тем меньше возвращается на детектор, который позже инвертирует показатель сатурации (рис. 1), то есть степень сатурации пропорциональна доле поглощённых тканью волн. Норма сатурации равна 45-65% и колеблется в зависимости от сердечной деятельности плода и сокращения матки [5, 6].



Рисунок 1 – Показатель сатурации

На рисунке изображены три кривые: первая - синусоида сердцебиений плода, изменяющаяся в зависимости от систолы или диастолы; вторая кривая соответствует маточной активности; третья - колебания сатурации крови в зависимости от маточной активности в норме.

Однако использование методики фетальной пульсоксиметрии требует большого внимания при проведении измерений. Это связано с причинением вреда плоду жестким датчиком-зондом, а также высокой стоимостью одноразовых датчиков.

Для преодоления этих недостатков предлагается новая технология фетальной пульсоксиметрии, использующая атравматичный многоразовый датчик. Фетальный пульсоксиметрический датчик, отражательного типа, содержащий светодиодные излучатели и фотоприемник, выполнен в плоском овальном корпусе, уменьшающемся на подушечке указательного пальца руки (рис. 2) [1, 4].

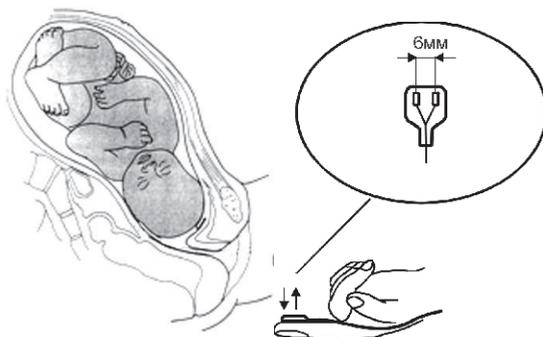


Рисунок 2 – Изображение фетального пульсоксиметрического датчика

При проведении измерений датчик помещается на пальце врача под перчаткой. Во время исследования датчик фиксируется пальцем к прилежащей части плода, выбирается оптимальное положение датчика по обнаружению артериальных пульсаций плода, наблюдаемых на дисплее пульсоксиметра, после чего на экране отображаются частота пульса и сатурация крови плода.

Время процедуры занимает 2-4 мин. Измерения удается выполнить как

при вскрытом, так и целом плодном пузыре при раскрытии шейки матки более 3-4 см.

Для работы с фетальным датчиком необходим прибор, обладающий расширенным динамическим диапазоном входных сигналов, учитывающим особенности обработки сигналов датчиков отражательного типа. Данным требованиям удовлетворяет пульсоксиметр “ЭЛОКС-01”. Авторами предлагается беспроводная технология передачи данных от фетального пульсоксиметрического датчика реализуемая посредством использования модуля Bluetooth.

Для обеспечения функционирования устройства для дистанционного биомониторинга гипоксических состояний плода, способного передавать информацию о частоте сердечных сокращений плода и степени насыщения гемоглобина крови кислородом в реальном масштабе времени по технологии Bluetooth возникает необходимость создания многоагентной информационной системы, и обеспечения обмена данными с мобильным устройством, для последующей записи и обработки сигналов. Для связи системы по Bluetooth с мобильным устройством необходима разработка специализированного программного обеспечения для микропроцессора (МП), при использовании которого взаимодействие МП и мобильного устройства происходит на базе кодового уровня.

Таким образом, применение устройства для дистанционного биомониторинга гипоксических состояний плода позволит улучшить диагностику внутриутробной гипоксии плода и уменьшит число кесаревых сечений, выполненных ради благополучия ребенка.

Библиографический список

1. Калакутский, Л.И. Пульсоксиметрический датчик для диагностики состояния внутриутробного плода в родах. Калакутский Л. И., Манелис Э.С., Родкина Ю.М. - М: Медицина. – 2005. – № 4. – С.50–51.
2. Каков С.В., Мулер В.П. Пульсоксиметрия. Вестник новых медицинских технологий – 2006 – Т.ХIII. - №1. – С.171-173.
3. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013 – 248 с.
4. Малиновский Е.Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm> (Дата обращения 25.04.2017)
5. Калакутский Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – М., 2004.
6. East С.Е. Intrapartum fetal scalp lactate sampling for fetal assessment in the presence of a non-reassuring fetal heart rate trace / С.Е. East [et al.] // Cochrane Database of Systematic Reviews. - 2010, Issue 3.Art. №: CD006169.

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ВНУТРИУТРОБНОГО СОСТОЯНИЯ ПЛОДА

Э.У. Гарифуллина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Современные методы диагностики внутриутробного состояния плода представляют собой комплекс исследований, позволяющих проводить динамическое наблюдение за состоянием плода с самых ранних этапов его развития. Периодические обследования являются гарантом успешного протекания беременности.

Ключевые слова: аускультация, ультразвуковое исследование плода, кардиотокография.

METHODS OF DIAGNOSTICS OF THE FETAL DIAGNOSTIC STATE

E.U. Garifullina

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Modern methods of fetal intrauterine diagnosis are a set of studies that allow for dynamic monitoring of the fetus from the earliest stages of its development. Periodic examinations are a guarantee of a successful pregnancy.

Key words: auscultation, fetal ultrasound, cardiotocography.

Методы диагностики состояния плода обладают различными степенями надежности, что ограничивает возможность их изолированного использования. Однако комплексный и рациональный подход в оценке состояния плода позволяет определить и предупредить развитие критических ситуаций, требующих немедленного медицинского вмешательства.

Самым простым методом выслушивания сердечных сокращений плода является метод аускультации. Для проведения аускультации применяется стетоскоп (специальная трубка с широкой воронкой на одном конце).

Прослушивание сердцебиения плода стетоскопом во время беременности возможно не ранее 18-20 недель. По мере роста плода сердечные ритмы прослушиваются четче.

Во время родов выслушивание сердечных тонов стетоскопом проводят через каждые 15-20 минут (в первом периоде родов) и после каждой потуги во втором периоде.

Аускультация – простой и доступный метод. Преимущество в том, что благодаря этому методу способ выслушивания сердцебиения плода используется до наших дней. Однако этот метод имеет недостаток: точность получаемых результатов не соответствует современным требованиям (ошибка в подсчете частоты сокращений может составить 10-15 ударов в минуту; кроме

того, невозможен подсчет сердечных сокращений во время схваток).

Ультразвуковое исследование является стандартным методом наблюдения за женщиной во время беременности. УЗИ плода применяется для исследования и своевременного выявления разных отклонений в развитии плода. Этот метод считается безопасным и менее затратным, а также наиболее информативным исследованием.

Также с помощью УЗИ можно следить за внутриутробным развитием плода, изменением его размеров, в том числе диагностировать задержку внутриутробного развития и возможную внутриутробную гибель плода.

На ранних сроках беременности при помощи ультразвукового исследования можно обнаружить различные аномалии в структуре развития плода, которые могут повлиять на решение вопроса о сохранении беременности, либо проведение каких-либо действий по устранению этих недостатков еще до рождения ребенка. Среди таких заболеваний могут быть пороки сердца, атрезия двенадцатиперстной кишки, анэнцефалия (отсутствие полушарий мозга), гидроцефалия (скопление спинномозговой жидкости в полости черепа), а также другие серьезные заболевания.

В ходе некоторых исследований отметили зависимость между сроком беременности и объемом сердца плода. Учитывая, что сердце плода имеет шаровидную форму и его параметры (ширина, длина и переднезадний размер) примерно одинаковы, стоит пользоваться средним диаметром сердца плода, который при УЗИ составляет:

- 17-20 недель – 20 мм,
- 21-24 недели – 25 мм,
- 25-28 недель – 30 мм,
- 29-30 недель – 35 мм,
- 33-36 недель – 40 мм,
- более 37 недель – 45 мм.

При помощи ультразвука можно измерить толщину желудочков и межжелудочковой перегородки, систолу и диастолу, амплитуду движения клапанов и ряд других показателей гемодинамики сердца плода [1].

Преимуществами этого метода являются информативность, высокий уровень безопасности, определение течения беременности и темпа развития плода. Эти критерии в свою очередь обеспечивают здоровье матери и ребенка.

С целью определения реактивности сердечной деятельности плода широко используется кардиотокография (КТГ), основанная на принципе Доплера. Кардиотокография – непрерывная синхронная регистрация частоты сердечных сокращений (ЧСС) плода и тонуса матки с графическим изображением сигналов на калибровочной ленте. Регистрация ЧСС производится ультразвуковым датчиком на основе эффекта Доплера (доплерография). Регистрация тонуса матки осуществляется тензометрическими датчиками. Таким образом, кардиотокограф позволяет получить два вида графических изображений (рис. 1). Первый график –

тахограмма, которая отражает изменения ЧСС плода во времени по оси абсцисс – время в секундах (минутах), а по оси ординат – ЧСС/мин. Следовательно, при повышении частоты сердечных сокращений кривая отклоняется вверх, а при замедлении – вниз. На втором графике (гистерограмме) регистрируются изменения силы сокращения миометрии. Кроме того, многие приборы КТГ позволяют фиксировать шевеление плода. В настоящее время КТГ является одним из ведущих методов пренатальной диагностики, который благодаря своей простоте и информативности вытеснил электро- и фотокардиографию [2].

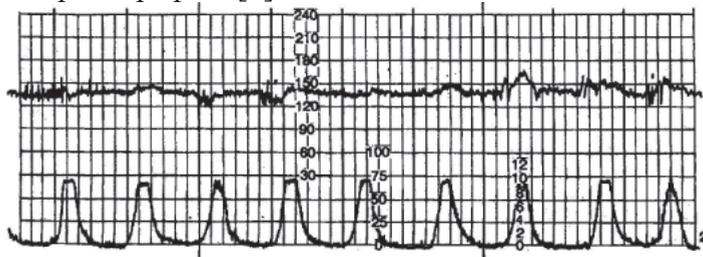


Рисунок 1 – Графические изображения кардиотокографа

При выполнении КТГ одновременно с записью сердечной деятельности плода регистрируют сократительную активность матки специальным датчиком, который фиксируют на передней брюшной стенке беременной женщины в области дна матки [3].

До оптимизации КТГ расшифровывалась человеком, поэтому метод считался не очень достоверным. Благодаря введению компьютерной техники правильные расшифровки стали составлять 65-90%.

Преимущества компьютерной оценки данных КТГ:

- объективность метода;
- большая скорость расшифровки;
- сохранение полученных результатов и их воспроизведение;
- на конечный результат не влияют фазы сна плода.

Недостатки компьютерной расшифровки КТГ:

- дороговизна аппаратуры;
- возможные платные исследования;
- необходимость наличия специальных компьютерных программ.

Таким образом, в настоящее время не существует ни одного абсолютно достоверного метода диагностики внутриутробного состояния плода во время беременности и в родах. Поэтому оценка состояния плода должна быть многофакторной и включать в себя рассмотрение всех параметров деятельности плода.

Библиографический список

1. Миллер Э., Хилл К., Бэмбер Дж., Дикинсон Р. Применение Ультразвука в медицине: Физические основы. - Мир, 1989-568с.

2. Воскресенский С.Л. Оценка состояния плода. Кардиотокография. Доплерометрия. Биофизический профиль: учебное пособие. – М.: Книжный Дом, 2004-155с.
3. Макаров И., Юдина Е. Кардиотокография при беременности и в родах. – МЕД-пресс-информ, 2012.

УДК 612.14

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

С.О. Иванова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

Объектом разработки является прибор для измерения артериального давления. Цель работы – разработка тонометра, автоматически измеряющего артериальное давление. Данная работа посвящена разработке тонометра, измеряющего артериальное давление на фазе компрессии с помощью осциллометрического метода. Разработанное устройство обеспечивает двухканальную регистрацию сигнала (постоянной и переменной составляющих).

Ключевые слова: артериальное давление, тонометр, осциллометрический метод.

AUTOMATED ARTERIAL PRESSURE METER

S.O.Ivanova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The object of development is a device for measuring blood pressure. The purpose of the work is the development of a tonometer that automatically measures blood pressure. This paper is devoted to the development of a tonometer that measures blood pressure during the compression phase using the oscillometric method. The developed device provides two-channel registration of a signal (constant and variable components).

Keywords: blood pressure, tonometer, oscillometric method.

Артериальное давление (АД) – важный физиологический параметр, характеризующий работу и состояние сердечно-сосудистой системы (ССС). Состояние здоровья человека во многом зависит от изменений значений данного показателя, так при существенном отклонении АД от нормы увеличивается риск возникновения тяжелых заболеваний сердца, инсульта, а также потери зрения [1–3]. Артериальное давление (АД) – важный физиологический параметр, характеризующий работу и состояние сердечно-сосудистой системы (ССС). Состояние здоровья человека во многом зависит от

изменений значений данного показателя, так при существенном отклонении АД от нормы увеличивается риск возникновения тяжелых заболеваний сердца, инсульта, а также потери зрения [1–3]. В современной медицине используется несколько методов измерения АД, наиболее распространенным автоматическим методом измерения АД является осциллометрический метод. При использовании этого метода проводится регистрация и последующий анализ пульсаций давления воздуха в манжете при накачке (компрессии) и сдувании (декомпрессии).

Структурная схема устройства представлена на (рис.1).

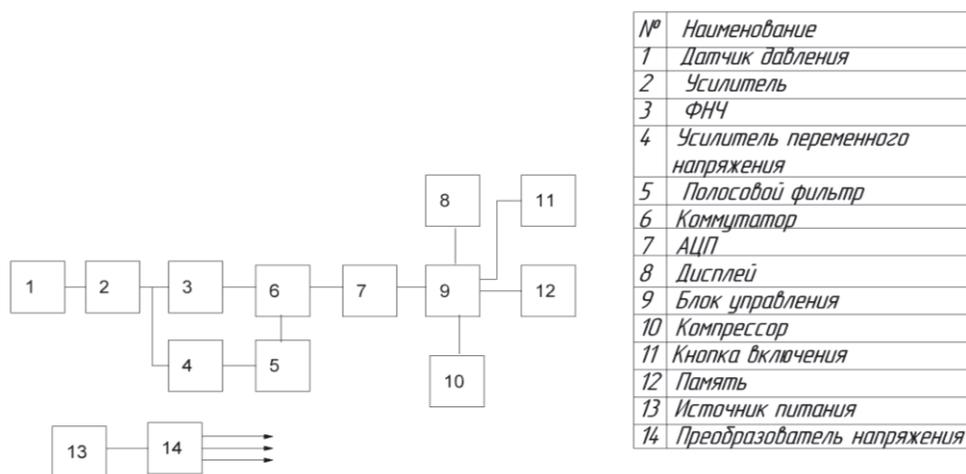


Рисунок 1 – Структурная схема регистратора АД

Работу прибора можно кратко описать следующим образом: на руку пациента накладывается манжета, после чего при помощи кнопки 11 происходит включение прибора. При запуске устройства, блок управления 9 подает управляющий сигнал на включение компрессора 10, который накачивает воздух в манжету, увеличивая в ней давление. Сигнал снимается с датчика давления 1 усиливается усилителем 2 и поступает на Блок управления через АЦП 7. Через первый фильтр 3 проходит только медленно изменяющаяся составляющая сигнала, несущая информацию о медленно изменяющемся давлении в манжете. Блок управления проводит анализ тахоосцилограммы, усиленной усилителем переменного напряжения 4 и отфильтрованного с помощью полосового фильтра 5. Давление в манжете при минимуме огибающей соответствует систолическому давлению. Значение диастолического АД равно давлению в манжетке, соответствующему максимальной скорости убывания «положительного» участка. После окончания измерения, компрессор выключается, и результаты выводятся на дисплей 8. Питается устройство от источника питания 13, после которого идет преобразователь напряжения 14.

Библиографический список

1. Puska P. et al. Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. Geneva: World Health Organization, 2011.
2. Lackland D. T., Weber M. A. Global burden of cardiovascular disease and stroke: hypertension at the core // Canadian Journal of Cardiology. 2015, Т. 31.№. 5. С. 569–571.
3. Гринштейн Ю.И., Шабалин В.В. Определение и диагностика резистентной гипертонии: в поисках согласованных решений // Артериальная гипертензия. 2014, 20(6). С. 546–552.
4. Всемирная организаци здравоохранения. Глобальное резюме по гипертонии // Отдел прессы ВОЗ. 2013.

УДК 615.47; 519.722

ОЦЕНКА ПОТЕРЬ ИНФОРМАЦИИ ПРИ ФИЛЬТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

И.А. Маркин, А.А. Михеев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Проведено исследование потерь информации, возникающих при фильтрации электрокардиосигнала вследствие того, что полоса пропускания фильтра меньше ширины спектра фильтруемого сигнала.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, фильтрация, количество информации, потери информации, спектральные составляющие сигнала.

EVALUATION OF INFORMATION LOSS DURING THE FILTRATION OF ELECTROCARDIOSIGNAL

I.A. Markin, A.A. Mikheev

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The study of information losses arising from the filtration of electrocardiosignal due to the fact that the filter bandwidth is less than the width of the spectrum of the filtered signal.

Keywords: electrocardiosignal, filtration, number of information, information loss, spectral components of the signal.

Типовой операцией обработки электрокардиосигнала (ЭКС), снимаемого непосредственно с пациента, является фильтрация. Фильтрация предназначена для ослабления влияния на ЭКС различного рода помех. Одной из наиболее существенно влияющих на электрокардиосигнал помех является наводка от промышленной сети 50 Гц.

На рис.1 приведены спектры амплитуд электрокардиосигнала, заимствованный из [1] (линия 1 на рис. 1,а) и полученный при проведении

экспериментальных исследований авторами данной работы (рис. 1,б). На рис. 1 показан также спектр помехи, имеющий одну составляющую на частоте 50 Гц.

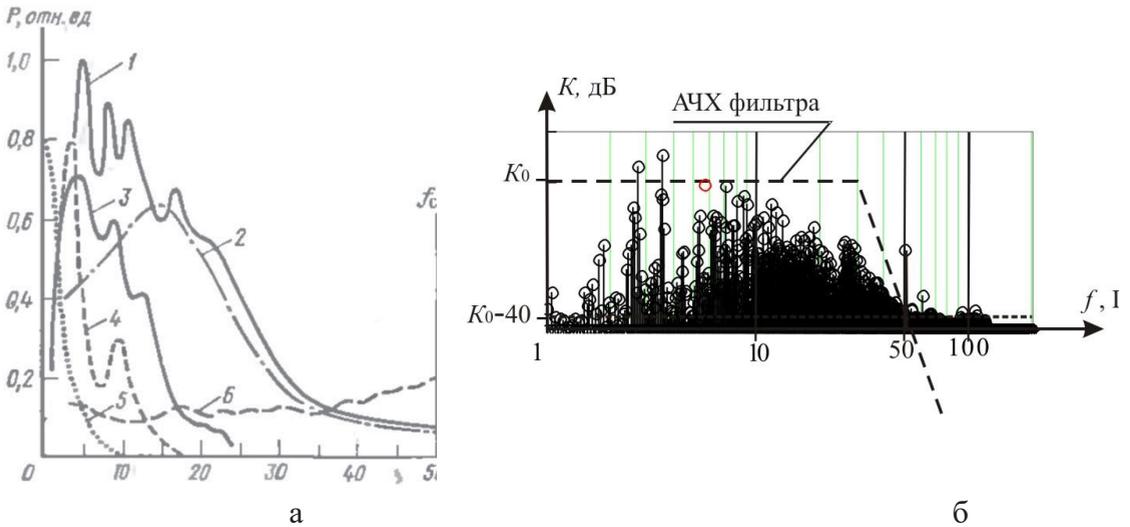


Рисунок 1 – Спектры амплитуд электрокардиосигнала

Амплитуда этой помехи может быть сравнима с амплитудой полезного сигнала. В стандартных электрокардиографах для ослабления влияния помехи от промышленной сети используют фильтры нижних частот (ФНЧ) с частотами среза 30-35 Гц и затуханием амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) на частоте помехи (50 Гц) порядка 40-80 дБ. Пример подобной АЧХ приведен на рис. 1,б (пунктирная линия).

Из рис. 1 видно, что вместе с помехой с частотой 50 Гц из полезного сигнала исключаются информативные составляющие, находящиеся за пределами полосы пропускания ФНЧ.

В связи с этим целесообразно оценить потери информации, обусловленные фильтрацией электрокардиосигнала. Воспользуемся для этого понятиями теории информации.

Количество информации I , содержащейся в одном отсчете непрерывного сигнала (каковым является ЭКС) при равномерном законе распределения амплитуд оценивается выражением [2]

$$I = \log_2 \left(\frac{L}{\Delta} \right) \text{ дв.ед.}, \quad (1)$$

где L – диапазон возможных значений отсчета, Δ – абсолютная погрешность измерения.

Дискретизация электрокардиосигнала осуществляется обычно с частотами 200-1000 отс/с. Это превышает необходимую частоту дискретизации, определяемую теоремой В.А. Котельникова, поэтому среди отсчетов, приходящихся в среднем на один цикл сердечных сокращений, имеются избыточные отсчеты. В связи с этим между соседними отсчетами

существует связь, и при сложении количества информации, содержащегося в каждом отсчете, получим завышенную оценку общего количества информации, приходящегося в среднем на один цикл сердечных сокращений.

Объективно оценить количество информации, содержащееся в реализации электрокардиосигнала, и потери информации при фильтрации ЭКС можно на основе рассмотрения спектрального состава электрокардиосигнала (рис. 1). Спектральные составляющие электрокардиосигнала являются независимыми величинами, поэтому количество информации, содержащееся в каждой спектральной составляющей, можно складывать. Таким образом, количество информации, содержащееся в электрокардиосигнале, можно оценить выражением

$$I_{\text{ЭКС}} = \sum_k \log_2 \left(\frac{A_k}{\Delta} \right) \text{ дв.ед.} \quad (2)$$

где A_k – амплитуда k -й спектральной составляющей.

При фильтрации электрокардиосигнала амплитуды спектральных составляющих с частотами, превышающими частоту среза ФНЧ $F_{\text{СР}}$, пропорциональны коэффициенту передачи $K(f)$ фильтра в переходной зоне и зоне подавления. На рис.1,б за начало зоны подавления принята частота $F_{\text{П}}$, равная частоте помехи от промышленной сети 50 Гц, на которой коэффициент передачи фильтра уменьшается на $\alpha_{\text{П}}$ дБ по сравнению с коэффициентом передачи K_0 на нулевой частоте. На рис. 1 принято $\alpha_{\text{П}} = -40$ дБ.

Для определения коэффициента передачи $K(f)$ фильтра на любой частоте в переходной зоне и зоне подавления воспользуемся уравнением прямой, проходящей через две точки: одна точка имеет координаты $(F_{\text{СР}}, K_0)$, вторая – $(F_{\text{П}}, K_0 - \alpha_{\text{П}})$.

$$K(f) = K_0 + \frac{\log \left(\frac{f}{F_{\text{СР}}} \right) \cdot (-\alpha_{\text{П}} + K_0)}{\log \left(\frac{F_{\text{П}}}{F_{\text{СР}}} \right)}, \text{ дБ.} \quad (3)$$

Таким образом, амплитуда k -й спектральной составляющей на выходе фильтра нижних частот ($A_{\text{ФНЧ}_k}$) будет равна

$$A_{\text{ФНЧ}_k} = A_k \cdot 10^{\frac{K(f_k)}{20}} \quad (4)$$

Коэффициента передачи $K(f)$ фильтра нижних частот уменьшается на частотах выше $F_{\text{СР}}$. Соответственно на этих частотах будут уменьшаться амплитуды спектральных составляющих в спектре ЭКС на выходе фильтра.

Используя (4), определим, на сколько уменьшается амплитуда любой k -

й спектральной составляющей в зависимости от изменения коэффициента передачи ФНЧ на частоте f_k :

$$\Delta A_{\text{ФНЧ}_k} = A_k \cdot \left(10^{\frac{K_0}{20}} - 10^{\frac{K(f_k)}{20}} \right) \quad (5)$$

Уменьшение амплитуд спектральных составляющих ЭКС на выходе ФНЧ приводит к уменьшению диапазона возможных значений. Это, в свою очередь, приведет, в соответствии с (1), к уменьшению количества информации в k -й спектральной составляющей, то есть к потере информации. Количественно оценить потери информации, обусловленные фильтрацией электрокардиосигнала, можно, используя (2) и (5):

$$\Delta I_{\text{ЭКС}} = \sum_k \log_2 \left[\frac{A_k}{\Delta} \cdot \left(10^{\frac{K_0}{20}} - 10^{\frac{K(f_k)}{20}} \right) \right] \quad (6)$$

Очевидно, что для ФНЧ с идеально плоской в полосе пропускания амплитудно-частотной характеристикой спектральные составляющие, частоты которых меньше частоты среза фильтра, передаются с коэффициентом $K(f)=K_0$, и, в соответствии с (6), эти составляющие передаются без потери информации.

Библиографический список

1. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ/А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.: Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. –М.: Радио и связь, 1993. –248 с.
2. Дмитриев В.И. Прикладная теория информации. Учебник для студентов вузов по специальности «Автоматизированные системы обработки информации и управления»/ В.И. Дмитриев – М.: ВШ, 1989. – 332 с.

УДК 681.2.082

ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ РЕГИСТРАЦИИ ПУЛЬСА И ДЫХАНИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ СЕАНСОВ МАГНИТОТЕРАПИИ

В.В. Пинчукова, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Анализ возможности применения оптических методов регистрации пульса и дыхания человека при проведении сеанса магнитотерапии.

Ключевые слова: Частота сердечных сокращений, частота дыхания, магнитотерапия, оптические методы.

POSSIBILITY OF APPLICATION OF OPTICAL METHODS PULSE AND RESPIRATION REGISTRATION DURING MAGNETOTAPY SESSIONS

V.V. Pinchukova, S.G. Gurzhin
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Analysis of the possibility of using optical methods for recording the pulse and respiration of a person during a magnetic therapy session.

Keywords: *Heart rate, respiratory rate, magnetic therapy, optical methods.*

В настоящее время известно множество различных методов дистанционного мониторинга функционального состояния человека [1]. Данные методы применяются в медицине, системах безопасности, робототехнике. На данный момент наиболее интересной для разработчиков биомедицинских систем является область дистанционного мониторинга состояния человека в момент проведения различных процедур терапевтического или диагностического характера. Знание об изменениях частоты сердечных сокращений и частоты дыхания позволит осуществлять контроль за пациентами во время проведения различных процедур, что наиболее актуально для тяжелобольных или страдающих такими заболеваниями как апноэ, эпилепсия и др.

Каждый из методов имеет свои преимущества и недостатки. В рамках нашей работы, для того, что бы обосновано выбрать метод съема информации необходимо сформировать задачи, которые должна выполнять система работающая на основе магнитотерапевтического комплекса.

В первую очередь, система в целом должна оперативно осуществлять съем и обработку информации о частоте дыхания и сердечных сокращений в момент проведения сеанса магнитотерапии.

Во-вторых, съем информации должен осуществляться дистанционно, чтобы исключить влияние наличия датчиков на поверхности тела на психоэмоциональное состояние пациента, а так же влияние магнитных полей терапевтического аппарата на само устройство съема биологической информации.

В-третьих, регистрация информации должна проводиться безвредно для пациента, не должна доставлять дискомфорт.

Далее важно упомянуть о том, что система должна быть способна получать достоверную информацию о частоте сердечных сокращений и частоте дыхания независимо от места съема информации. К примеру, информация полученная с области грудной клетки должна полностью совпадать с информацией полученной с области сонной артерии.

Еще одним важным аспектом системы является чувствительность. Система должна быть способна регистрировать как частоту дыхания, так и

частоту сердечных сокращений. Причем важно не только сам съём колебаний, но и разделение дыхательных колебаний от сердечных.

Наиболее сложным в реализации данной системы является вопрос решения задачи помехоустойчивости системы к воздействию магнитного поля терапевтического аппарата на саму систему и человека, а так же к наличию различных внутренних колебаний человека (артефактов дыхания, мышечных артефактов).

Методы рассмотренные ранее имеют различные механизмы регистрации частоты сердечных сокращений – по средствам обработки видеоизображений, с использованием ультразвуковых колебаний, с использованием лазерных оптических систем [1]. Данные системы имеют схожую чувствительность, но различную сложность реализации.

При обработке видеоизображений важно, что бы объективу был доступен открытый участок кожи человека, на котором возможно зафиксировать изменение коэффициента преломления отраженного света.

Биорадары, использующие ультразвуковые колебания обладают достаточной точностью и чувствительностью для регистрации частоты сердцебиения и дыхания человека находящегося под завалами, но в свою очередь на данный момент безвредность применения ультразвуковых колебаний остается под сомнением [2].

Лазерные системы, применяемые для регистрации частоты сердечных сокращений, имеют простую конструкцию, безвредны, обладают достаточной чувствительностью. Реализация помехоустойчивости осуществляется программно с использованием, например, Вейвлет-преобразований [3].

Задача, стоящая перед нами – не разработка новой системы дистанционной регистрации ЧСС и частоты дыхания, а непосредственно интеграция устройства съема и обработки информации в диагностический или терапевтический аппарат.

Для реализации данной задачи в качестве терапевтического аппарата был выбран магнитотерапевтический комплекс КАП-МТ/8-«Мультимаг», а в качестве метода дистанционного измерения малых перемещений предлагается использовать принцип оптической триангуляции и бесконтактный позиционно-чувствительный датчик PSD (position sensing detectors) на базе линейки фотодетекторов [4].

Задача интеграции оптической системы регистрации ЧСС и ЧД в комплекс магнитотерапии состоит не только в обоснованном выборе аппаратных средств, но и в разработке программных средств обработки и выделения полезного сигнала на фоне внешних помех и мешающих факторов.

Выбор метода регистрации измерительной информации и наличие в комплексе «Мультимаг» компьютера делают возможным реализацию канала оперативной диагностики функционального состояния пациента во время сеанса магнитотерапии.

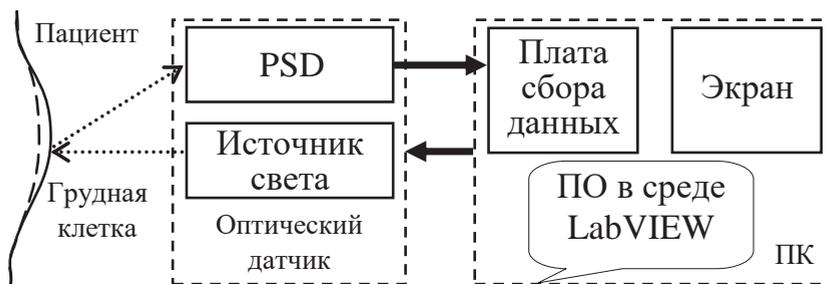


Рисунок 1 – Структурная схема оптической системы регистрации перемещений грудной клетки

Поскольку плата сбора данных DAQ, как правило, имеет в своем составе устройство усиления, нормализации, АЦП и ОЗУ, то они фактически выполняют функцию цифрового регистратора процесса перемещения грудной клетки пациента, которое вызвано действием сердечных и дыхательных колебаний.

Таким образом, на физическом уровне остается согласование оптического датчика с платой сбора данных, а на программном уровне ведется разработка виртуального прибора в среде LabVIEW, который позволит производить оперативную обработку, выделение диагностически значимой информации, вычисление показателей и представление результатов врачу во время сеанса магнитотерапии.

Библиографический список

1. Пинчукова В.В., Гуржин С.Г. Методы дистанционного мониторинга функционального состояния человека // Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2017: сб.тр. XXX Всерос. научн.-техн. конф. студ., мол.ученых и спец., 6-8 декабря 2017 г./ под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань, 2017 – 612 с.
2. Бугаев А.С. Биорадиолокация: монография. / А.С. Бугаев, С.И. Ивашов, И.Я. Иммореев; Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана. – М.: 2010. – 400 с.
3. Глущенко Л.А. Лазерный метод регистрации пульсовой волны. / Л.А. Глущенко, Ф.А. Запругаев, В.С. Макин, В.Я. Крохалев ОАО «НИИ ОЭП», Сосновый бор, УГМА, Екатеринбург.
4. Триангуляционные датчики [Электронный ресурс] / URL: <http://www.sensorika.com/ru/lib/triangulyatsionnyj-datchik/> (дата обращения: 05.11.2018)

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ ЭКГ-СИГНАЛА ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЁМКОСТНЫМИ ЭЛЕКТРОДАМИ

О.В. Мельник, О.Ю. Соловейкина

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В настоящей статье рассматривается амплитудно-частотная характеристика ёмкостных электродов. Проведен сравнительный анализ амплитудно-частотных характеристик традиционной регистрации электрокардиограммы и регистрацией ёмкостными электродами. По результатам моделирования выявлены преимущества и недостатки данного метода.

Ключевые слова: электрокардиограмма, амплитудно-частотная характеристика, емкостные электроды.

SIMULATION OF ECG SIGNAL FEATURES AT REGISTRATION BY CAPACITIVE ELECTRODES

O.V. Melnik, O.U. Soloveikina

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the present article, discusses the amplitude-frequency characteristic of capacitive electrodes. A comparative analysis of the amplitude-frequency characteristics of the traditional recording of the electrocardiogram and recording by capacitive electrodes is carried out. According to the simulation results the advantages and disadvantages of this method were revealed.

Key words: electrocardiogram, amplitude-frequency response, capacitive electrodes.

Современная диагностика сердечных заболеваний не может обойтись без электрокардиографического исследования. Электрокардиографическое исследование представляет собой анализ зарегистрированной кривой изменения биопотенциалов сердца. Электрокардиограмма (ЭКГ) представляет собой кривую токов возбуждения сердечной мышцы.

Электроды, применяемые для снятия электрокардиограммы, могут иметь самые различные формы и размеры.

Шагом к повышению точности снятия ЭКГ и удобства использования в повседневной жизни стало изобретение бесконтактных (ёмкостных) электродов ЕРІС (Electric Potential Integrated Circuit) [1].

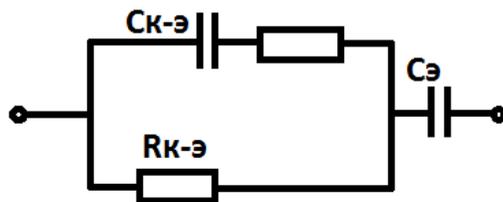


Рисунок 1 – Эквивалентная схема контакта кожа – емкостной электрод

Они измеряют изменения в электрическом поле подобно тому, как магнитометр обнаруживает изменения в магнитном поле и не требует ни механического, ни резистивного контакта для проведения измерений. Для получения качественного ЭКГ-сигнала достаточно расположить датчик на теле пациента или в непосредственной близости от него без дополнительных веществ, улучшающих контакт [2]. Входное сопротивление устройства может быть повышено путем использования компенсационной обратной связи, в то время как входная емкость может быть уменьшена блокировочными цепями.

Частота излома (F_{c1}) определяется уравнением:

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi R_{in}(C_{ext} + C_{in})}$$

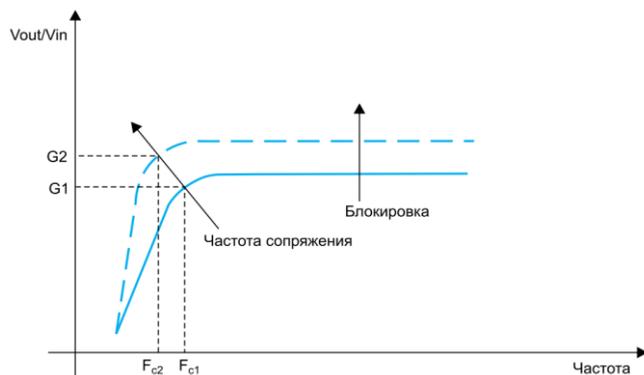


Рисунок 2 – Логарифмическая амплитудно-частотная характеристика

Для того чтобы контролировать пологий участок коэффициента усиления и частоту излома, задают эффективные значения C_{in} и R_{in} , используя обратную связь. Характеристику датчика можно изменять благодаря положительной обратной связи и последующих каскадов, с помощью этого датчик можно настраивать в соответствии с потребностями конкретного применения.

Амплитудно-частотная характеристика емкостных электродов является нелинейной. При регистрации ЭКГ полоса пропускания датчика ЕРІС составляет от десятых долей Гц до десятков кГц (рис. 3).

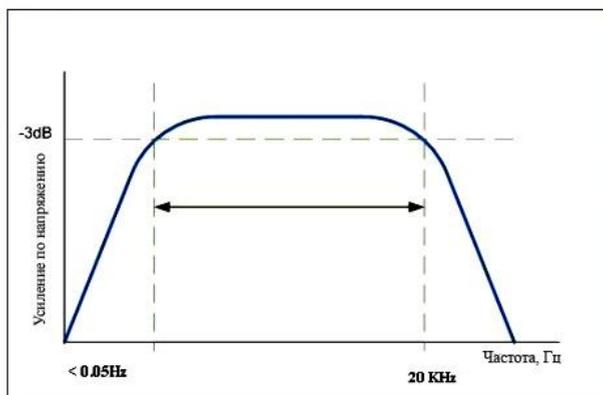


Рисунок 3 – Типичная диаграмма Бode для ЭКГ датчика EPIC [3]

На рисунке показаны результаты моделирования ЭКГ-сигнала [4] при регистрации ёмкостными электродами с нижней частотой среза 0.1 Гц для одиночного периода ЭКГ и при рассмотрении дыхательных факторов. По данным графикам видно устранение постоянной составляющей сигнала, сохранение дыхательной компоненты дрейфа изолинии и отсутствие видимых изменений на низкочастотных участках (PQ- и ST-сегменты). Однако возможные потери информации в низкочастотной области требуют дополнительного исследования.

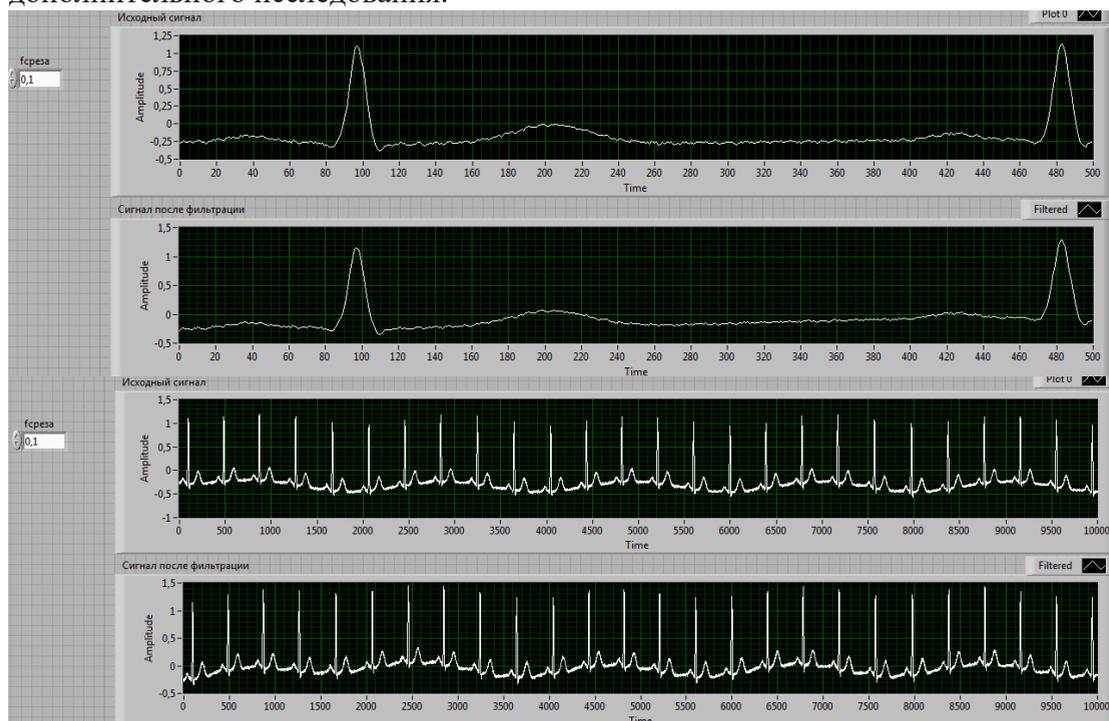


Рисунок 4 – Записи ЭКГ, моделирующие результаты, полученные с помощью датчиков EPIC

Таким образом, можно сделать вывод, что необходимы дальнейшие теоретические и экспериментальные исследования, связанные с доработкой методов компенсации помех с учетом особенностей регистрации сигнала ЭКГ датчиками EPIC.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-60114 мол_а_дк «Методы и автоматизированная система для контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности».

Библиографический список

1. Подольский М.Д., Тараканов С.А., Кузнецов И.А. Бесконтактные электроды // Вестник новых медицинских технологий – 2014 - № 4 – с. 121-123.
2. Meziane, N & Webster, J G & Attari, M & Nimunkar, J. 2013. Dry electrodes for electrocardiography. Date of retrieval 3.10.2013.
3. PS25101 EPIC sensor, development sensor, high gain Datasheet.
4. Мельник О.В., Михеев А.А. Методы обработки и анализа электрокардиосигнала в режиме реального времени // Под общей редакцией О.В. Мельник. – Рязань: Сервис, 2010. – 128 с.

УДК 681.78

ПЕРСПЕКТИВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПОКАЗАНИЙ ОТРАЖЕННОГО ИК-ИЗЛУЧЕНИЯ В ДИАГНОСТИКЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

А.В. Бердников., Н.М. Назмутдинова

Казанский национальный исследовательский технический университет им.
А.Н. Туполева-КАИ (КНИТУ-КАИ), г. Казань

Одна из наиболее интенсивно развивающихся направлений в современной медицине – оптика биологических тканей, дает возможность получать объективную информацию о пространственном распределении содержащихся в ней различных биологических компонентов и использовать ее для диагностики различных патологий биотканей.

Ключевые слова: диагностика биотканей, ИК-излучение, оптическая неинвазивная диагностика.

PERSPECTIVE OF USING INDICATIONS OF REFLECTED IR RADIATION IN THE DIAGNOSTICS OF BIOLOGICAL TISSUES

A.V. Berdnikov., N.M. Nazmutdinova

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev-KAI (KNITU-KAI),
Kazan

One of the most rapidly developing areas in modern medicine is the optics of biological tissues, which makes it possible to obtain objective information about the

spatial distribution of the various biological components contained in it and use it to diagnose various pathologies of biological tissues.

Keywords: *Diagnostics of biological tissues, infrared radiation, optical non-invasive diagnostics.*

Ткани - необычайно сложные комплексы, включающие огромное разнообразие молекул, структур и функциональных единиц. Несмотря на такую сложность, возможно рассмотрение усредненных оптических свойств с учетом определенных ограничений и допущений.

С оптической точки зрения биоткани, включая биологические жидкости: кровь, лимфу и пр., - можно разделить на два больших класса:

1) сильно рассеивающие (оптически мутные), такие как кожа, мозг, стенка сосуда, кровь, склера, оптические свойства которых описываются моделью многократного рассеяния;

2) слабо рассеивающие (прозрачные), такие, как роговица и хрусталик глаза, оптические свойства которых описываются в модели однократного (или малократного) рассеяния [1].

Биологические ткани являются оптически неоднородными сильно рассеивающими и поглощающими средами со средним показателем преломления, большим, чем у воздуха. На границе раздела биообъект - воздух часть излучения отражается, так называемое френелевское отражение, а остальная часть проникает в биоткань. За счет многократного рассеяния и поглощения излучение экспоненциально затухает при распространении в биоткани. Объемное рассеяние является причиной распространения значительной доли излучения в обратном направлении, обратное рассеяние.

Поглощенный свет преобразуется в тепло, переизлучается в виде флуоресценции, а также тратится на фотобиохимические реакции. Спектр поглощения определяется типом доминирующих поглощающих центров, а также содержанием воды в биоткани. В ультрафиолетовой (УФ, $\lambda < 390$ нм) и инфракрасной (ИК) ($\lambda > 1$ мкм) областях спектра велико поглощение белками и водой, соответственно, поэтому вклад рассеяния сравнительно мал, и свет неглубоко проникает в биоткань – всего на несколько клеточных слоев [4]. Для коротких волн видимой области глубина проникновения типичной биоткани составляет 0,5 , 2,5 мм; имеет место как поглощение, так и рассеяние; около 15 , 40% падающего излучения отражается. В области длин волн 0,6,0,9 мкм рассеяние превалирует над поглощением, следовательно, глубина проникновения света увеличивается до 8,20 мм. Также существенно увеличивается интенсивность отраженного и рассеянного в обратном направлении биотканью излучения, до 35-70% от падающего . В зеленой области спектра 500-570 нм доминирует поглощение гемоглобином крови.

Из-за многослойной и многокомпонентной структуры кожи взаимодействие света с ней оказывается весьма сложным. Роговой слой отражает около 5 , 7% падающего излучения. Коллимированный пучок света

преобразуется в диффузный за счет микроскопических неоднородностей на границе воздух – роговой слой. Большая часть отраженного кожей света образуется за счет обратного рассеяния различными слоями ткани (роговой слой, эпидермис, дерма и микрососудистая система). Поглощение рассеянного света пигментами кожи дает количественную информацию о концентрации билирубина, меланина, воды, о насыщении гемоглобина кислородом, о содержании лекарственных препаратов и других поглотителей в ткани и крови, что является основой ряда диагностических методов. Значительное проникновение видимого и ближнего ИК света через кожу внутрь организма человека, в области длин волн так называемого “терапевтического окна” (650 , 900 нм), является основой ряда методов фототерапии и оптической диагностики (спектрофотометрии). Твердые ткани, такие, как ребра и черепная коробка, а также цельная кровь демонстрируют сравнительно хорошее пропускание в видимой и ближней ИК области спектра .

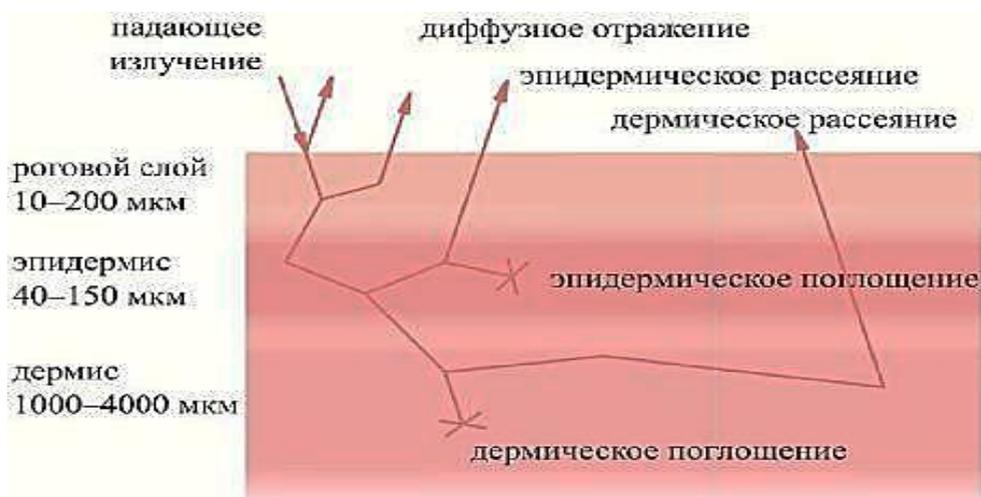


Рисунок 1 – Виды взаимодействия излучения света с биотканью

С помощью оптического излучения можно получать информацию о структуре, составе и свойствах биологических тканей, изучать процессы, которые происходят в них, не оказывая негативного воздействия на биоткани. Оптические методы диагностики биологических тканей становятся все более распространенными и широко применяются в биологии и медицине. Существенным преимуществом диагностических методов, которые используют излучение ИК-диапазона, является свобода ИК-диапазона от цвета, что дает возможность получать чистый сигнал отражения, несущий информацию о структуре поверхности.

Библиографический список

1. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2010. — 488 с.
2. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2012. — 812 с.
3. Бердников А.В., Назмутдинова Н.М., Юнусов Н.А. журнал: Вестник научных конференций /ООО "Консалтинговая компания Юком" (Тамбов),2018. — 28-31с.

УДК 572.524.11

ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОЖНОГО ПОКРОВА

М.М. Тюрина, Л.А. Ибрагимова, А.А. Поронов
Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева-КАИ, г. Казань

В докладе представлены результаты анализа патентно-реферативной проработки материалов по оценке методов исследованию физико-механических свойств кожного покрова. Предложены направления дальнейшего совершенствования этих методов.

Ключевые слова: *диагностика, кожный покров, физико-механические свойства, методы.*

PERSPECTIVE DIRECTIONS OF DEVELOPMENT OF METHODS OF DIAGNOSTICS OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF THE SKIN

M.M. Turina, L.A. Ibragimova, A.A. Porunov
Kazan national research technical university
named after A.N. Tupolev – KAI, Kazan

The results of patent-abstract analysis of materials on the evaluation of methods for the study of physical and mechanical properties of the skin is presented in the report. The solutions of the further improvement of these methods are proposed too.

Keywords: *diagnostics, skin cover, physical and mechanical properties, methods.*

Современная дерматология характеризуется применением точных методов измерения с целью получения достоверной информации о физико-механических свойствах кожного покрова и комплексной оценки его состояния. В работах [1, 5] отмечено, что большинство измеряемых параметров кожи, такие, как рельеф поверхности кожи, водно-липидный баланс,

коэффициент упругости кожи, находятся в тесной взаимосвязи друг с другом и в значительной мере отражают как функциональное состояние кожного покрова, так и всего организма в целом [3, 4]. В связи с этим, для тщательного изучения отдельных параметров кожного покрова были разработаны и применяются различные методы и средства диагностики его состояния. Например, для измерения упругости кожи применяют методы вибрационной реоэластографии и баллистометрии [4, 5, 7]; для визуальной оценки различных дефектов кожи – метод оптической профилометрии; определение скорости кровотока - лазерно-доплеровская флоуметрия, а также корнеометрия для оценки содержания жидкости в коже; себуметрия для количественного определения жирности кожного покрова; динамический метод для исследования пространственной ориентации соединительно-тканых волокон [2, 6]. Высокотехнологичные методы оценки позволяет получить полную оценку состоянию кожного покрова, но требуют больших затрат на проведение исследований. Наиболее информативным и доступным является метод, оценивающий вязкоупругие свойства кожной поверхности: упругость, эластичность. Невысокая стоимость обусловлена недостаточной информативностью результатов исследований, связанных с устаревшими принципами построения этих устройств. Таким образом, в дерматологии остается проблема повышения эффективности существующих методов, которая будет решаться за счет совершенствования принципов и схем их построения. Эта задача до настоящего времени остается актуальной.

В работе проведен анализ публикаций на основе материалов патентно-реферативного поиска в фондах Национальной библиотеки Республики Татарстан, Республиканского центр медицинской информации, в библиотеках университет: КНИТУ-КАИ им. А.Н. Туполева, а также по электронным материалам сети «Интернет»: <http://www.findpatent.ru>, <http://www1.fips.ru>, который показал перспективные направления развития методов диагностики физико-механических свойств кожного покрова и их совершенствования. Результаты анализа представлены на рис. 1 и рис. 2 и отражают количество отечественных и зарубежных публикаций за последние 17 лет.

№ п/п	Страны	Года					Общее число
		2000-2003	2004-2007	2008-2011	2012-2015	2016-2017	
1	Россия	4	1	1	12	11	29
2	США (US)	1	2	4		7	14
3	Франция (FR)	-	1	1	1	-	2
4	Китай (CN)	-	-	-	2	1	3
5	Дания (DK)	-	-	-	1	-	1
6	Корея (KR)	-	-	-	2	-	2

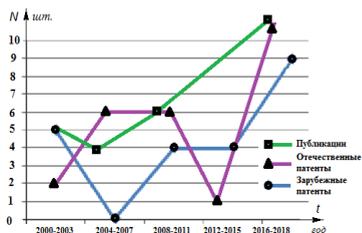


Рис. 1 – Динамика патентного поиска

Рис. 2 – Динамика публикации в отечественной и зарубежной печати

Тенденция развития методов и средств диагностики физико-механических свойств кожи человека от механических к усовершенствованным

устройствам, характеризуется частотой статей в отечественных и зарубежных научных изданиях. К признакам, которые отражают усовершенствование механических методов и устройств диагностики кожного покрова, можно отнести следующие, такие, как:

- 1) переход от прямых методов измерения к колебательным измерениям [7];
- 2) неразрушимость кожной поверхности при выполнении диагностики упругости кожного покрова (МПК А21 В3/16, RU №24786).
- 3) быстродействия получаемых результатов диагностики в процессе визуализации топографии подповерхностных слоев кожи и определению концентрации компонентов кожи (МПК А61В 5/103, №10711832);
- 4) усовершенствование элементной базы измерительных схем при измерении электрических параметров кожного покрова (МПК А61В5/053, №2177717).

Таким образом, результаты анализа патентно-реферативного материалов подтверждают наличие множества методов и средств, применяемых для диагностики кожного покрова, влияющих на внешнее состояние вида человека, и будут использованы при определении перспективных направлений совершенствования устройств диагностики физико-механических свойств кожного покрова.

Библиографический источник

1. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учеб. пособие – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.
2. Ибрагимова Л.А., Тюрина М.М. Алгоритм моделирования процесса диагностики состояния кожи лица человека // Сборник научных статей IV научно-практической международной конференции (школы-семинара) молодых ученых. Часть 2. – Тольятти: Издатель Качалин Александр Васильевич, 2018. – С. 319-325.
3. Ибрагимова Л.А., Тюрина М.М., Порунов А.А. Связь современной эстетической медицины и дерматологии с помощью компьютерного моделирования // Сборник тезисов III международной школы-конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Материалы и технологии XXI века». – Казань: Казанский (Приволжский) федеральный университет, 2018. – С. 36.
4. Порунов А.А., Петрова Н.Н., Тюрина М.М., Ибрагимова Л.А. Возможности улучшения внешнего облика, как фактор повышения качества жизни // Materials of the IV international scientific conference on April 20-21, 2018. – Prague: Vědecko vydavatelské centrum «Sociosféra-CZ», 2018. – 36-38 p.
5. Семенова Е.П., Тюрина М.М. Анализ современных методов исследования биомеханических свойств кожного покрова // <http://izron.ru/articles/novye-tekhnologii-i-problemy-tekhnicheskikh-nauk-sbornik-nauchnykh-trudov-po-itogam-mezhdunarodnoy-n/>

6. Тимофеев Г.А. Методы аппаратного исследования кожи человека // Косметика и медицина. Вып. № 4, 2005. – 28 – 36 с.
7. Яцун С.М. Диагностический комплекс для исследования упругости и эластичности кожи // Журнал «Вестник новых медицинских технологий» № 3. Том XV. – 2008. – С. 131-133.

УДК 616.13:612.15:681.2:

**АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ О СИЛОВЫХ
ФАКТОРАХ, ВЛИЯЮЩИХ НА МОМЕНТ ОТРЫВА
АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОЙ БЛЯШКИ**

Э.А. Рыжова, М.М. Тюрина, А.А.Порунов

Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева, г. Казань

В работе представлен алгоритм обработки информации о силовых факторах, которые определяют отдаленный прогноз отрыва атеросклеротического образования при проведении открытых и эндоваскулярных операций в сердечно-сосудистой области.

Ключевые слова: атеросклеротическая бляшка, силовые факторы, алгоритм, отрыв, прогноз.

**THE ALGORITHM OF PROCESSING INFORMATION ABOUT
THE POWER THE FACTORS AFFECTING THE MOMENT OF
SEPARATION OF THE ATHEROSCLEROTIC PLAQUE**

E.A. Ryzhova, M.M. Tyurina, A.A. Porunov

Kazan national research technical University of. A.N. Tupolev, Kazan

The paper presents an algorithm for processing information about the power factors that determine the long-term prognosis of separation of atherosclerotic formation during open and endovascular operations in the cardiovascular region.

Key words: atherosclerotic plaque, force factors, algorithm, separation, prognosis.

В структуре смертности и инвалидизации населения Российской Федерации заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС) на протяжении многих лет занимают печальное лидерство и число их возрастает с каждым годом. Наибольшее количество смертей вызвано таким заболеванием ССС как атеросклероз.

Наличие атеросклеротической бляшки в сосуде может определяться различными методами визуализации кровеносных сосудов (инвазивных и неинвазивных), благодаря которым есть возможность получить картину гидродинамических взаимодействий, протекающие в кровеносной системе. При проведении открытых и эндоваскулярных операций в процессе

функционировании ССС могут возникать неопределенные ситуации, при которых необходимо принимать решения о прекращении оперативного вмешательства или же о возможности его продолжения. У хирурга имеется информация только о статических параметрах атеросклеротической бляшки (АБ): положение бляшки в сосуде, скорость кровотока и об имеющемся просвете сосуда в месте расположения бляшки, что явно недостаточно для принятия своевременных решений о продолжении операций.

Таким образом, у хирурга возникает проблема по принятию решения в условиях существенной неопределенности. Для ее решения необходимо получить информацию о гидродинамическом состоянии бляшки [1], которая базируется на определении состава силовых факторов и биофизических параметров, влияющих на риск отрыва бляшки. Получение этой информации является первым этапом в системотехнической разработке

На втором этапе ставится задача разработки алгоритма обнаружения бляшки и прогнозирования ее состояния. Это позволит снизить риск отрыва бляшки от стенок сосуда, а главное создать запас времени, в течение которого у хирурга будет возможность принять правильное и обоснованное решение о возможности продолжения операции и мерах по спасению пациента.

В ранее проведенных исследованиях авторов [2, 3] были выявлены и обоснованы основные силовые факторы, которые возникают в результате силового взаимодействия АБ с кровотоком и стенками сосуда. Эти факторы определяют гидродинамическую стабильность бляшки и влияют на риск ее отрыва. К ним относятся активные силы: X – сила лобового сопротивления, Y – сила отрыва АБ от стенки сосуда, а также уравнивающие их силы: $F_{тр}$ – сила трения и $F_{ад}$ – сила адгезии (другими факторами в силу неопределенности их влияния можно в первом приближении пренебречь). Таким образом, перечисленные факторы определяют пространство факторов, в рамках которого рассматривается поставленная задача.

На основании этих факторов было сформировано неравенство, определяющее условие флотации (отрыва) бляшки:

$$\begin{cases} \frac{X}{F_{тр}} \leq h_x; \\ \frac{Y}{F_{ад}} \leq h_y, \end{cases} \quad (1)$$

где h_x и h_y – относительные величины допустимого порогового значения силовых факторов соответственно в осевом и в радиальном направлениях, определяемые по предварительным клиническим, в том числе гистологическим исследованиям.

Измерения массива первичных сигналов и последующую обработку информации о силовых факторах необходимо будет выполнить в соответствии с блок-схемой алгоритма (рис.1).

Реализация алгоритма обработки информации о силовых факторах заключается в последовательном выполнении следующих операций. На начальном этапе посредством ультразвукового сканирования осуществляется определение положения (локализация) атеросклеротической бляшки в исследуемом сосуде и ее оконтуривание. Далее по результатам ультразвуковых исследований (дуплексного сканирования) определяется распределение скоростей в критических сечениях сосуда и в месте расположения бляшки, и рассчитывается эпюра распределения скоростей в данных сечениях. На следующем этапе осуществляется перестройка эпюры скоростей в эпюру давлений. С помощью полученных данных определяются численные значения силовых факторов по зависимостям, приведенным в работах [2, 3], затем с помощью решающих правил (1) определяется вероятность отрыва бляшки с последующей прогнозной оценкой момента отрыва.

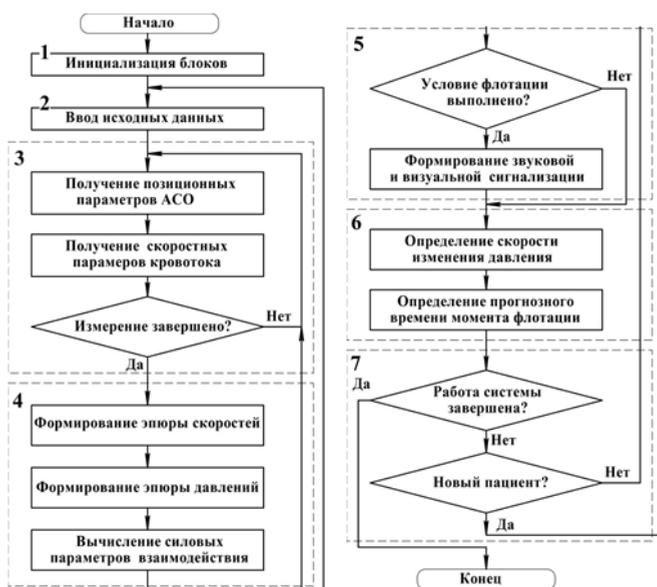


Рисунок 1 – Алгоритм обработки информации о силовых факторах

Таким образом, реализацию предложенного алгоритма можно считать вторым по значимости этапом в системотехнической разработке системы оценки гидродинамической стабильности атеросклеротической бляшки, направленной на снижение риска отрыва бляшки при проведении открытых и эндоваскулярных операций в сердечно-сосудистой области.

Библиографический список

1. К. Каро, Т. Педли, Р. Шротер, У. Сид. Механика кровообращения: Пер. с англ. – М.: Мир, 1981. – 624 с.
2. Рыжова Э.А., Закиржанов Н.Р., Тюрина М.М. Анализ и определение силовых факторов, влияющих на гидродинамическую стабильность

атеросклеротической бляшки в артериях /XXX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы – Рязань: ИП Коняхин А.В., 2017. – С. 88-91.

3. Рыжова Э.А., Порунов А.А., Тюрина М.М. Разработка и обоснование концепции построения системы оценки риска отрыва атеросклеротической бляшки/Современные проблемы физики и технологий. VII-я Международная молодежная научная школа-конференция, 16-21 апреля 2018г.: Тезисы докладов. Часть 2. М.: НИЯУ МИФИ, 2018. – С. 115-116.

УДК 621.317.39

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ РЕГИСТРАЦИИ ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ

С.Г. Гуржин, В.Л. Нгуен

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе проведен анализ методы и средств измерения параметров дыхания. Представлен вариант бесконтактной регистрации и анализа процесса дыхания с помощью видеокамеры.

Ключевые слова: частота дыхания, параметры дыхания, измерение дыхания.

COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS AND MEANS OF RECORDING THE PROCESS OF RESPIRATION

S.G. Gurzhin, V.L. Nguyen

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The paper analyzes the methods and means of measuring respiratory parameters. A variant of contactless recording and analysis of the breathing process using a video camera is presented.

Key words: frequency of respiration, respiratory parameters, breath measurement.

В настоящее время становятся важными задачи по разработке комплексных систем наблюдения, анализа и диагностики функционального состояния человека, которые обеспечивают в реальном масштабе времени объективный контроль не только параметров деятельности сердечнососудистой системы, но системы дыхания человека. Поскольку деятельность сердечнососудистой системы непосредственно связана с дыхательной функцией, то комплексное наблюдение позволит оперативно получать наиболее полную информацию о состоянии отдельных систем организма.

Особую актуальность методы и средства регистрации функционального состояния человека приобретают в комплексной хрономагнитотерапии, когда обязательно необходим контроль параметров его жизнедеятельности в

процессе сеанса воздействия магнитным полем. Наибольший интерес вызывают такие характеристики процесса дыхания, как частота, фаза дыхания, изменение амплитуды движения грудной клетки. На основе анализа вариабельность частоты дыхания формирует заключение об эффективности воздействия выбранной конфигурации магнитного поля при магнитотерапии [1]. Выделение и фиксация определенной фазы дыхания используется для синхронизации воздействующего поля с работой дыхательной системы пациента, что представляет собой вариант реализации биотехнической связи, учитывающей ритмы работы организма.

Требования, предъявляемые к диагностическим действиям, проводимым при хрономагнитотерапии, связаны со следующими особенностями лечения: относительно продолжительная длительность отдельной процедуры; малоподвижное положение пациента; использование магнитного поля, обладающего специальным, сложно меняющимся в пространстве и во времени распределением. Первая особенность приводит к необходимости выбора комфортных для пациента и неинвазивных решений по измерению параметров дыхательной системы, следовательно, заставляет исключить методы респираторного мониторинга и устройства, предполагающие установку датчиков дыхания в область рта и носа пациента. Наиболее перспективными и эффективными методами являются методы дистанционной (бесконтактной) регистрации дыхательных движений, поскольку не ограничивают жизнедеятельность пациента и не доставляют дискомфорта. Исследования в этой области связаны с использованием анализа отраженных ультразвуковых [2] или оптических сигналов [3], применением радиолокационных методов. Одним из методов бесконтактной регистрации процесса дыхания является оптическая интерферометрия. В данной случае датчик определяет изменения объема с помощью регистрации перемещения лазерных точек на поверхности тела. Система фиксирует перемещение точек на поверхности тела и по сумме измерений регистрирует полученные данные как дыхательные движения [3]. К недостаткам данного способа следует отнести тот факт, что отраженные сигналы оптического диапазона частот искажаются одеждой или постельными принадлежностями пациента и тем самым вызывают неустраняемые погрешности измерений. Другим наиболее популярным и удобным способом является ультразвуковое мониторирование. В этом случае используется принцип отражения радиоволн для регистрации на расстоянии состояния сна, дыхательных процессов, движений тела и даже сердечных сокращений. Разделение и интерпретация сигналов осуществляется за счет сложной системы обработки данных. Данный метод исследования позволяет идентифицировать нарушения дыхания [2]. Недостатком является низкое соотношение сигнал – шум.

Существующие методы регистрации и измерения параметров дыхания обладают рядом недостатков, поэтому возникает необходимость в исследовании и разработке методов и средств, свободных от указанных

недостатков.

Предлагается вариант бесконтактной регистрации и анализа процесса дыхания с помощью видеокамеры. Видеокамера фиксирует дыхательные движения грудной клетки пациент в потоке изображений. Дыхательные движения приводят к временной модуляции определенных элементов изображения, где частота модуляции соответствует частоте дыхательных движений. Предложенный вариант обладает несколькими преимуществами: бесконтактное измерение параметров дыхания, отсутствие каких либо зондирующих воздействий на пациента, высокая разрешающая способность для элементов изображений и высокая точность регистрации. Кроме того, система практически незаметна для пациента и не доставляет ему неудобств.

Процесс измерения параметров дыхания, представленный на рис.1, происходит следующим образом: данные с видеокамеры передаются на блок сопряжения, затем передаются на компьютер или мобильный телефон, где происходит их оперативная обработка.

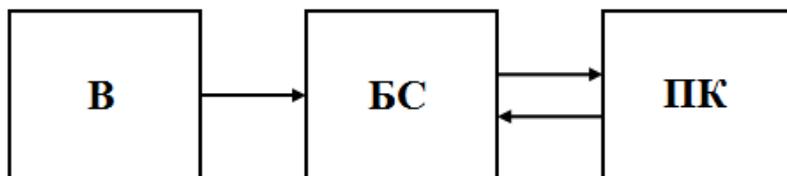


Рисунок 1 – Дистанционная система регистрации процесса дыхания: В – видеокамера; БС – блок сопряжения; ПК – персональный компьютер

Таким образом, предложенный вариант, позволяет регистрировать движение грудной клетке человека в процессе дыхания и вычислять частотно-временные характеристики дыхания, относительное измерение амплитуды дыхания и диагностические показатели.

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. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Способ регистрации ритмов дыхания и сердцебиения пациента и устройство для его осуществления: патент 2470581 РФ, А61В5/08, 21.06.2011.
3. Бузунов Р.В. Эволюция технологий изучения сна и дыхания во сне [Электронный ресурс] // Бузунов – РФ. Лечение расстройств сна: сайт – URL: <http://buzunov.ru/evolyuciya-techнологij-izucheniya-sna-i-dyxaniya-vo-sne/> (дата обращения: 02.11.2016).

АНАЛИЗ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ

Н.А. Якименко, С.Г. Гуржин

Научный руководитель – С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Перечислены основные существующие проблемы измерения артериального давления. Определены недостатки манжетных тонометров. Проведен анализ наиболее перспективных и удачных технических решений способов измерения артериального давления. В настоящее время наблюдается тенденция к разработке неинвазивных способов измерения артериального давления, что позволяет уменьшить дискомфорт при измерении и обеспечить непрерывный контроль за артериальным давлением.

Ключевые слова: контроль, артериальное давление, точность, метод Короткова, неинвазивных способов измерения артериального давления.

ANALYSIS OF METHODS OF BLOOD PRESSURE MEASUREMENT

N.A. Yakimenko, S.G. Gurzhin

Scientific director – S.G. Gurzhin

Ryazan State University of Radio Engineering, Ryazan

The main existing problems of arterial pressure measurement are listed. Deficiencies of cuff tonometers are identified. The analysis of the most promising and successful technical solutions for measuring blood pressure. Currently, there is a tendency to develop non-invasive methods for measuring blood pressure, which allows to reduce discomfort during measurement and to provide continuous monitoring of blood pressure.

Key words: control, blood pressure, accuracy, Korotkov method, non-invasive methods for measuring blood pressure.

В настоящее время широко применяется на практике аускультативный и осциллометрический методы определения артериального давления (АД) [1,2]. Общим недостатком данных методов является невозможность использовать их непрерывно в нестационарных условиях, а так же проблема разработки новых приборов для измерения кровяного давления. Качество измерения остается на низком уровне, несмотря на большое разнообразие. Но, так как множество людей страдают повышением артериального давления, спрос на такие приборы остается очень высок. Осложнения от гипертонии - инфаркт, инсульт, слепота, почечная недостаточности. Единственный способ избежать данных осложнений – регулярный контроль уровня АД. Точность измерения кровяного давления играет важную роль в диагностике и контроле лечения.

Основным, официально утвержденным, в настоящее время является

способ определения артериального давления по методу Н.С. Короткова. Определение давления в домашних условиях основывается на результатах измерений АД сфигмоманометром, реализующих измерение артериального давления с помощью манжеты [3]. Однако метод Н.С. Короткова по сравнению с измерениями АД, полученными при катетеризации, дает заниженные значения для систолического артериального давления (САД) и завышенные для диастолического артериального давления (ДАД), не эффективен при «аускультативном провале», «бесконечном тоне», стенозирующих поражениях и высокой ригидности магистральных артерий. Но, данный метод оставляет за собой лидирующую позицию и продолжает оставаться «золотым стандартом» неинвазивного измерения АД [6]. Достижение высокой точности вне амбулаторных измерений артериального давления является одной из основных проблем, особенно при проектировании портативных приборов для самоконтроля уровня АД.

Методы измерения кровяного давления показывают, что большое количество выпускаемых тонометров независимо от их назначения (для измерения АД по пальцу, по запястью или по предплечью) используют для создания внешнего компенсирующего давления пневматическую манжету. Применение манжеты, помимо несомненных достоинств, имеет и ряд недостатков:

- Манжета ослабляет сигнал пульсовых колебаний.
- Наличие индивидуальных и возрастных различий пациентов, что особенно проявляется в случае пальцевых тонометров, в которых размер манжеты, как правило, является фиксированным.
- Наблюдается нарушение гемодинамики кровеносных сосудов за счет их полного пережатия в момент компрессии, что приводит к неизбежным и существенным погрешностям измерения.
- С практической стороны, недостатком является необходимость (в случае автоматической накачки манжеты) компрессора, который потребляет значительную мощность и требует частой замены источника питания, что удорожает эксплуатацию тонометра.

Указанные проблемы, распространены, и еще не нашли своего решения. Данный метод в наше время остается безальтернативным при всех его недостатках, поэтому в настоящее время задачи повышения точности будут решаться только аппаратным путем[7].

В настоящее время активно развиваются неинвазивные безманжетные способы измерения артериального давления, которые позволят производить комфортные измерения артериального давления в нестационарных условиях. Известно устройство для безманжетного измерения артериального давления и частоты пульса в корпусе по форме авторучки. Данный метод находится на стадии разработки [3,4,5].

Также разрабатывается метод измерения величины артериального давления по таким показателям работы системы кровообращения, как время распространения пульсовой волны, частота сердечных сокращений, параметры

вариабельности сердечного ритма, продолжительность систолических интервалов [6].

Известен метод определения артериального давления, включающий измерение с помощью датчика средней температуры T_{cp} дистальных фаланг пальцев за интервал времени 3 минуты, измерение систолического и диастолического артериального давления эталонным тонометром, вычисление

среднего артериального давления $P_{Эм}$ вычисление отношения $K_{npon} = \frac{P_{Эм}}{T_{cp}}$, непрерывное измерение средней температуры дистальных фаланг пальцев $T_{cp}(t)$ и умножение $T_{cp}(t)$ на K_{npon} . Недостатком метода является низкая точность определения артериального давления [7].

Все вышеперечисленные методы, позволяют сделать вывод, что в данное время стоит вопрос о разработке более точных, доступных и простых в использовании неинвазивных безманжетных методов измерения артериального давления, как в домашних, так и в стационарных условиях.

Метод, используемый в нашей работе заключается в регистрации пульсовой волны на теле человека двумя фотометрическими датчиками, так как именно эти датчики точны, просты в использовании, имеют малую стоимость и высокую помехозащищенность. Регистрируемые датчиком пульсовые волны будут сдвинуты относительно друг друга, и иметь максимумы и минимумы пульсового сигнала. Регистрация временного сдвига T_s максимумов сигнала друг относительно друга позволяет определить систолическую составляющую давления, а регистрация временного сдвига T_d минимумов – диастолическую составляющую давления.

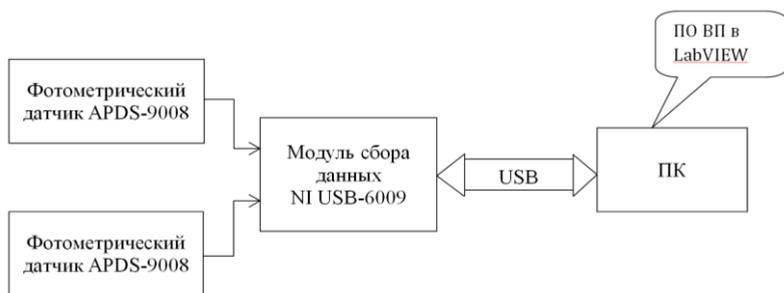


Рисунок 1 – Структурна схема безманжетного неинвазивного измерителя АД

На рис.1 изображена структурна схема безманжетного измерителя АД, в ее основе лежит изложенный выше метод, использующий два фотометрических датчика APDS-9008, модуль сбора данных, интерфейс USB передающий информацию на ПК. Реализации программного обеспечения для работы с измерителем будет проходить в среде графического

программирования LabVIEW, так как она имеет большие возможности и удобна в использовании.

Исходя из вышеперечисленного, приходим к выводу, что разрабатываемый метод будет обладать большими возможностями, чем выше рассматриваемые методы.

Библиографический список

1. Рогоза А.Н. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертензии и оценки эффективности антигипертензивной терапии/ А.Н. Рогоза, Е.В. Ощепкова, Е.В. Цагареишвили, Ш.Б. Гориева - Москва Медика, 2007. -72 с.
2. Гуськова Н.И., Брумштейн Ю.М., Травова Е.С. Медицинское оборудование для домашнего применения: анализ парка имеющейся в продаже техники и ее фактического использования населением // Инженерный вестник Дона. 2012. № 2 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2012/747
3. Пат. 2 446 738 Российская Федерация, МПК А61В 5/022. Устройство для безманжетного измерения артериального давления и частоты пульса/ Коршунов В.М.: заявитель и патентообладатель Коршунов Виктор Михайлович - № 2010140940/14; заявл. 06.10.2010; опубл. 10.04.2012.
- 4.Квочкин В.И., Никитин А.В., Игнатъев В.К. Цифровой вазотонометр Инженерный вестник Дона. 2011. № 3 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2011/460
- 5.Антончик О., Джадуэй А., Шульгин В. Алгоритм безманжетной оценки артериального давления на основе метода максимального правдоподобия //Клиническая информатика и телемедицина : Т.6. –Харьков:УАКМ и Институт МИТ, 2015. С. 63-68.
- 6.Хамбли, П. Измерение артериального давления / П. Хамбли. – URL: <http://www.ua.arh.ru>
- 7.Рогоза, А. Н. К вопросу о точности измерения АД автоматическими приборами / А. Н. Рогоза // Функциональная диагностика. – 2003. – № 1. – С. 216–220.
8. Писарев М.А. Проблемы и достижения в области измерения артериального давления/2014, № 4 (10) Медицинские и биологические измерения

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ИЗМЕНЕНИЯ ФОРМЫ ЭРИТРОЦИТОВ С ПОМОЩЬЮ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО МЕТОДА

Д.А. Кравчук

ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет» ИНЭП, Таганрог

*Разработаны математические модели описывающие форму здоровых и патологически измененных эритроцитов. Здоровый эритроцит в физиологических условиях имеет двояковогнутую форму и называется дискоцитом. Патологические формы, например стоматоциты, могут вызывать нарушения кровообращения. Большинство существующих методов, для определения формы отдельных эритроцитов, являются трудоемкими и трудоемкими. Поэтому необходимо разработать простой и быстрый метод определения *in vitro* и *in vivo* морфологии эритроцитов.*

Ключевые слова: лазер, диагностика, оптоакустические волны, эритроцит.

THE RESEARCH OF PATHOLOGICAL CHANGES IN THE SHAPE OF RED BLOOD CELLS USING THE OPTOACOUSTIC METHOD

D.A. Kravchuk

"South Federal University" INEP, Taganrog

*Developed mathematical models describing the shape of healthy and pathologically modified red blood cells. The normal form of the erythrocyte under physiological conditions has a biconcave shape and is called a discoid (discoocyte). Pathological forms, such as stomatocytes, can cause circulatory disorders. Most of the existing methods for determining the shape of individual erythrocytes are laborious and labor intensive. Therefore, it is necessary to develop a simple and fast method for determining the *in vitro* and *in vivo* erythrocyte morphology.*

Keywords: laser, diagnostics, optoacoustic waves, erythrocyte.

Для математического описания контура эритроцита разработаны математические модели Эванса и Фунга и описываются уравнением [1]

$$z(u) = \sqrt{1 - \left(\frac{u}{R}\right)^2} \left(c_0 + c_1 + c_2 \left(\frac{u}{R}\right)^2 \right) \quad (1)$$

где u - горизонтальное расстояние, c_0 , c_1 и c_2 - эмпирические константы, определяющие форму кровяных телец. Другая популярная модель для конструирования контура эритроцитов была предложена Кучелем и Факереллом [2]. Она имеет три параметра: ξ_1 , ξ_2 и ξ_3 , определяющие форму эритроцита, и представлен следующим уравнением:

$$(u^2 + z^2)^2 + \xi_1 u^2 + \xi_2 u^2 + \xi_3 = 0 \quad (2)$$

Коэффициенты (c_0, c_1, c_2 или ξ_1, ξ_2 и ξ_3) могут быть определены по четырем морфологическим параметрам.[5] Этими параметрами являются диаметр ($D = 2R$), толщина ямочки (t), максимальная толщина (h) и диаметр, нарисованный на месте максимальной высоты (d). Коэффициенты уравнения (1) и (2) можно решить, построив три уравнения с использованием граничных условий.

Для стоматоцитов верхняя полусфера была построена с использованием уравнения (2), тогда как нижняя половина рассматривалась как полусфера.

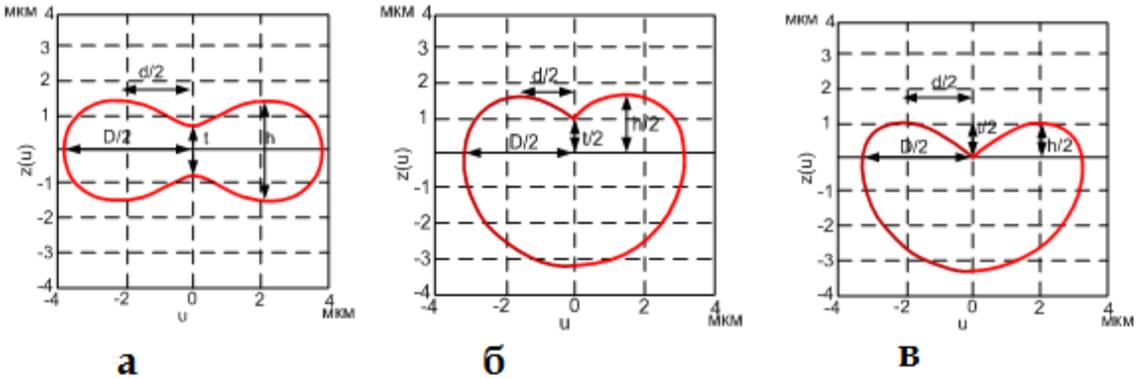


Рисунок 1 – Поперечные сечения дискоцита и стоматоцитов. (а) дискоцит, (б) стоматоцит-1, (в) стоматоцит-2.

В работе обсуждается возможность использования ОА методов для оценки количества и формы эритроцитов. С этой целью была разработана двухмерная модель изменения формы эритроцитов для последующего моделирования ОА сигнала [3-9]. Математическое моделирование проводилось в среде Matlab.

Библиографический список

1. Evans E. and Fung Y. C. Improved measurements of the Erythrocyte geometry *Microvasc.Res.* 4 pp. 335-47. 1972
2. Kuchel P. W. and Fackerell E. D. Parametric-equation representation of biconcave erythrocytes *Bull. Math. Biol.* 61. pp. 209-220. 1999
3. Кравчук Д.А., Старченко И.Б. Модель формирования оптоакустического сигнала от эритроцитов для лазерного цитомера. *Лазерная медицина.* 2018. Т. 22. № 1. С. 57-60.
4. Старченко И.Б., Кравчук Д.А., Кириченко И.А. Прототип оптоакустического лазерного цитомера. *Медицинская техника.* 2017. №5. С. 4-7.
5. Кравчук Д.А. Математическая модель изменения формы эритроцитов для регистрации патологии оптоакустическим методом. *Качество и жизнь.* 2018. № 1 (18). С. 44-46.

6. Кравчук Д.А. О методе моделирования оптоакустических сигналов от источников сферической формы на примере эритроцитов. Качество и жизнь. Москва 2017. №4. с.78-80
7. Кравчук Д.А., Старченко И.Б. Теоретическая модель для диагностики эффекта кислородонасыщения эритроцитов с помощью оптоакустических сигналов. Прикладная физика. 2018. № 4. С. 89-93.
8. Кравчук Д.А., Старченко И.Б. Модельная оценка уровня агрегации эритроцитов оптоакустическим методом. Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2017. № 4 (40). С. 174-183.
9. I. V. Starchenko, D. A. Kravchuk, and I. A. Kirichenko An Optoacoustic Laser Cytometer Prototype. Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 5, January, 2018, pp. 308-312.

УДК 613.7

МЕТОДЫ БОРЬБЫ С ИНСОМНИЕЙ НА ПРИМЕРЕ АППАРАТА «ЭЛЕКТРОСОН»

Э.В. Габитова, Е.А. Жилкина

Научный руководитель - Саяпова Л.Р., старший преподаватель
Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В представленной работе рассмотрены особенности нарушения психических процессов при инсомнии. Актуальность исследования связана с наибольшей распространенностью состояния, среди людей обращающихся за помощью к специалистам.

Ключевые слова: нарушение, сон, бессонница, причины, стресс

METHODS OF COMBATING INSOMNIA ON THE EXAMPLE OF THE ELECTROSON DEVICE

E. V. Gabitova, E. A. Zhilkina,

Scientific adviser - Sayapova L.R, senior lecturer
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In the presented work, the features of mental disorders in insomnia are considered. The relevance of the study with the highest prevalence of the condition among people seeking help from specialists.

Keywords: violation, sleep, insomnia, causes, stress.

Научное название бессонницы - инсомния. Все больше людей сталкиваются с проблемой бессонницы. Но характеризуется не только ночные нарушения. Дневное самочувствие человека также ухудшается, нарушается работоспособность. Вовремя принятые меры, предотвратят серьезные проблемы нарушения всего организма человека.

Какие причины приводят к нарушениям сна:

1. Ненормированный режим дня.
2. Долговременный стресс.
3. Эмоционально-психологические нарушения.
4. Вредные привычки.
5. Психосоматические заболевания.

Существующие виды бессонницы:

- Транзиторная бессонница.
- Хроническое нарушение сна.

Они отличаются друг от друга временными рамками. Первая длится до трех месяцев (кратковременная). Срок второй гораздо более долг. Поэтому при лечении, врач должен точно определить причины нарушения сна. И после обследования сделать вывод с каким видом бессонницы столкнулся пациент.

Основное лечение недомогания - медикаментозное. Вторичный вид лечение изменение когнитивно - поведенческого состояния больного. При втором виде лечения используется нормализация режима дня человека. Исключается дневной сон, приветствуется раннее пробуждение и вводятся активные физические нагрузки в течении дня. Лекарства, которые приводят к улучшению режима сна имеют побочные эффекты. Они вызывают привыкание. Поэтому, срок их применения ограничивается двумя неделями. Есть средства, которые можно использовать сроком до двух месяцев. Но только после консультации с лечащим врачом.

Нами предлагается устройство «Электросон», предназначенное для лечения заболеваний, в основе патогенеза которых лежит образование застойных очагов возбуждения или торможения в коре полушарий головного мозга и может быть использовано при лечении нервно-психических заболеваний, преимущественно неврозов и реактивных состояний, Осложняющихся нарушением сна, а также в педиатрии, терапии, хирургии, гинекологии, дерматологии, а также для вызывания физиологического сна, в том числе в домашних и полевых условиях.

На рисунке 1 представлена структурная схема аппарата «Электросон»

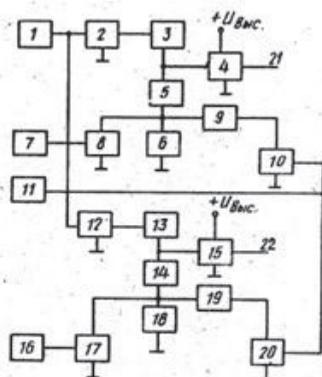


Рисунок 1 – Структурная схема аппарата «Электросон»

Устройство содержит таймер 1, первый ключ 2, первый стабилизатор 3 тока, первый усилитель 4 тока, первый аттенюатор 5, второй аттенюатор 6, генератор 7 импульсов переменной частоты, второй ключ 8, третий аттенюатор 9, третий ключ 10, генератор импульсов высокой частоты, четвертый ключ 12, второй стабилизатор 13 тока, четвертый аттенюатор 14, второй усилитель тока, генератор 16 импульсов постоянной частоты, пятый ключ 17, пятый аттенюатор 18, шестой аттенюатор 19, шестой ключ 20, первый выход 21, второй выход 22 устройства.

Предложенное разрабатываемое устройство работает следующим образом: больного укладывают на деревянную кушетку. К электросонной маске пациента подсоединяются токонесущие провода от двух цепей устройства так чтобы катод и анод первой цепи приходились на перекрестно расположенные веко и сосцевидный отросток пациента. Таким же образом подключается вторая цепь устройства перекрестно с первой. Чашеобразные электроды маски заполняются ватой, которые смочены хлоридом натрия. Маска одевается на голову пациента так, что на оба закрытых века приходится отрицательная полярность, а на оба - сосцевидных отростка - положительная полярность от двух независимых цепей устройства.

Стабильный ток, протекая через аттенюаторы формирует на входе усилителей напряжение которое преобразуется в пропорциональный ток, усиливающийся усилителями. Когда амплитуда тока 4-5 мА на коже глазниц и сосцевидных отростков появляются ощущения "мягкие" толчков или вибрации, так от одной цепи устройства поступает монотонная частота модуляции 160 Гц, а от другой цепи любая частота в диапазоне 1-160 Гц. При увеличении силы тока пациента появляется ощущение "мягкой" вибрации внутри головы, вибрация зависит от частоты интерференции и может плавно регулироваться. Подбирая частоты интерференции в указанном диапазоне для каждого конкретного пациента, обеспечивают индивидуальное ощущение полного комфорта пациента, которое показывается легкостью состояния, приятного тепла в голове или во всем теле, состояния медленного плавного покачивания или раскачивания. Через 2-5 мин эти ощущения переходят в сонливость и далее в спокойный сон. Пациент начинает ровно дышать, пульс его замедляется (на 10-15 уд/мин), иногда снижается артериальное давление. Сон пациента усиливается, и он может спать до самостоятельного пробуждения.

Таким образом, можно сделать вывод, что благодаря постоянной полярности и поляризации различных отделов диэнцефалона, создающими стойкий тормозной процесс, а также стабилизации параметров воздействия в процессе процедуры использованием предлагаемого технического решения обеспечивается быстрое наступление физиологического сна. Наличие таймера в устройстве позволяет осуществить автоматическое и плавное отключение тока при приеме процедуры в полевых и домашних условиях. Исключается возбуждение ЦНС в начальный период процедуры, повышается ее

комфортность, исключаются неприятные ощущения на коже глазниц и сосцевидных отростков при приеме процедуры.

Библиографический список

1. Абдуллин И.Ш. и др. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: учеб. пособие / Е.А Панкова, Ф.С. Шарифуллин, Казан. гос. технол.ун-т, И.Ш. Абдуллин.- Казань: КГТУ, 2011.-106 с
2. Ветшева М.С Современные возможности терапии ситуационных нарушений сна. / М.С Ветшева// Вестник интенсивной терапии.-2007.-N2-С/56-61 с.

УДК 615.47

ОБЗОР ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТ

Д.Р. Асаинова, Е.О. Дмитриева, Л.Р. Дильмухаметова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье описываются методы лечебного воздействия магнитным полем, электрическим током, звуковой волной на биологический объект.

Ключевые слова: *электрический ток, миостимуляция, магнитотерапия.*

REVIEW OF PHYSIOTHERAPEUTIC METHODS OF THERAPEUTIC EFFECT ON BIOLOGICAL OBJECT

D.R. Asainova, E.O. Dmitrieva, L.R. Dilmukhametova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article describes the methods of therapeutic effects of magnetic field, electric current, sound wave on a biological object.

Key words: *electric current, stimulation, magnetotherapy.*

В современном мире образ жизни человека способствует развитию различных заболеваний, не исключением являются и болезни костно-мышечной системы. Между тем, существует метод, не предполагающий применения лекарственных препаратов и хирургии - физиотерапия. Физиотерапия-это сфера медицины, которая изучает лечебное действие природных и естественных факторов на организм человека. Её цель – достичь наилучшего эффекта в лечении какого-либо заболевания, при наименьшей нагрузке на организм пациента, используя, в основном, физические методы лечения. Физическая терапия способствует как реабилитации после травм и повреждений суставов и связок, так и профилактики для снижения риска заболеваний. Как правило это не разовая процедура, а целый комплекс, назначаемый индивидуально лечащим врачом в зависимости от конкретной ситуации.

К наиболее распространенным физиотерапевтическим процедурам, использующими искусственные факторы для воздействия на биологический объект, относятся следующие виды:

1)Магнитотерапия -воздействие постоянного и переменного полей на организм человека. Магнитотерапию назначают в случае таких повреждений и заболеваний как артроз, варикозное расширение вен, межпозвонковых грыж,хронических аллергиях, остеохондрозе и так далее.



Рисунок 1

Преимущества:

- Улучшая кровообращение и стимулируя метаболические процессы, она не позволяет межпозвоночным дискам разрушаться дальше, снимает неприятные явления, связанные со спазмом кровеносных сосудов, купирует воспалительные процессы.

- На начальных стадиях остеохондроза применение магнитотерапии позволяет восстановить утраченный объем и упругость межпозвоночных дисков, залечить микротрещины фиброзного кольца.

- Магнитотерапия сочетается с любыми другими способами физиотерапии: дарсонвализацией, электростимуляцией мышц, фототерапией, грязелечением, лечебным массажем.

2)Ударно-волновая терапия (УВТ)-процедура, предполагающая воздействие акустических волн различной энергии на костную и соединительную ткань. Суть терапии УВТ заключается в ускорении восстановления и заживления пораженных тканей, расслаблении скелетной мускулатуры, снятии напряжения в суставах и мышцах, улучшении подвижности. Это достигается путем проникновения акустической волны внутрь сустава / кости, где она разрыхляет отложения солей и другие плотные образования.

Преимущества:

- Возможность проведения процедуры в амбулаторных условиях — у 80% пациентов облегчение возникает уже после первого сеанса ударно-волновой терапии, что позволяет расширить повседневную двигательную активность и переносимость нагрузок.

- Купирование болевого синдрома (достигается за счёт усиления кровообращения в очаге воспаления и удаления из тканей продуктов распада).
- Составление индивидуальной программы лечения для каждого пациента .
- Отсутствие существенных побочных эффектов.
- Продолжительность одной процедуры не превышает 30 минут.

Недостатки:

- Достаточно высокая стоимость лечения.
- Необходимость проведения нескольких процедур для достижения оптимального результата — после первичного осмотра доктор может рекомендовать ориентировочное количество сеансов с последующей коррекцией этого плана в процессе лечения.
- Возможность развития рецидива заболевания — УВТ действует не на причину болезни, а на её симптомы, при продолжении воздействия провоцирующих факторов и несоблюдении рекомендаций ортопеда-травматолога неприятные ощущения могут появиться снова.

3) Миостимуляция-физиопроцедура в которой врач при помощи токов различной оказывает воздействие на мышцы и нервные волокна. Особенностью процедуры является возможность достичь полной сократимости мышцы, тогда как при движении удается достигнуть лишь до 30 %. Миостимуляцию назначают в случае операции, травмы суставов и опорно-двигательного аппарата, повреждения связок и сухожилий, реабилитации.

Преимущества: Положительные результаты миостимуляции — это укрепление мышц, увеличение их сократительной способности до 100%, уменьшение целлюлита и его исчезновение, тонус кожи ягодиц и бедер, живота и подбородка, других быстро стареющих зон тела. Преимуществом является также и управление процессом похудения, релаксация мышц, улучшение микроциркуляции и детоксикация организма. Миостимуляция активизирует процессы регенерации, помогает при патологиях позвоночника. Активная работа мышц стимулирует выделение эндорфинов, а это означает улучшение настроения человека: можно задействовать абсолютно все мышцы тела, не давая нагрузку на опорно-двигательный аппарат

Недостатки: Во первых, несмотря на создаваемый эффект, метод не заменит полноценные физические нагрузки. Во-вторых, похудеть на одном миостимуляторе сложно, нужно дополнить процедуры диетой и физической нагрузкой. В-третьих, результат вскоре может стать незаметным, если не поддерживать свое тело в форме.

4) Ультразвуковая терапия- метод, при котором звуковые волны проникают на несколько миллиметров внутрь мышечных тканей ,прилегающих к суставам. Процедура используется и для лечения и для реабилитации после операций, и в качестве профилактики.

Преимущества:

- Минимальное количество побочных действий;
- Совмещение воздействия УЗТ и иониевых заряженных частиц;
- Доставка вещества напрямую в область воздействия;
- Лекарственное средство не поддается разрушению в печени и желудочном тракте;
- По окончании процедуры препарат скапливается в суставных тканях сочленения.

Благодаря сочетанию необходимых физиопроцедур и препаратов достигается наибольшая эффективность послеоперационного восстановления и адаптации мышечной системы к привычному для пациента образу жизни.

Лечение физиотерапией является также эффективной профилактической мерой, которая позволяет существенно снизить риск развития отдельных заболеваний, замедляет их прогрессирование и снижает вероятность возникновения рецидивов.

Библиографический список

1. Основы физиотерапии : [учебное пособие для студентов, обучающихся по специальности "Педиатрия"] / Н. И. Аверьянова, И. А. Шипулина .— Изд. 2-е, доп. и перераб. — Ростов-на-Дону : Феникс, 2010 .— 213 с. : ил. ;
2. Состояние и проблемы развития физиотерапевтической аппаратуры / К.А. Викторов, С.В. Белов // Медицинская техника. — 2003 .— № 1 .— С.41-43
3. Медицинская техника для физиотерапевтического лечения отделов позвоночника методом вытяжения / Н. Н. Галахов // Медицинская техника. — 2007 .

УДК 621.391:616.12-07

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ИНФОРМАТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ АЛГОРИТМА ФОРМАЛЬНОЙ КЛАСТЕРИЗАЦИИ КАРДИОЦИКЛОВ ЭКГ

Г.В. Ван, И.А. Некрасов, А.Н. Калиниченко

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Проведен анализ информативных признаков, используемых для кластеризации кардиоциклов ЭКГ, при использовании существующего алгоритма кластеризации.

Ключевые слова: электрокардиографический сигнал, QRS-комплекс, кардиоцикл ЭКГ, кластеризация.

COMPARATIVE ANALYSIS OF INFORMATIVE FEATURES USED FOR ALGORITHM FORMAL CLUSTERING OF ECG CARDIOCYCLES

G.V. Van, I.A. Nekrasov, A.N. Kalinichenko
Saint-Peterburg State Electrotechnical University
SPb ETU «LETI», Saint-Peterburg

Analysis of informative features used for clustering ECG cardiocycles, using the existing clustering algorithm was carried out.

Keywords: *electrocardiographic signal, QRS-complex, ECG cardiocycle, clustering.*

Электрокардиограмма является источником получения диагностической информации, используемой для контроля сердечной активности. Одной из актуальных проблем современной кардиологии является получение наиболее полной информации об электрическом потенциале сердца, на основе которого можно было бы расширить диагноз патологических состояний миокарда и его электрофизиологических свойств. Анализ кардиоциклов, полученных из электрокардиосигнала, может отражать симптомы, указывающие на то, что сердце нуждается в немедленном обследовании.

Наиболее эффективным и перспективным подходом к анализу электрокардиосигнала является применение методов искусственного интеллекта. Важными задачами, которые требуется решить для реализации данного подхода, являются выбор метода машинного обучения или нейронной сети и выбор информативных признаков. Задача слепой кластеризации, по своей сути, сводится к задаче определения оптимального количества кластеров в качестве обучающей выборке. Анализ литературы показал, что одним из наиболее эффективных подходом к решению подобных задач является использование совокупности «Elbow»-метода и метода машинного обучения k-Means, которая была принята в качестве базового [1, 2]. Для проведения анализа информативных признаков был предложен алгоритм слепой кластеризации, представленный на рисунке 1. Алгоритм кластеризации был реализован в среде программирования Jupiter для языка программирования Python 3 с использованием библиотеки машинного обучения scikit-learn.

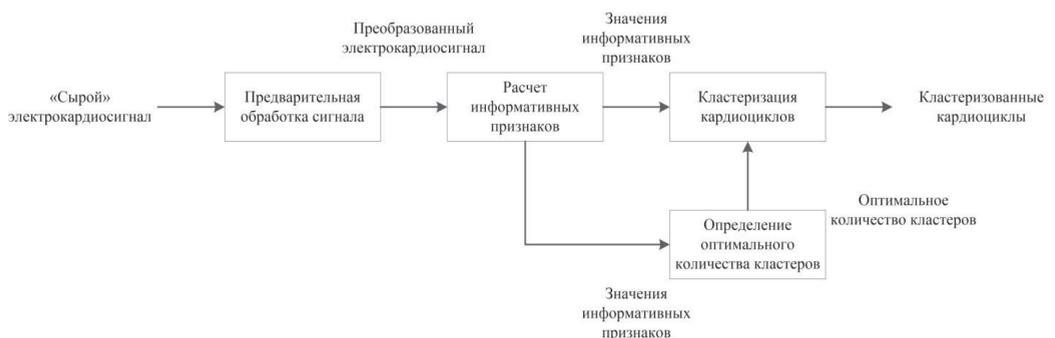


Рисунок 1 – Алгоритм кластеризации

На первом этапе алгоритма производится загрузка алгоритмом сигнала и базы данных ЭКС (рис. 2а), после чего производится фильтрация сигнала с помощью полосового фильтра, с полосой пропускания от 5 до 20 Гц. Отфильтрованный сигнал представлен на рисунке 2б. Дополнительно для данного исследования проводилось зашумление тестового сигнала в соотношении сигнал/шум, равное 10:1 и 5:1. Искусственно зашумленные сигналы, и данные сигналы после процедуры фильтрации представлены на рисунках 2в – 2е соответственно.

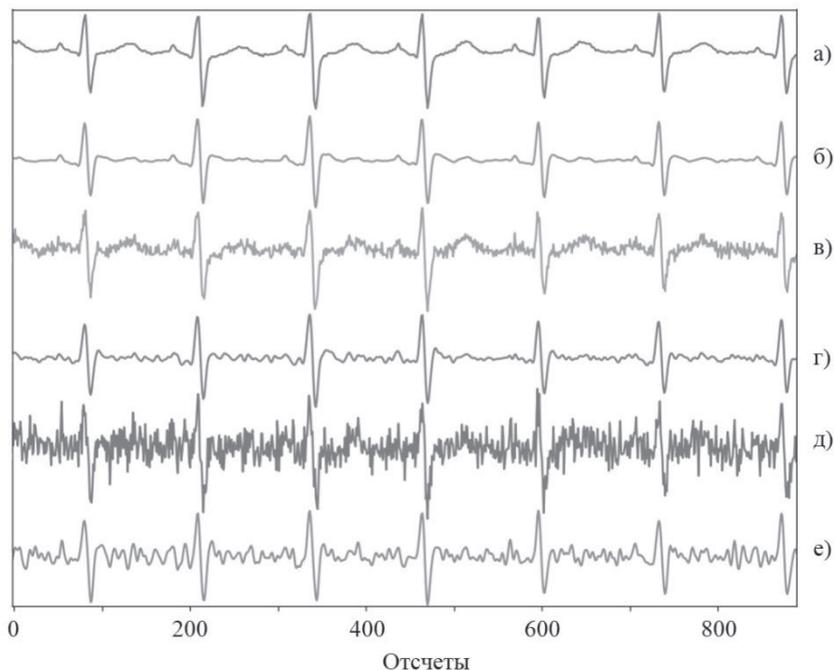


Рисунок 2 – Электрокардиосигнал до и после процедуры предварительной обработки сигнала: «сырой» сигнал (а); преобразованный сигнал (б); искусственно зашумленный сигнал с соотношением сигнал/шум, равным 10:1 (в); искусственно зашумленный сигнал с соотношением сигнал/шум, равным 10:1 после процедуры фильтрации (г); искусственно зашумленный сигнал с соотношением сигнал/шум, равным 5:1 (д); искусственно зашумленный сигнал с соотношением сигнал/шум, равным 5:1 после процедуры фильтрации (е)

Выбор информативных признаков основывался на том, что QRS-комплекс обладает специфичной, характерной только ему формой, частотными составляющими и т.д., а также тем, что кардиоциклы, относящиеся к разным кластерам, обладают различной морфологией [4]. На основании выше описанных особенностей были выбраны следующие информативные признаки:

- 1) Скорость нарастания сигнала;
- 2) Площадь QRS-комплекса;

- 3) Мощность QRS-комплекса в диапазоне частот, соответствующем полосе пропускания фильтра;
- 4) Глобальный ненулевой максимум в частотном спектре, соответствующем полосе пропускания фильтра;
- 5) Длительность QRS-комплекса.

Для подсчета точности алгоритма использовался такой показатель точности, как Acc – вероятностная оценка правильной кластеризации; рассчитываемая по формуле (1) соответственно:

$$Acc = \frac{P}{N} \times 100\%, \quad (1)$$

где, P – правильно кластеризованный кардиоцикл; N – количество кардиоциклов.

Для проведения исследования алгоритма кластеризации использовались фрагменты аннотированной базы данных сигналов содержащей 48 записей по трем стандартным отведениям, длительностью 60 секунд каждый, с частотой дискретизации 250 Гц. Данные сигналы были получены из базы сигналов «MGH/MF waveform database» [3].

Поскольку с помощью предложенного алгоритма кластеризации решалась задача формальной кластеризации, обучающая выборка не использовалась (обучение нейронной сети происходило непосредственно на тестовых данных).

Результаты исследования для исходных сигналов, а также искусственно зашумленных, которые показали наилучшие результаты для информативных признаков в отдельности, а также их комбинаций представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Сравнительная характеристика информативных признаков

№ Признака	Показатель точности	Отношение сигнал/шум		
		Без помехи	10:1	5:1
1, 2, 4, 5	Acc, %	95,25	95,50	96,53
2, 3, 4, 5		96,13	95,81	96,24
1, 2, 3, 4, 5		96,31	96,22	97,25

Анализ полученных данных показал, что только при использовании комбинации различных информативных признаков возможно получение высоких показателей чувствительности и специфичности. Наилучший результат был достигнут при использовании совокупности информативных признаков таких, как: скорость нарастания сигнала; площадь QRS-комплекса; мощность QRS-комплекса в диапазоне частот, соответствующем полосе пропускания фильтра; глобальный ненулевой

максимум в частотном спектре, соответствующем полосе пропускания фильтра; длительность QRS-комплекса.

Показатель точности при использовании данных информативных признаков составил 96,31 %; 96,22 %; 97,25 %, на сигнале без помехи, а также с помехой в соотношении сигнал/шум, равное 10:1 и 5:1 соответственно. Кроме того результаты данного исследования указывают на его помехоустойчивость, поскольку при зашумлении сигнала помехой, произошло незначительное изменение показателей точности алгоритма.

Результаты исследования указывают на необходимость использования большого количества информативных признаков, устанавливаемых опытным путем, с целью увеличения показателей чувствительности и специфичности. В дальнейшем, увеличение показателей точности возможно за счет изменения процедуры преобразования сигнала, а также подбора обучающей выборки, а также использования весовых оценок для информативных признаков.

Библиографический список

1. MacQueen, J. Some methods for classification and analysis of multivariate observations.// Proceedings of the Fifth Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability, 1967, Vol. 1, P. 281-297.
2. Robert L. Thorndike. Who Belong in the family? // Psychometrika, 1996, Vol.18, P. 267-276.
3. Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., Mietus, J. E., Moody, G. B., Peng, C.-K., and Stanley, H. E. 2000. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. Circulation 101, 23, P. 215-220.
4. Hampton J. R. The ECG made easy. London: Churchill Livingstone, 2003.
5. ГОСТ ИЕС 60601-2-51-2011 Изделия медицинские электрические. Часть 2-51. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к регистрирующим и анализирующим одноканальным и многоканальным электрокардиографам [Текст]. – М.: Изд-во стандартов, 2013. – 104с.

ПРИМЕНЕНИЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ И ПРОВЕДЕНИИ ЭНДОВИДЕОХИРУРГИЧЕСКОЙ ОПЕРАЦИИ НА БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ

М.А. Савельева

Научный руководитель – Семенова Е.А., к.т.н., доцент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург

В данной работе представлены основные применения 3D-моделирования в хирургии: при планировании эндовидеохирургической операции – определение оптимального расположения эндопортов, при проведении операции – совмещение реального объекта (органа) с его моделью с целью повышения точности и эффективности операции.

Ключевые слова: хирургия, лапароскопия, 3D-моделирование, эндопорт.

THE USE OF 3D-MODELING IN THE PLANNING AND CONDUCT OF ENDOVIDEOSURGERY ON THE ABDOMINAL CAVITY

M.A.Savelieva

Scientific director – Semenova E.A., Ph.D. in Engineering, associate professor
Saint-Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg

This work presents the main applications of 3D-modeling in surgery: when planning an endovideosurgical operation – determining the optimal location of endoport, when performing an operation – combining a real object (organ) with its model in order to improve the accuracy and efficiency of the operation.

Keywords: surgery, laparoscopy, 3D-modeling, endoport.

В настоящее время хирургические операции на брюшной полости стремятся делать малоинвазивными, используя при этом такой хирургический метод, как лапароскопия. Суть лапароскопии заключается в нанесении небольших проколов (эндопортов) диаметром 5-10 мм в 3-х – 4-х местах. Каждый эндопорт имеет свое назначение. Как правило, через одно отверстие вводится лапароскоп (прибор, оснащенный видеокамерой и источником света), через другое идет подача углекислого газа от инсуффлятора в брюшную полость, а оставшиеся эндопорты (один или два, в зависимости от проводимой операции) задействованы для введения хирургических инструментов-манипуляторов [1].

Расположение каждого эндопорта при планировании эндовидеохирургической операции должно быть оптимально определено по отношению к оперируемому органу. При этом должна быть достигнута хорошая освещенность внутри органа, качественное и требуемое изображение

на мониторе от видеокамеры, а так же обеспечена эргономичная и эффективная работа хирурга.

Таким образом, определение местоположения эндопортов для доступа к необходимому органу является сложной и важной хирургической задачей, которая может быть решена с помощью 3D-моделирования.

Решение поставленной задачи 3D-моделирования в хирургии заключается в создании на основе томографических снимков виртуальной модели органа, трехмерное изображение которой позволяет рассмотреть орган из различных положений, а также позволяет определить локализацию патологий, опасных зон, кровеносных сосудов и прилежание соседних органов [2,3]. Анализ модели может дать оптимальные координаты операционного доступа.

При проведении хирургических операций перспективным направлением в последнее время является разработка методов дополненной реальности. Суть данного метода заключается в использовании виртуального изображения оперируемого органа, которое на основе координат сопоставляется с помощью компьютерных систем с его реальным прототипом в статическом режиме или в режиме реального времени [2,3]. Данная процедура позволяет более точно удалить патологию, так как хирург будет знать и видеть точное ее местоположение (местоположение патологии определяется на 3D-модели).

В ходе операции, когда хирург имеет полный доступ через лапароскопические эндпорты к оперируемому органу, происходит покоординатное совмещение изображения с видеокамеры, которая находится внутри полости и крепится на лапароскопе, с изображением модели, которая получена на основании предоперационной компьютерной томографии. Данное совмещение производится на компьютере, на котором имеется специализированное программное обеспечение.

Необходимо отметить, что для сопоставления координат самого органа с его моделью перед проведением компьютерной томографии на теле пациента устанавливают 4 рентгеноконтрастные (обычно металлические) точки в строго определенных местах. Следовательно, сопоставление координат заключается в сопряжении меток на модели с соответствующими метками на теле пациента.

Таким образом, можно предложить следующий алгоритм действий хирурга при планировании и проведении эндовидеохирургической операции (рис. 1).

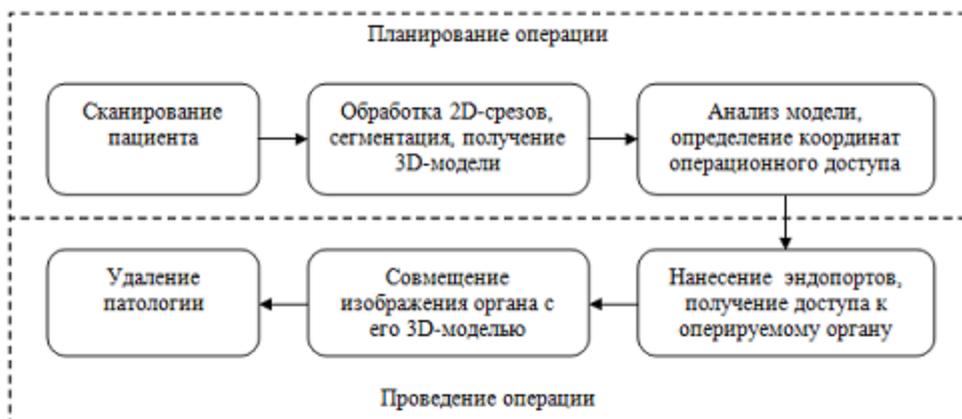


Рис. 1 – Алгоритм действий хирурга при планировании и проведении эндовидеохирургической операции

В ходе данной работы были рассмотрены основные направления 3D-моделирования в хирургии, отмечены их значимость и перспективные направления. В дальнейшем планируется разработать с помощью 3D-моделирования алгоритм определения оперативного доступа при эндовидеохирургических вмешательствах на ободочной кишке.

Библиографический список

1. Лапароскопическая хирургия. Атлас / Теодор Н. Паппас, Аврора Д. Приор, Михаэль С. Харниш; пер. с англ. под ред. проф. С.С. Харнаса. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 388 с.
2. Оптимизация хирургического доступа при проведении ретроперитонеоскопической уретеролитотомии с применением компьютерной 3D-реконструкции / В.Н. Дубровин, В.И. Баширов, Я.А. Фурман и др. // Экспериментальная и клиническая урология. 2013, №4. С. 86 – 89.
3. Виртуальное планирование и возможности интраоперационной навигации при лапароскопической резекции почки / В.Н. Дубровин, А.В. Егошин, Я.А. Фурман и др. // Тюменский медицинский журнал. 2015, том 17, №1. С. 25-26.

**МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ СИСТЕМЫ
ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ТОПОЛОГИЧЕСКОЙ
КЛАССИФИКАЦИИ ПРИТОКОВ ВЕРХНЕЙ БРЫЖЕЕЧНОЙ ВЕНЫ С
ПРИМЕНЕНИЕМ БАЙЕСОВСКИХ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ**

Г.А. Машевский¹, Ю.В. Тимакова¹, А.А. Смирнов², А.Л. Овсепьян¹, А.И.
Назмиев², Н.В. Щемеров²

¹Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

²Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И.
Мечникова, г. Санкт-Петербург

Рассматривается вопрос разработки системы поддержки принятия решений для топологической классификации верхней брыжеечной вены. Показана актуальность данного вопроса. Предложены возможные пути её создания и примерные функциональные возможности.

Ключевые слова: *система поддержки принятия решений, верхняя брыжеечная вена, топологическая классификация, сети доверия Байеса, сегментация.*

**SUPPORT SYSTEM FOR DECISION-MAKING FOR TOPOLOGICAL
CLASSIFICATION OF THE SUPERIOR MESENTERIC VENOUS SYSTEM
AFFLUENT BRANCHES WITH THE USE OF BAYESIAN CONFIDENCE
NETS**

G.A. Mashevsky, Y.V. Timakova, A.A. Smirnov, A.L. Ovsepyan, A.I. Nazmiev,
N.V. Shchemerov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg
North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, St. Petersburg

In this article, the authors aim to develop a decision support system for the topological classification of the inflows of the superior mesenteric vein. It is proposed to apply the methods of segmentation of images of computed tomography using the software package MatLab. Expected scientific and practical results are described.

Keywords: *decision support system, superior mesenteric vein, topological classification, Bayesian trust networks, segmentation.*

Одним из факторов, который требуется учитывать врачу-хирургу во время проведения операций на органах брюшной полости, являются индивидуальные анатомические особенности строения верхней брыжеечной вены и её притоков. Ввиду существования разнообразных вариантов ветвления притоков верхней брыжеечной вены, возникают трудности их классификации и выбора подходящей методики проведения операций. Как показали исследования, существует 8 основных типов подобной топологии, каждый из

которых встречается в популяции с разной частотой [1]. Поэтому ещё на стадии планирования операции существует потребность в том, чтобы знать конкретный вариант топологии верхней брыжеечной вены и её притоков. К сожалению, в настоящее время не существует автоматизированного способа определения вида подобной топологии. Поэтому, в силу указанных выше причин разработка системы поддержки принятия решений врача-хирурга для топологической классификации притоков верхней брыжеечной вены является важной и актуальной проблемой современной хирургии. Решение этой проблемы было выбрано в качестве цели настоящего исследования.

В процессе достижения поставленной цели предполагается решить ряд задач, а именно:

1. Осуществить сегментирование КТ-изображений для классификации строения притоков верхней брыжеечной вены;
2. Построить модель принятия решений по виду строения притоков верхней брыжеечной вены на основе сетей доверия Байеса;
3. Разработать структуру системы поддержки принятия решения;
4. Осуществить программную реализацию модели принятия решений;
5. Провести экспериментальную апробацию разработанной модели и системы.

Для решения поставленных задач планируется обработать массив КТ снимков верхней брыжеечной вены пациентов разной возрастной категории, разного пола и телосложения. Далее каждое изображение по отдельности будет сегментировано с использованием таких методов, как бинаризация (*threshold*), выделение контура (*active contour algorithm*), метод Graph Cut и других морфологических операций в интерактивной среде разработки MatLab. Окончательное решение по виду топологии и оптимальной тактики лечения будет приниматься на основе использования сетей доверия Байеса. Важным достоинством последнего метода является то, что он позволяет также оценить вероятность правильности выданного системой заключения.

В результате выполнения исследования планируется получение следующих результатов:

1. Создание математические моделей, описывающих топологию строения верхней брыжеечной вены.
2. Создание системы поддержки принятия решения, позволяющей классифицировать притоки верхней брыжеечной вены, а также делать заключение об оптимальной тактике лечения.
3. В перспективе возможна модернизация системы, которая позволит делать заключение не только на основе компьютерных томограмм, но и других видов медицинских изображений.

Библиографический список

1. Симбирцев С.А., Трунин Е.М., Смирнов А.А., и др. Топологический способ классификации притоков верхней брыжеечной вены // Вестник Северо-

УДК 612.135+681.784.8

ИССЛЕДОВАНИЕ АСИММЕТРИИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ КОНТРАЛАТЕРАЛЬНЫХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Ю.И. Локтионова¹, И.О. Козлов¹, Е.В. Жарких¹,
Е.А. Жеребцов^{1,2}, А.И. Жеребцова¹

¹ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева», Орел, Россия

²University of Oulu, Oulu, Finland

В работе представлено исследование асимметрии микроциркуляции крови в контралатеральных конечностях здоровых добровольцев разных возрастных групп и в группе пациентов с сахарным диабетом. Выявлена значительная асимметрия показателя микроциркуляции в группе пациентов по сравнению с контрольной группой.

Ключевые слова: лазерная доплеровская флоуметрия, асимметрия кровотока, микроциркуляция крови.

THE STUDY OF BLOOD MICROCIRCULATION ASYMMETRY IN CONTRALATERAL LIMBS

Y.I. Loktionova¹, I.O. Kozlov¹, E.V. Zharkikh¹, A.I. Zherebtsova¹, E.A.
Zherebtsov^{1,2}

¹Orel State University named after I. S. Turgenev, Orel, Russia

²University of Oulu, Oulu, Finland

In the present research, asymmetry of microcirculatory blood flow in contralateral limbs relatively groups of volunteers and patients with type 2 diabetes mellitus are observed. The significant asymmetry in the blood perfusion was ewwwaled in the group of patients compared with control group.

Keywords: laser Doppler flowmetry, blood flow asymmetry, blood microcirculation

Изучение микроциркуляции крови имеет важное диагностическое значение для оценки тяжести и характера течения различных заболеваний. В настоящее время для оценки микроциркуляции крови применяются различные оптические неинвазивные методы, одним из которых является лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) [1, 2].

Существует множество заболеваний, связанных с односторонним поражением системы микроциркуляции крови [3, 4], следовательно, есть потребность в одновременных измерениях показателя микроциркуляции с симметричных участков тела для исследования синхронизации кровотока. В связи со сложностью проведения подобных экспериментов, наблюдается недостаток исследований, посвященных анализу таких сигналов и их

интерпретации. Целью данной работы явилось исследование асимметрии показателя микроциркуляции крови в контралатеральных конечностях.

Для реализации поставленной цели были проведены экспериментальные исследования, в которых приняли участие 26 условно-здоровых добровольцев, разделенных на 2 группы. Первую группу составили 13 человек со средним возрастом $19,4 \pm 0,6$ лет, во вторую группу вошло 13 человек со средним возрастом 55 ± 11 лет. В исследовании также приняли участие 13 пациентов (55 ± 11 лет) эндокринологического отделения с диагнозом сахарный диабет 2 типа. Для проведения экспериментальных исследований были применены 4 устройства носимой электроники, реализующие идентичные каналы лазерной доплеровской флоуметрии (решение Росздравнадзора №660/2018). Исследования проводились в положении лёжа. Анализаторы располагались на дорсальной поверхности запястий рук и на внутренней поверхности верхней трети голени. Каждое исследование длилось 10 минут.

Полученные данные были сведены в итоговую таблицу.

Таблица 1 – Результаты измерений

Группы	Место исследования	Средняя перфузия, пф.ед.	СКО, пф.ед.	Люди с Кас<12
Пациенты	Правая голень	4,4*	0,96	12
	Левая голень	6,5	1,52	
	Правое запястье	11,2*	1,64	2
	Левое запястье	7,8	1,94	
Здоровые добровольцы старше 40 лет	Правая голень	3,8	1,05	7
	Левая голень	3,7	1,43	
	Правое запястье	9,3	3,1	4
	Левое запястье	8	1,91	
Здоровые добровольцы младше 20 лет	Правая голень	3,78	1,13	7
	Левая голень	3,55	1,12	
	Правое запястье	7,65	2,5	7
	Левое запястье	7,04	1,66	
*– статистическая значимость различий показателя микроциркуляции относительно контралатеральных конечностей подтверждена по критерию Манна-Уитни с доверительной вероятностью 0.05				

Статистических различий между показателем микроциркуляции в контралатеральных конечностях в группах здоровых добровольцев обнаружено не было.

Для оценки параметра асимметрии кожного кровотока был рассчитан параметр асимметрии согласно следующему выражению:

$$Kac = \frac{2 \cdot (A1 - A2)}{(A1 + A2)} \cdot 100\% , \quad (1)$$

где $A1$ – значение среднего показателя микроциркуляции для правой конечности, а $A2$ – значение среднего показателя микроциркуляции для левой конечности.

Результаты исследований показали, что у пациентов наблюдаются различия в уровне средней перфузии ткани кровью правых и левых конечностей. Показатель асимметрии для группы пациентов и групп здоровых волонтеров принимает как положительные, так и отрицательные значения. Как видно из таблицы 1, параметр асимметрии у пациентов на голенях находится преимущественно в отрицательной области, а для запястий – в положительной. Количество пациентов и условно-здоровых добровольцев с отрицательным параметром асимметрии представлено в таблице 1.

Полученные данные свидетельствуют о том, что пациенты с сахарным диабетом 2 типа имеют более выраженную асимметрию в работе системы микроциркуляции крови конечностей по сравнению с группами здоровых добровольцев. Одновременная регистрация перфузии крови с помощью носимых анализаторов в симметричных участках тела может быть перспективным методом оценки функционального состояния системы микроциркуляции крови в норме и при патологиях.

Работа выполнена при поддержке гранта Российского научного фонда № 18-79-00237.

Библиографический список

1. Daly, S., et al. “Go with the flow”: A review of methods and advancements in blood flow imaging / S. Daly, M. Leahy // *Journal of Biophotonics*. – 2013. – Vol. 6. – P. 217–255.
2. Крупаткин, А.И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно–тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей / А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. 496 с.
3. Rossi, M., et al. Skin microcirculation in peripheral arterial obliterative disease / M. Rossi, A. Carpi // *Biomedicine and Pharmacotherapy*. – 2004. – Vol. 58. - № 8. – P. 427-431.
4. Kamshilin A. A. et al. Novel capsaicin-induced parameters of microcirculation in migraine patients revealed by imaging photoplethysmography / A.A. Kamshilin, M.A. Volynsky, O. Khayrutdinova, D. Nurkhametova, L. Babayan, A.V. Amelin, O.V. Mamontov, R. Giniatullin // *The journal of headache and pain*. – 2018. – Vol. 19. – №. 1. – P. 43.

**ИССЛЕДОВАНИЕ АВТОФЛУОРЕСЦЕНЦИИ КОЖИ В РАЗНЫХ
ВОЗРАСТНЫХ ГРУППАХ ДЛЯ ОЦЕНКИ НАКОПЛЕНИЯ КОНЕЧНЫХ
ПРОДУКТОВ ГЛИКИРОВАНИЯ**

К.В. Нечушкина, Е.В. Жарких, Е.В. Потапова

Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, г. Орёл

В работе рассмотрено применение метода флуоресцентной спектроскопии для оценки накопления конечных продуктов гликирования у представителей разных возрастных групп.

Ключевые слова: флуоресцентная спектроскопия, конечные продукты гликирования, старение

**THE STUDY OF SKIN AUTOFLUORESCENCE IN DIFFERENT AGE
GROUPS FOR EVALUATION OF ADVANCED GLYCATION
END-PRODUCTS ACCUMULATION**

K.V. Nechushkina, E.V. Zharkikh, E.V. Potapova

Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel

In the paper the application of fluorescent spectropy for the analysis of advanced glycation end-products accumulation among representatives of different age groups is presented.

Keywords: fluorescence spectroscopy, advanced glycation end-products, aging

Старение – это сложный биологический процесс постепенного нарушения функций клеток, тканей и органов, связанный с накоплением в организме тех или иных повреждений, в том числе различного рода химических веществ, которые не могут быть переработаны [1]. К побочным продуктам метаболизма в некоторой степени можно отнести белки, подвергшиеся процессу самопроизвольной модификации и сшиванию молекулами сахаров, в основном глюкозы, в процессе гликирования.

Модифицированные в результате неферментативного соединения с глюкозой белки, так называемые конечные продукты гликирования (КПГ), ухудшают структурную целостность и физиологическую функцию множества систем органов, вызывая воспалительные, тромбогенные и фиброзные реакции. Тем самым КПГ участвуют в развитии и прогрессировании различных расстройств, связанных с возрастом, диабетом, сердечно-сосудистыми заболеваниями, болезнью Альцгеймера, остеопорозом, онкологическими заболеваниями и являются их биомаркерами [2, 3]. Своевременный и достоверный контроль содержания КПГ в тканях позволит выявлять на ранней стадии и избегать дальнейшего развития осложнений хронических и возрастных заболеваний.

В последнее время широкое распространение для изучения

биохимических изменений в тканях получил метод флуоресцентной спектроскопии. Накопленные данные свидетельствуют о том, что аутофлуоресценция (АФ) кожи коррелирует с наличием КПП [4, 5]. Метод основан на изучении интенсивности эндогенной флуоресценции некоторых модифицированных в результате гликирования белков (пентозидина, эластина, коллагена). Также метод флуоресцентной спектроскопии используется для оценки состояния обменных процессов в биологических тканях. Проведенные ранее исследования показали, что на регистрируемый сигнал флуоресценции при оценке метаболических нарушений у больных диабетического профиля влияет множество факторов, что вызывает сложность интерпретации полученных данных [6].

Таблица 1 – Результаты исследований

Наименование параметра, единица измерения	Группа 1	Группа 2
1	2	3
Среднее значение амплитуды флуоресценции на 365 нм, отн. ед	79,2±41,2	76,7±38,0
Среднее значение амплитуды флуоресценции на 450 нм, отн. ед	184,9±62,5	201,6±68,9
Среднее значение обратно-отраженного излучения на 365 нм, отн. ед.	49,9±26,4	39,4±26,3
Среднее значение обратно-отраженного излучения на 450 нм, отн. ед.	217,3±65,7*	165,0±63,8*
Среднее значение нормированной амплитуды флуоресценции на 365 нм, отн. ед	1,7±0,5*	2,4±0,9*
Среднее значение нормированной амплитуды флуоресценции на 450 нм, отн. ед	0,9±0,2*	1,3±0,5*
* – статистическая значимость различий значений параметров по критерию Манна-Уитни (p<0.05)		

Целью данной работы явилось исследование зависимости аутофлуоресценции кожи от возрастного фактора с целью дальнейшей оценки накопления конечных продуктов гликирования и уточнения влияния возрастного фактора на полученные диагностические данные.

Были проведены экспериментальные исследования с применением метода флуоресцентной спектроскопии. В исследованиях использовался многофункциональный лазерный неинвазивный диагностический комплекс «ЛАКК-МЦ» (ООО НПП «ЛАЗМА», Россия). Световодный зонд устанавливался на тыльной стороне стопы в точке, расположенной на плато

между 1-ым и 2-ым пальцем.

Исследование представляло собой последовательную регистрацию двух спектров флуоресценции: при возбуждении УФ (365 нм) и синим (450 нм) светом. В данном исследовании приняли участие 2 группы условно-здоровых добровольцев. В первую группу вошло 15 человек, средний возраст которых составил 20 ± 1 год. Во вторую группу вошло 15 человек, средний возраст которых составил 50 ± 5 лет.

При проведении экспериментов производилась регистрация интенсивности флуоресценции и обратно-отраженного излучения биоткани. Анализируемыми параметрами были амплитуды флуоресценции, нормированные на интенсивность обратноотраженного излучения возбуждения. Результаты исследований приведены в таблице 1.

Интенсивность АФ кожи оказалась достоверно более высокой в старшей возрастной группе. Полученные результаты свидетельствуют о зависимости интенсивности флуоресценции от возраста, что может указывать на более высокий уровень накопления КПП в коже у представителей второй группы.

Таким образом, показана возможность применения метода флуоресцентной спектроскопии для контроля накопления КПП при возрастных заболеваниях, а также обоснована необходимость учитывать возрастные изменения при разработке диагностических критериев на основе флуоресцентной спектроскопии. Дальнейшие перспективы развития исследований лежат в поисках корреляции автофлуоресценции кожи с другими влияющими факторами и клиническом применении метода.

Библиографический список

1. Сергиев, П. В. Теории старения. Неустаревающая тема [Текст] / Сергиев П. В., Донцова О. А., Березкин Г. В. // Acta Naturae (русскаяязычная версия). - 2015. №1 (24). С. 9-20.
2. Meerwaldt, R. Simple non-invasive assessment of advanced glycation endproduct accumulation [Text] / R. Meerwaldt, R. Graaf, P.H.N. Oomen, T.P. Links, J.J. Jager, N.L. Alderson, S.R. Thorpe, J.W. Baynes, R.O.B. Gans, A.J. Smit // Diabetologia. – 2004. – Vol. 47. – P. 1324-1330.
3. Sell, D.R. Pentosidine: a molecular marker for the cumulative damage to proteins in diabetes, aging, and uremia [Text] / D.R.Sell, R.H. Nagaraj, S.K. Grandhee, P. Odetti, A. Lapolla, J. Fogarty, V.M. Monnier // Diabetes/Metabolism Reviews. – 1991. – Vol. 7. – P. 239-251
4. Noordzij, M. J. Skin autofluorescence and risk of micro- and macrovascular complications in patients with Type 2 diabetes mellitus—a multi-centre study [Text] / M. J. Noordzij, M. J., Mulder, D. J., Oomen, P. H., Brouwer, T. , Jager, J. , Castro Cabezas, M. , Lefrandt, J. D. and Smit, A. J. // Diabetic Medicine. – 2012. – Vol. 29. – P. 1556-1561.
5. Tanaka, K. Skin Autofluorescence Is Associated with the Progression of Chronic Kidney Disease: A Prospective Observational Study [Text] / Tanaka K, Nakayama

M, Kanno M, Kimura H, Watanabe K, et al. // PLOS ONE. – 2013. – Vol. 8. – №12. – P. e83799.

6. Dremin, V. Multimodal optical measurement for study of lower limb tissue viability in patients with diabetes mellitus [Text] / V. Dremin, E. Zherebtsov, V. Sidorov, A. Krupatkin, I. Makovik, A. Zherebtsova, E. Zharkikh, E. Potapova, A. Dunaev, A. Doronin, A. Bykov, I. Rafailov, K. Litvinova, S. Sokolovski, E. Rafailov // Journal of Biomedical Optics. – 2017. – Vol. 22. – № 8. – P.085003.

УДК 616.37+535

ЛАЗЕРНАЯ СПЕКЛ-КОНТРАСТНАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ИШЕМИИ ПОДЖЕЛУДОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ НА ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ

Е.С. Серёгина, М.А. Мезенцев, И.О. Козлов, В.В. Шуплецов,
В.В. Дрёмин

Научно-технологический центр биомедицинской фотоники Орловский
государственный университет им. И. С. Тургенева, г. Орел

Рассматривается применение лазерной спекл-контрастной визуализации, метода быстрого получения изображений, в котором обратно рассеянный свет используют для того, чтобы контрастировать динамические объекты от неподвижных, для оценки влияния ишемии поджелудочной железы мыши.

Ключевые слова: Лазерная спекл-контрастная визуализация, острый панкреатит, микрогемодинамика

LASER SPECKLE-CONTRAST IMAGING OF PANCREATIC ISCHEMIA IN LABORATORY ANIMALS

Seryogina E.S., Mezentsev, M.A., Kozlov I.O., Shupletsov V. V.,
Dremin V.V.

Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State
University named after I.S. Turgenev, Orel

Discusses the use of laser speckle contrast imaging, a rapid method of obtaining images in which the back scattered light is used in order to contrast the dynamic objects from a fixed, to assess the effect of ischemia of the pancreas of the mouse.

Keywords: Laser speckle-contrast imaging, acute pancreatitis, microhemodynamics

Одной из актуальных проблем хирургии органов брюшной полости является острый деструктивный панкреатит. Это связано с неуклонным ростом количества случаев заболеваемости, увеличением частоты осложнений и высокой летальностью. В развитии и прогрессировании острого панкреатита ведущую патогенетическую роль играют нарушения микрогемодинамики [1]. Важным подходом для получения информации о клиническом состоянии больного, в том числе во время операции, является применение методов диагностики. Методы оптической визуализации обеспечивают необходимые средства для диагностики изменений микроциркуляции [2,3], что позволяет врачу вовремя оценить состояние и выбрать правильную тактику лечения заболевания.

Лазерная спекл-контрастная визуализация является одним из современных методов для фиксирования и оценки микрогемодинамики тканей. Данный метод основан на регистрации случайной интерференции когерентного света в пространстве, вызванной неоднородностями поверхностей, скоростью движения рассеивающих частиц [4, 5]. Локальные флуктуации максимумов-минимумов интенсивности на освещённой поверхности называют спеклами. Временная и пространственная статистика спекл-картины зависят от суперпозиции скоростей броуновского и направленного движения рассеивающих частиц под зондируемой поверхностью. Оценка контраста регистрируемых спекл-картин формирует данные для анализа и обработки.

Изучение новых стратегий лечения острого панкреатита у человека невозможно без предварительных экспериментальных исследований на фантомах и линейных животных. Для моделирования патологии в данной работе был выбран один из методов моделирования острого панкреатита, включающий в себя создание окклюзии поджелудочной железе путем наложения лигатуры на тело поджелудочной железы.

Целью работы является применение лазерной спекл-контрастной визуализации для выявления патологических процессов в тканях поджелудочной железы при помощи модели ишемии органа.

В ходе исследования проводилось моделирование ишемии помощью наложения лигатуры на тело поджелудочной железы мыши. Работа была выполнена на мышцах линии Balb/c (n=6) с соблюдением Правила Надлежащей Лабораторной Практики Евразийского Экономического Союза.

В составе используемого устройства лазерной спекл-контрастной визуализации находятся излучатель, и видеокамера. Регистрацию спекл-контрастного изображения производили на установке, содержащей лазерный источник (длина волны - 635 нм), видеокамеру DCC 3260M и объектив Mitutoyo Plan Achromat MY5X-802. Используя программный пакет MATLAB с реализованным алгоритмом пространственно-временной обработки шаблона спекл, были получены спекл-изображения. Расчет среднего контраста полученного спекл-изображения осуществляли по формуле (1):

$$K = \left\langle \frac{\sigma_n}{\langle I \rangle_n} \right\rangle_k,$$

где $\langle \rangle$ – символ усреднения; n – окно усреднения n на n ; k – количество последовательных зарегистрированных фреймов; $\langle I \rangle_n$ – средняя интенсивность в окне n на n ; σ_n – среднеквадратическое отклонение в окне n на n .

Запись данных проводилась до и после ишемии. Для каждого животного производилась срединная лапаротомия. Наружу выводился органокомплекс, после чего поджелудочная железа помещалась на манипуляционный столик. Проводились предварительные манипуляции для последующего наложения лигатуры полиэфирной нитью. Затем животное помещалось под оптическую систему для визуализации исследуемой области и регистрации кровотока. После записи предварительных данных проводилось пережатие исследуемой области и вновь производилась регистрация кровотока. После завершения записи данных эксперимент завершался и проводилась постобработка данных в с помощью MATLAB. Обработанные спекл-изображения представлены на рисунке 1.

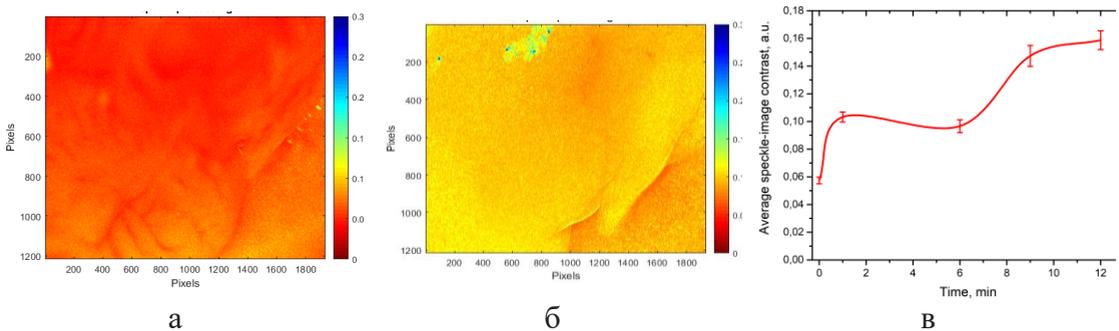


Рисунок 1 – Пример спекл-изображений до (а) и через 6 минут после (б) наложения лигатуры и график параметра средней контрастности изображений в области 100x100 пикселей (в)

Исходя из оценки параметра спекл-контрастности полученных изображений, можно сделать вывод о том, что метод лазерной спекл-контрастной визуализации позволяет детектировать отличия в характеристике здоровой и ишемизированной, или некротизированной ткани, а также дает возможность оценить изменения микроциркуляции в отдельном органе. Разработка методики применения данного метода при проведении операций позволит хирургу непосредственно во время операции получать дополнительную диагностическую информацию о состоянии органов и тканей и корректировать ход операции и последующее лечение.

Библиографический список

1. Вашетко Р.В., Толстой А.Д., Курыгин А.А., Стойко Ю.М., Красногоров В.Б. Острый панкреатит и травмы поджелудочной железы. СПб.: Питер, 2000; 320с.
2. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. М.: Физматлит, 2007.
3. Kalchenko, V., Brill, A., Bayewitch, M., Fine, I., Zharov, V., Galanzha, E., Tuchin, V. and Harmelin, A., "In vivo dynamic light scattering imaging of blood coagulation," J. Biomed. Opt. (2007)
4. Richards L.M., Kazmi S.M., Davis J.L., Olin K.E., Dunn A.K. Biomed. Opt. Express, 2013, 720с.
5. Zakharov, P., Völker, A., Buck, A., Weber, B. and Scheffold, F., "Quantitative modeling of laser speckle imaging," Opt. Lett. 31(23), 3465–3467 (2006).

УДК 612.15

**ВОЗМОЖНОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО
РУСЛА ПРИ СОВМЕЩЕНИИ МЕТОДОВ
ВИДЕОКАПИЛЛЯРОСКОПИИ И ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ
ФЛОУМЕТРИИ**

Д.Д. Ставцев¹, И.О. Козлов¹, И.Н. Маковик¹, А.В. Потёмкин², А.В. Дунаев¹
¹ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С.

Тургенева»,

г. Орёл

²Университет ИТМО, г. Санкт -Петербург

Методы видеокапилляроскопии (ВКС) и лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) позволяют неинвазивно оценивать параметры микроциркуляции. В данной работе показано совместное применение ВКС и ЛДФ для оценки параметров периферического кровотока у пациентов ревматологического профиля при применении холодовой прессорной пробы. Получены данные об изменении скорости капиллярного кровотока при холодовой пробе и различиях в параметрах фиксируемых методами ВКС и ЛДФ.

Ключевые слова: *капилляроскопия, видеокапилляроскопия, лазерная доплеровская флоуметрия, скорость капиллярного кровотока, микроциркуляция, ревматические заболевания, холодовая прессорная проба.*

THE POSSIBILITY OF INVESTIGATION THE MICROVASCULATURE BY COMBINE USING THE VIDEOLAPAROSCOPY AND LASER DOPPLER FLOWMETRY METHODS

D.D. Stavtsev*, I.O. Kozlov¹, I.N. Makovik¹, A.V. Potemkin², A.V. Dunaev¹

¹Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel

²ITMO University, Saint-Petersburg

Videocapillaroscopy and laser Doppler flowmetry methods allow researchers to assess microcirculation parameters non-invasively. The paper shows the combined use of VCS and LDF to assess the parameters of peripheral blood flow in rheumatological profile patients in the application of cold pressor test. The data of the change in the velocity of capillary blood flow in a cold sample and the differences in the parameters recorded by VCS and LDF were obtained.

Keywords: capillaroscopy, videocapillaroscopy, laser Doppler flowmetry, velocity of capillary blood flow, microcirculation, rheumatic diseases, cold pressor test.

Метод видеокапилляроскопии (ВКС) ногтевого ложа является одним из неинвазивных методов изучения микроциркуляции крови и анализа васкулярных нарушений на микроскопическом уровне. Метод основывается на высокоскоростной видеосъемке капилляров ногтевого валика. Обработка полученной последовательности видеок кадров позволяет определить скорость капиллярного кровотока в отдельно взятом капилляре, а также в различных отделах одного капилляра. Данный метод позволяет оценивать морфологию капиллярного звена микроциркуляторного русла и локальную скорость капиллярного кровотока в мм/с [1]. Метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) широко используется для оценки состояния системы микроциркуляции. Данная технология основана на зондировании ткани низкоинтенсивным лазерным излучением с последующей регистрацией обратно рассеянного излучения и определении динамических параметров микроциркуляции по доплеровскому сдвигу, возникающему при рассеянии зондирующего излучения на движущихся форменных элементах крови. После обработки полученного сигнала определяется показатель микроциркуляции, зависящий от произведения скорости кровотока и концентрации форменных элементов крови и измеряемый в относительных перфузионных единицах. Частотный анализ колебаний ЛДФ сигнала позволяет выявить модулирующие кровотока биологические ритмы. При ревматических заболеваниях наблюдаются изменения перфузии и спектральных характеристик ЛДФ сигнала. Целью данной работы было соотнести показания ЛДФ, фиксируемые при ревматических заболеваниях, с изменениями физиологических параметров, фиксируемых методом ВКС. Для оценки изменений параметров микроциркуляторного русла, резервных и адаптивных возможностей системы микроциркуляции была применена холодная прессорная проба (ХПП).[2]

Установка для проведения видеокапилляроскопии состоит из

оптической системы, включающей светосильный микрообъектив Mitutoyo M Plan APO 5X, ПЗС-камеры IDS UI-3060CP-C-HQ и боковой светодиодной подсветки. Для регистрации и последующей обработки результатов измерения используется специально разработанное программное обеспечение. Данная экспериментальная установка позволяет вести запись с кадровой частотой до 400 Гц. Для измерения показателя микроциркуляции используется многофункциональный лазерный неинвазивный диагностический комплекс «ЛАКК-М» (НПП «ЛАЗМА», Россия). Длина волны лазерного излучения в канале измерения ЛДФ составляет 1064 нм. Для записи ЛДФ сигнала, определения показателя микроциркуляции и вейвлет-анализа сигнала используется программное обеспечение НПП «ЛАЗМА».

Протокол эксперимента включал проведение трёх базовых измерений длительностью по 5 мин. каждое, а также холодной пробы. Холодовая прессиорная проба выполнялась путём погружения кистей обеих рук в ёмкость с холодной водой. Время экспозиции составляло 5 мин., температура воды $14 \pm 0,2$ °С. Измерения проводились непосредственно перед проведением ХПП, сразу после, и спустя 20 мин. после охлаждения [3]. Были проведены исследования на условно здоровом добровольце и пациентке с ревматическим заболеванием.

Капилляры у условно здорового добровольца имеют правильную U-образную форму. В тоже время у пациентки с ревматическим заболеванием выявлены значительные изменения формы капилляров, характерные для ревматических расстройств [4].

На основании результатов измерений были рассчитаны показатель шунтирования и уровень нутритивного кровотока, определяющие вклад различных отделов микроциркуляторного русла в общий микрокровооток [5].

У условно здорового добровольца после ХПП наблюдается увеличение показателя микроциркуляции на 10 пф.ед., сопровождающееся уменьшением нутритивного кровотока ($I_{mnutr1}=16,7$ пф.ед., $I_{mnutr2}=13,0$ пф.ед., $I_{mnutr3}=13,1$ пф.ед.) и увеличением показателя шунтирования ($VI_1=1,3$ отн.ед., $VI_2=2,4$ отн.ед., $VI_3=1,8$ отн.ед.). При этом средняя скорость капиллярного кровотока непосредственно после ХПП не изменяется ($V=4,8$ mm/s, $V=4,8$ mm/s, $V=4,2$ mm/s). У пациентки с ревматическим заболеванием изменение показателя микроциркуляции после ХПП менее значительное (2 пф.ед.), при этом наблюдается уменьшение показателя шунтирования ($VI_1=3,8$ отн.ед., $VI_2=2,3$ отн.ед., $VI_3=2,0$ отн.ед.) и увеличение нутритивного кровотока ($I_{mnutr1}=6,5$ пф.ед., $I_{mnutr2}=11,4$ пф.ед., $I_{mnutr3}=11,1$ пф.ед.). На фоне увеличения показателя микроциркуляции наблюдается значительное снижение скорости капиллярного кровотока после ХПП и более медленный темп её восстановления ($V=4,2$ mm/s, $V=0,8$ mm/s, $V=2,2$ mm/s).

Полученные результаты показывают возможность совместного применения методов ВКС и ЛДФ для получения дополнительной диагностической информации. В ходе работы были получены данные об

изменении скорости капиллярного кровотока после холодовой прессорной пробы, а также были выявлены различия в параметрах, фиксируемых методами ВКС и ЛДФ у пациентов с ревматическими заболеваниями при применении ХПП. Выявленные различия требуют проведения дополнительных исследований, призванных объяснить выявленный эффект с точки зрения физиологии, а также проведения дополнительных исследований для создания статистической выборки.

Данная работа поддержана грантом РФФИ (проект № 17-41-590560) и грантом президента Российской Федерации для государственной поддержки российских учёных № МК-3400.2018.8.

Библиографический список

1. Волков, М.В. Исследование параметров капиллярного кровотока методом видеокапилляроскопии / М.В. Волков, Д.А. Кострова, Н.Б. Маргарянц, А.Ю. Пименов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2016 Доклады XII Международной научной конференции с научной молодежной сессией. Владимир. 2016. – С. 77-80.
2. Маковик И. Н. Метод неинвазивной диагностики функционального состояния микроциркуляторно-тканевых систем верхних конечностей с помощью холодовой прессорной пробы //Декабрь. – 1998. – Т. 6. – №. 1. – С. 36.
3. Новикова И. Н. и др. Возможности применения вейвлет-анализа осцилляций параметров микроциркуляторно-тканевых систем при проведении холодовой прессорной пробы на пальцах рук //Биотехносфера. – 2015. – №. 6 (42).
4. Alekperov R. T., Volkov A. V., Guseva N. G. Wide-field capillaroscopy in diagnosis and differential diagnosis of rheumatic diseases //Terapevticheskii arkhiv. – 1998. – Т. 70. – №. 5. – С. 80.
5. Dunaev A. V. et al. Investigating tissue respiration and skin microhaemocirculation under adaptive changes and the synchronization of blood flow and oxygen saturation rhythms //Physiological Measurement. – 2014. – Т. 35. – №. 4. – С. 607.

**МЕТОДИКА МОНОВОЛЮМЕТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ДЛЯ
ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ В ЛЁГКИХ ПРИ
ПРОВЕДЕНИИ БОЛЬНЫМ РЕСПИРАТОРНОЙ ТЕРАПИИ
АППАРАТАМИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ ОБЩЕГО
НАЗНАЧЕНИЯ**

О.В. Абрамова^{1,2}, В.В. Горячев², А.А. Пимахин^{1,2}, Е.В. Пимахина^{1,2},
П.С. Провоторов³, Н.М. Толкач³

¹ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

²ГБУ РО «Областной Клинический Перинатальный Центр», г. Рязань

³Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе обобщена информация об изменении давления в дыхательных путях при отеке легких на фоне проведения ИВЛ.

Ключевые слова: моноволюметрический контроль, ИВЛ.

**MONOVOLUMETRIC CONTROL METHODOLOGY TO DETERMINE
PATHOLOGICAL LUNGS CHANGES WHEN CARRYING ARTIFICIAL
VENTILATION OF LUNGS**

O.V. Abramova^{1,2}, V.V. Goraychev², A.A. Pimakhin^{1,2}, E.V. Pimahina^{1,2},
P.S. Provotorov³, N.M. Tolkach³

¹Ryazan state medical university, Ryazan

²Regional clinical perinatal center, Ryazan

³Ryazan state radioengineering university, Ryazan

We summarize the information about pressure change in the respiratory tract during pulmonary edema against the background of mechanical ventilation.

Key words: monovolumetric control, mechanical ventilation.

В реаниматологической практике нередко приходится проводить длительную искусственную вентиляцию лёгких (ИВЛ) крайне тяжелым больным, у которых контроль за состоянием лёгких затруднён из-за бессознательного состояния, тяжёлой травмы и пр. ИВЛ проводят с использованием аппаратов, которые на вдохе принудительно подают газовую смесь кислорода и сжатого воздуха в легкие для насыщения крови кислородом. На выдохе аппарат удаляет из легких углекислый газ. Аппарат ИВЛ обеспечивает респираторную поддержку пациенту как по объему, так и по давлению.

Определённую помощь реаниматологу в оценке состояния лёгких у больного может оказать проводимый моноволюметрический контроль. При установлении режимов ИВЛ реаниматолог отмечает в карте наблюдения минутный объём дыхания (МОД), объём воздуха, давление на вдохе и выдохе. При неизменённом режиме ИВЛ эти показатели остаются стабильными. Если у

больного появляются какие-то изменения в легких, изменяются условия ИВЛ, аппарат будет продолжать нагнетать заданный объем газа в легкие, но при этом изменится давление на вдохе и выдохе. Так у больной И. 9 лет с опухолью правого полушария головного мозга при ИВЛ в объемах: МОД – 5 л, объем вдоха – 300 мл, сопротивление воздуху составляло +170 мм H₂O, на выдохе – 40 мм H₂O. При неизменившемся режиме ИВЛ, на фоне развития отека легких давление изменилось до +290 мм на вдохе и 50мм на выдохе. Введение в трахею пеногасителя привело к изменениям в давлении на вдохе +270 мм, на выдохе – 45мм. Моноволуметрический контроль позволил судить об изменениях в легких (условия ИВЛ оставались прежними).

Аналогичного описания другими авторами в литературе мы не встречали.

Библиографический список

1. Голуб И.Е., Сорокина Л. В. Респираторная терапия // Иркутский Государственный медицинский университет, 2016. – С. 150.

УДК 616 - 036.882 -08(075.8)

ПРАВИЛА ОПРЕДЕЛЕНИЯ СУДОРОЖНОЙ ГОТОВНОСТИ У ДЕТЕЙ

О.В. Абрамова^{1,2}, О.В. Окрут², А.А. Пимахин^{1,2}, Е.В. Пимахина^{1,2},

П.С. Провоторов³, Н.М. Толкач³

¹ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

²ГБУ РО «Областной Клинический Перинатальный Центр», г. Рязань

³Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе изложена авторская методика определения судорожной готовности у новорожденных.

Ключевые слова: *новорожденные, судорожная готовность.*

RULES FOR DETERMINING SHIPPOPPING READINESS IN CHILDREN

O.V. Abramova^{1,2}, O.V. Okrut², A.A. Pimakhin^{1,2}, E.V. Pimahina^{1,2},

P.S. Provotorov³, N.M. Tolkach³

¹Ryazan state medical university, Ryazan

²Regional clinical perinatal center, Ryazan

³Ryazan state radioengineering university, Ryazan

We present the author's method of determining convulsive readiness in newborns.

Key words: *newborns, convulsive readiness.*

При отклонениях от стандартного течения беременности и родов до 50% новорожденных имеют симптомы поражения центральной нервной системы. Для диспансерного наблюдения они должны быть включены в группу

высокого риска развития психической патологии.

В многопрофильном реаниматологическом стационаре Рязанской областной детской клинической больницы с диагностической целью (а в последующем и для оценки эффективности лечебных мероприятий) предложено определять судорожную готовность у новорожденных путем нанесения раздражения струей воздуха, выталкиваемого сжиманием в ладони резиновой груши объемом 200 см³ (выходное отверстие диаметром 3 мм). Струю воздуха с расстояния 2-3 см подаем или на область лба у переносицы, или (при закрытом лице ребенка колпаком для оксигенотерапии или повязкой) на середину грудины по срединной линии или шеи.

При выраженном судорожном синдроме в ответ на раздражение у ребенка появляются судороги разной интенсивности. На фоне искусственной вентиляции легких (ИВЛ), вспомогательной ИВЛ, на фоне «загруженности» ребенка по другим причинам, судорожный синдром может не проявиться, но на экране пульсоксиметра (при насыщении крови кислородом менее 100%) оксиметрическая кривая изменяет конфигурацию (появляется «горб»), или изменяется ритм, темп, нередко исчезают любые пульсовые признаки (изолиния). При отрицательном результате характеристика пульсоксиметрической кривой остается стабильной.

Если в ответ на раздражение отмечали нарушения темпа или ритма сердечных сокращений на экране пульсоксиметра, то отмечали эти изменения и на экране электрокардиоскопа, и регистрировали при электрокардиографии.

При диспансерном наблюдении проведение неинвазивной пробы для диагностирования судорожной готовности позволит своевременно проводить необходимые мероприятия для снижения степени поражения ЦНС в процессе взросления детей.

Библиографический список

1. Темин П.А., Никанорова М.Ю. Эпилепсии и судорожные синдромы у детей // М., 2009. – С.623.
2. Бадалян Л.О., Медведев М.И., Ильина Е.С. и др. // Журнал невропатологии и психиатрии. 2005. – № 5. – С. 80-92.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПОЛЯ ПРОВОДИМОСТИ ИССЛЕДУЕМОГО ОБЪЕКТА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ У ДЕТЕЙ

Г.К. Алексанян, И.Д. Щербаков, А.И. Кучер, М. А. Прийма

Южно-российский государственный политехнический университет (НПИ) им.
М.И. Платова, г.Новочеркасск

Данная статья посвящена разработке пользовательского приложения, моделирующего исследование методом электроимпедансной томографии. Приложение было разработано в среде COMSOL Multiphysics®.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, компьютерное моделирование.

COMPUTER SIMULATION OF THE FIELD OF CONDUCTIVITY OF THE INVESTIGATED OBJECT BY THE METHOD OF ELECTROIMPEDANCE TOMOGRAPHY

Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D., Kucher A.I., M.A. Priyma

South-Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk

This article is devoted to the development of a user application that simulates the study of electrical impedance tomography. The application was developed in the COMSOL Multiphysics® environment.

Keywords: *electrical impedance tomography, computer simulation.*

Введение. Электроимпедансная томография (ЭИТ) [1] представляет собой метод медицинской визуализации распределения удельного сопротивления тела человека (или внутренних органов). При этом для демонстрации возможностей ЭИТ требуется специальное оборудование. Для обеспечения демонстрации возможностей ЭИТ без специального оборудования было принято решение разработать пользовательское приложение, моделирующее исследование методом ЭИТ.

Целью настоящего доклада является описание основных этапов разработки приложения, моделирующего распределение поля проводимости методом электроимпедансной томографии [1].

Методы и средства. Приложение, моделирующее исследование методом (ЭИТ) было разработано в среде *COMSOL Multiphysics®*[2] (СМ). В качестве основы для моделирования была выбрано исследование проводимостей неоднородностей в поле цилиндрического фантома [3].

Разработка приложения. В СМ был создан проект типа «*Model Wizard*» с 3D геометрией. Для возможности работы с электрическими токами был выбран интерфейс «*Electric Currents*». Так как при исследовании ЭИТ частота тока переменна, выбрано исследование «*Frequency Domain*».

На рис.1 представлен пример созданной трёхмерной модели.

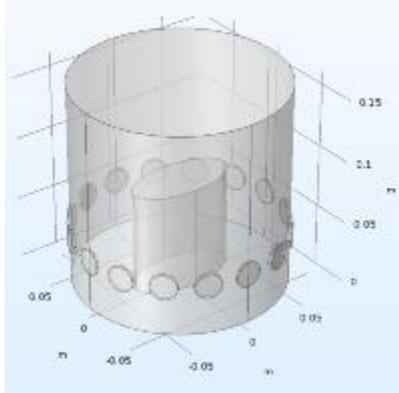


Рис.1 – Геометрическое представление исследования

В рабочей области *СМ* созданы трехмерные модели фантома (160*160 мм) с 16 прикрепленными электродами (20*2 мм), расстояние до центра электрода – 40мм. Так же созданы 6 неоднородностей различных форм сечения: «квадрат», «прямоугольник», «треугольник», «круг», «овал» и «звезда». Высота каждой неоднородности составляет 80 мм. Размеры по координатным осям *x* и *y*, а также размещение по оси *y* обозначены переменными для последующей возможности изменения. При этом одновременно может быть активна только одна неоднородность.

Далее каждому геометрическому объекту был назначен материал: для фантома раствор хлорида натрия, для электродов медь, для неоднородностей воздух.

Каждый *i*-й электрод был инициализирован свойством «*Ground*» (заземление). Для каждого *i*+1 электрода было выбрано свойство «*Terminal*» с силой тока 5мА. Затем все свойства были переведены в режим «*Disable*». Частота тока выбрана 100 кГц.

Для считывания значений напряжения для каждого электрода была инициализирована таблица с помощью инструмента «*Point Evaluation*».

Далее в разработчике приложений было разработано пользовательское приложение, включающее:

- отображение распределения напряжения на поверхности фантома в режиме реального времени;
- изменение размеров и размещения неоднородности в поле фантома;
- переключение инжектирующих электродов при каждой из 16 итераций;
- численное отображение результатов исследования.

Интерфейс разработанного приложения приведен на рис. 2(а,б).



Рис. 2 – Интерфейс разработанного приложения

а – Диалоговое окно «Распределение напряжения на поверхности исследуемого объекта»; б - Диалоговое окно «Измеренные величины напряжения в виде таблиц»

Обсуждение результатов. Полученные численные результаты исследования, смоделированного в среде *СМ*, обработаны в среде *Octave*[4] с использованием пакета *Eidors*[5](рис 3(а-г) [6]).

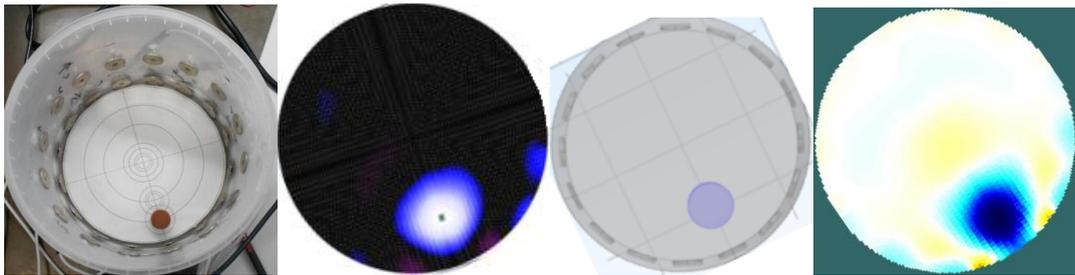


Рис. 3 – а) - фото модели фантома при реальном эксперименте;
 б - реконструкция на основе реальных измерений;
 в - модель фантома, разработанная в среде *COMSOL Multiphysics®*;
 г - реконструкция на основе смоделированного исследования

Визуальное сравнение полученных результатов реконструкций показывает корректную работу разработанного приложения.

Заключение. Разработанное средствами *Comsol Multiphysics®* приложение позволяет проводить исследования методом электроимпеданной томографии, без использования аппаратных средств.

Библиографический список

1. 5. Aleksanyan G.K. Development of hardware-software complex for electrical impedance tomography of biological objects / Aleksanyan G.K. / Gorbatenko N.I. /

Tarasov A.D.// Research Journal of Applied Sciences – 2014 - №9(12) -С. 1030-1033.

2. Pryor R.W. Multiphysics Modeling Using COMSOL®: A First Principles Approach// Jones & Bartlett Publishers, 2006

3. Aleksanyan G., Shcherbakov I., Kucher A., Priyma M. Research of the conductivity of organic and inorganic media in multi-angle multi-frequency electrical impedance tomography//MATEC Web of Conferences 132, 2017

4. GNU Octave//GNU Octave Scientific Programming Language [Электронный ресурс] URL:<https://www.gnu.org/software/octave/>

5. EIDORS// EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software [Электронный ресурс] URL: <http://eidors3d.sourceforge.net>

6. Кучер А.И., Алексанян Г.К. Применение MICROCAP И EIDORS В Задачах Электроимпедансной Томографии// Вьетнамо-Российская Международная научная конференция, 2015.

УДК 004.832.22

ЗАДАЧИ ИДЕНТИФИКАЦИИ ВНУТРЕННИХ СТРУКТУР БИООБЪЕКТА НА ОСНОВЕ РЕЗУЛЬТАТОВ МОНИТОРИНГА ПОЛЯ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОВОДИМОСТИ

А.И. Кучер, Г.К. Алексанян, И.Д. Щербakov

Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им.

М.И. Платова, г. Новочеркасск

В статье авторами обосновывается актуальность применения интеллектуального анализа данных при идентификации внутренних структур биологических объектов на основе электроимпедансной томографии, а также предлагается методика использования интеллектуального анализа данных в электроимпедансной томографии.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, реконструкция, визуализация, внутренняя структура, электрический импеданс, биологический объект, идентификация, интеллектуальный анализ данных, компьютерная модель

TASKS OF IDENTIFICATION OF THE INTERNAL STRUCTURES OF A BIOLOGICAL OBJECT BASED ON THE RESULTS OF CONDUCTIVITY CHANGE FIELD MONITORING

A.I. Kucher, G.K. Aleksanyan, I.D. Shcherbakov

South Russian State Polytechnic University (NPI) them. M.I. Platova, Novocherkassk

In the article, the authors substantiate the relevance of the application of intelligent data analysis in identifying the internal structures of biological objects based on

electrical impedance tomography, and also propose a method of using data mining in electrical impedance tomography.

Keywords: *electrical impedance tomography, reconstruction, visualization, internal structure, conductivity, biological object, identification, model, fuzzy sets, fuzzy logic, adaptive clustering, computer model*

Получение качественных и достоверных данных о внутренней структуре биологического объекта (БО) позволяет повысить эффективность лечебных мероприятий и прогностическую ценность результатов диагностики состояния организма, что делает данную задачу крайне актуальной. Наличие различных способов и подходов в медицинской визуализации свидетельствует об отсутствии эффективных средств выявления патологий внутренних структур, границ тканей и органов. Для качественного анализа результатов визуализации внутренних структур БО используются высококвалифицированные специалисты. Однако, большой объем информации, сложность подготовки специалистов, субъективность восприятия, вариативность условий проведения медико-биологических исследований и качеств источников медико-биологической информации и т.п. приводят к высокой доле ошибочных решений и снижению прогностической ценности результатов диагностики [1]. В этой связи крайне актуальной задачей является разработка как новых методов медицинской визуализации, так и применение интеллектуального анализа данных (ИАД) [2] для автоматизации процесса идентификации внутренних структур БО и повышения прогностической ценности результатов идентификации.

Одним из таких перспективных методов медицинской визуализации является электроимпедансная томография (ЭИТ) [3]. Метод ЭИТ позволяет на основании электрических измерений на поверхности БО при зондировании БО электрическим током малой амплитуды и высокой частоты реконструировать и визуализировать поле электрического импеданса внутри БО (статическая ЭИТ) [4]. Так же метод позволяет реконструировать и визуализировать поле изменения электрического импеданса (дифференциальная ЭИТ) [4]. Большой интерес представляет дифференциальная ЭИТ, т.к. на основании результатов мониторинга поля изменения электрического импеданса можно судить о биологических процессах, протекающих внутри БО – например, вентиляция легких, кровенаполнение тканей, процесс пищеварения и т.п.

Современные ЭИТ-системы позволяют формировать до 100 изображений в секунду, при этом число элементов модели БО при реконструкции может достигать десятки и сотни тысяч, что приводит к большому объему информации для анализа. Таким образом, актуальным является применение методов интеллектуального анализа данных (ИАД) в ЭИТ. В ИАД выделяют следующие основные задачи [5]:

1. Задача классификации – для каждого объекта определяется категория или класс, к которому он принадлежит.

2. Задача регрессии – схожа с задачей классификации, но в ходе её решения производится поиск шаблонов для определения числового значения.

3. Задача прогнозирования новых значений на основании имеющихся последовательностей

4. Задача кластеризации – деление множества объектов на группы (кластеры) со схожими параметрами.

Решение всех типов задач ИАД может найти свое применение в ЭИТ. С помощью ИАД можно повысить качество результатов реконструкции поля изменения электрического импеданса внутри БО путем решения задачи прогнозирования и регрессии для исключения артефактов реконструкции. Так же с помощью решения задачи кластеризации можно производить идентификацию внутренних структур на основании результатов мониторинга поля изменения электрического импеданса внутри БО, а с помощью решения задачи классификации относить результаты кластеризации к различным внутренним органам, реализовав тем самым интеллектуальную идентификацию внутренних структур. Возможно использование как обучения с учителем на основании априорной информации о протекающем биологическом процессе (например, результаты синхронно регистрируемой спирограммы или реограммы грудной полости) при исследовании законов изменения электрического импеданса в каждой точке БО [6]. Возможно использование обучения без учителя, используя в качестве входных данных лишь результаты реконструкции и визуализации поля изменения электрического импеданса внутри БО.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-38-00786 «Разработка методологии и алгоритмических средств интеллектуальной идентификации внутренних структур биологических объектов в системах электроимпедансной томографии».

Библиографический список

1. Система поддержки принятия решения при диагностике патологий околоносовых пазух на основе метода распознавания денситометрических образов: дис. ... канд. тех. наук: 05.11.17 / Прибыльский Алексей Васильевич. – Таганрог, 2018. – 193 с.

2. Рафалович В. Data Mining, или интеллектуальный анализ данных для занятых. — 2014. — 96 с. — ISBN: 978-5-9791-0311-2.

3. Пеккер Я.С., Бразовский К.С. Электроимпедансная томография. Томск: Изд-во НТЛ, 2004. – 192 с.

4. Cheney, M., Isaacson, D., Newell, J. C. (1999). Electrical impedance tomography// SIAM Review. – 1999, Vol.41, №1, – С.85-101.

5. Интеллектуальный анализ данных: базовые понятия [Электронный ресурс]. – Электрон. дан. – Режим доступа: <https://www.intuit.ru/studies/courses/2312/612/lecture/13260>, свободный.

6. Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D., Kucher A.I., Sulyz A.V. Development of the algorithm of measurement data and tomographic section reconstruction results processing for evaluating the respiratory activity of the lungs using the multi-angle electric impedance tomography // AIP Conference Proceedings. –2018. –T. 1952. №020102. – 8 с.

Секция 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

УДК 004.051

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ

П.О. Егорова

Вологодский государственный университет, г. Вологда

В данной статье оптимизирована информационная технология в медицине, обеспечивающая качество наблюдения за состоянием пациентов в любое время и в любом месте, ускорение работы медицинского персонала и снижение затрат на обслуживание пациентов.

Ключевые слова: *информационная технология, медицинские устройства, медицинская сеть, диагностика.*

INFORMATION TECHNOLOGY IN MEDICAL INSTITUTIONS

P.O. Egorova

Vologda State University, Vologda

In this article, optimized information technologies in medicine, ensuring the quality of monitoring the status of patients anytime and anywhere, expediting the work of medical personnel and reduce the cost of patient care.

Keywords: *information technology, medical devices, medical network, diagnostics.*

На сегодняшний момент в различных медицинских учреждениях РФ проводятся традиционные, а также современные методы диагностических исследований: электрокардиография, ультразвуковое исследование, гастроскопия, а также всевозможные эндоскопические исследования и многие другие. Однако, чтобы названные методы диагностики работали более эффективно, следует внедрять в сферу медицины информационные технологии (ИТ). Без них в современных медицинских учреждениях тяжело оценить эффективность дальнейшего лечения пациента. Поэтому внедрение информационных технологий во всю работу медицинских учреждений – задача первостепенной важности. Соответственно дальнейшее развитие этих технологий требует рассмотрения и решения различных медицинских практических вопросов [1,2].

В связи с этим, целью настоящей работы является оптимизация ИТ в медицине, обеспечивающая качество наблюдения за состоянием пациентов в любое время и в любом месте, ускорение работы медицинского персонала и снижение затрат на обслуживание пациентов.

В настоящее время медицинские устройства и ИТ стали непрерывно

связаны как технологически, так и функционально. Медицинские устройства больше не подключены только к персональному компьютеру (ПК) для оценки данных, но обладают также интегрированной картой сетевого интерфейса, определяющей возможность их подключения непосредственно к ИТ-сети для отправки данных на сервер, для их сохранения в архиве и/или дальнейшей обработки. Пользователь может получить доступ к этим медицинским данным пациента в любое время, в любом месте и в любой форме. Это означает, что ИТ-сеть в больнице приобретает все большую значимость для лечения пациента и что требования в отношении доступности, безопасности и эффективности сети также постоянно возрастают.

Соединение или интеграция медицинских устройств в ИТ-сети в больнице, а также в других областях системы здравоохранения РФ, приводит к тому, что ИТ-сети становятся более тесно связанными и, соответственно, более важными. В связи с этим они составляют неотъемлемую часть современного ухода за пациентами.

Медицинская сеть осуществляет выполнение следующих задач:

- представление записей об услугах и их стоимости;
- данные изображений и клинические результаты;
- показатели жизнедеятельности и данные сигналов оповещений от медицинских устройств.

Для передачи данных медицинские устройства выдвигают различные требования к сети, которые могут быть подразделены на три класса:

1. Передача больших объемов данных (например, снимки компьютерной томографии, магнитно-резонансной томографии, видеозаписей), требующая высокой скорости передачи информации.

2. Передача критичных по времени показателей жизнедеятельности и данных сигналов оповещения (интенсивная терапия), требующая надежности.

3. Передача конфиденциальных данных пациентов, требующая защиты и безопасности.

К медицинским данным предъявляются особые требования в отношении:

- целостности (достоверности);
- защиты;
- безопасности;
- полноты.

Поэтому медицинская сеть должна удовлетворять данным требованиям.

Медицинская диагностика и терапия на сегодняшний день зависит от быстрой доступности в любой момент времени изображений, клинических и других данных. В связи с этим могут возникать значительные проблемы и риски для диагностики и лечения пациентов в ситуации, когда:

- данные недоступны или являются неполными;
- данные доступны недостаточно быстро;
- такие данные, как изображения, внезапно недоступны в ходе операции;

- передача показателей жизнедеятельности и/или сигналов оповещения невозможна или прервана.

Ключевым аспектом медицинских сетей для пользователей является доступность информации. Под доступностью понимается отрезок времени, в течение которого компьютерная программа обрабатывает информацию и представляет её пользователю. ИТ-сети все больше используются в больницах также для передачи критичных по времени показателей жизнедеятельности и сигналов оповещения с мониторов пациентов и другого оборудования. В связи с этим ИТ-сеть становится центральным компонентом взаимосвязанной медицинской системы. Системы данного типа содержат ряд разнородных и отдельных медицинских устройств, которые способны выполнять свои задачи только взаимодействуя друг с другом. В рамках медицинской сети возможна идентификация взаимосвязанных систем, которые являются её подгруппами.

На рис.1 показан пример взаимосвязанной медицинской системы в области кардиологии, обеспечивающей дополнительный мониторинг амбулаторных пациентов после операций.

После операций необходимо осуществлять мониторинг пациентов, используя мониторы, которые отправляют сигналы оповещения показателей жизнедеятельности на центральный сервер тревоги через беспроводное соединение. В случае тревоги сервер с помощью специального программного обеспечения (СПО) направляет сообщения на мобильный телефон врачей либо младшего медицинского персонала.



Рисунок 1– Взаимосвязанная медицинская система в области кардиологии

Решения СПО являются центральным компонентом таких систем. Если в такой системе появляются сигналы, например о нарушении сердечного ритма, то отказ техники могут иметь существенные последствия для пациентов.

В целом, ИТ в системе здравоохранения дают возможность удаленным людям получить полезную помощь от квалифицированных и опытных врачей. Это особенно необходимо тем людям, которые:

- проживают в удаленных регионах;
- попали в чрезвычайные ситуации;

- находятся в замкнутом пространстве (в космосе);
- ограничены физическими возможностями.

Таким образом, врачам или пациентам нет надобности, преодолевать огромные расстояния, чтобы дать или получить медицинскую консультацию. Врач может с помощью ИТ дистанционно оценить состояние больного, провести его осмотр, ознакомиться с результатами диагностических обследований и на их основе назначить дальнейшее лечение.

Библиографический список

1. Информационные технологии в медицине [Электронный ресурс]. URL: <http://www.resortsoft.ru> (дата обращения 21.02.2013).
2. Гусев А.В. Рынок медицинских информационных систем: обзор, изменения, тренды // Врач и информационные технологии. 2012. - №3. - С. 6-15.

УДК 617.57–089.28

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭМГ-СИГНАЛОВ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

А.Н. Спиркин, С.В. Саракуца

Научный руководитель д.т.н., проф. Л.Ю. Кривоногов
Пензенский государственный университет, г. Пенза

В статье представлен метод обработки и идентификации сигналов электромиограммы, полученный с мышц голени. Показано, что управление протезом с помощью электромиограммы является наиболее близким к естественному механизму управления конечностями и позволяет существенно расширить двигательные возможности инвалида.

Ключевые слова: электромиографический сигнал, бионический протез, электрод, беспроводное управление

USE OF EMG-SIGNALS FOR THE CONTROL OF THE LOWER LIMB PROSTHESIS

A.N. Spirkin, S.V. Sarakutsa

Scientific adviser Dr., prof. L.Y. Krivonogov
Penza State University, Penza

The article presents the method of processing and identification of electromyogram signals obtained from the muscles of the leg. It is shown that the management of the prosthesis with the help of an electromyogram is closest to the natural mechanism of control of the limbs and can significantly expand the motor capabilities of the disabled person.

Keywords: electromyographic signal, bionic prosthesis, electrode, wireless control

Ампутация нижних конечностей оказывает негативное влияние практически на все функциональные системы организма, вызывает метаболические нарушения, изменения вегетативной регуляции, снижение физической работоспособности и толерантности к физической нагрузке, при этом более 50% пациентов с ампутацией нижних конечностей – это люди трудоспособного возраста, которые могут вести активный образ жизни.

До недавнего времени протезы прикреплялись к человеческому телу механически и не имели никакой связи с нервной системой. Они могли сгибаться в своих железных шарнирах-суставах, но для выполнения каждого движения владельцу нужно было тем или иным образом регулировать поведение своего протеза вручную, обеспечивая обратную связь. Однако, когда человеку без ноги хочется пошевелить пальцем, мозг генерирует соответствующий сигнал, который идет по нервам, ведущим к мышцам конечности. Но, поскольку нога отсутствует, сигнал уходит «в пустоту». Но если по пути «перехватить» нервные импульсы, то на этой основе после анализа и обработки данных можно сформировать команды для управления протезом. Биоэлектрическое воздействие, передаваемое от центральной нервной системы к мышцам, отражается повышением амплитуды в так называемых двигательных точках – местах наибольшего скопления двигательных единиц [1]. Область двигательной точки является максимально возбудимым участком мышцы. Если регистрировать биопотенциал в местах расположения двигательных точек посредством электромиографии (ЭМГ), то мы можем получить исходные сигналы для управления протезом. Для регистрации биопотенциалов безопаснее использовать поверхностную ЭМГ.

Поверхностная ЭМГ – это метод регистрации и изучения биопотенциалов мышц путем отведения биоэлектрической активности поверхностными электродами на кожу. Этот метод является неинвазивным и безболезненным, в отличие от игольчатой ЭМГ, но позволяет оценить только суммарный ЭМГ-сигнал от различных двигательных единиц, расположенных в непосредственной близости от отводящих электродов.

Управление протезом с помощью ЭМГ является наиболее близким к естественному механизму управления конечностями и позволяет существенно расширить двигательные возможности инвалида. На рисунке 1 показано профили ЭМГ здорового человека, снятые с мышц голени: с икроножной (*Gastrocnemius* - GAS), с передней большой берцовой мышцы (*Tibialis anterior* - TA), камбаловидной мышцы (*Soleus* - SOL) [2].

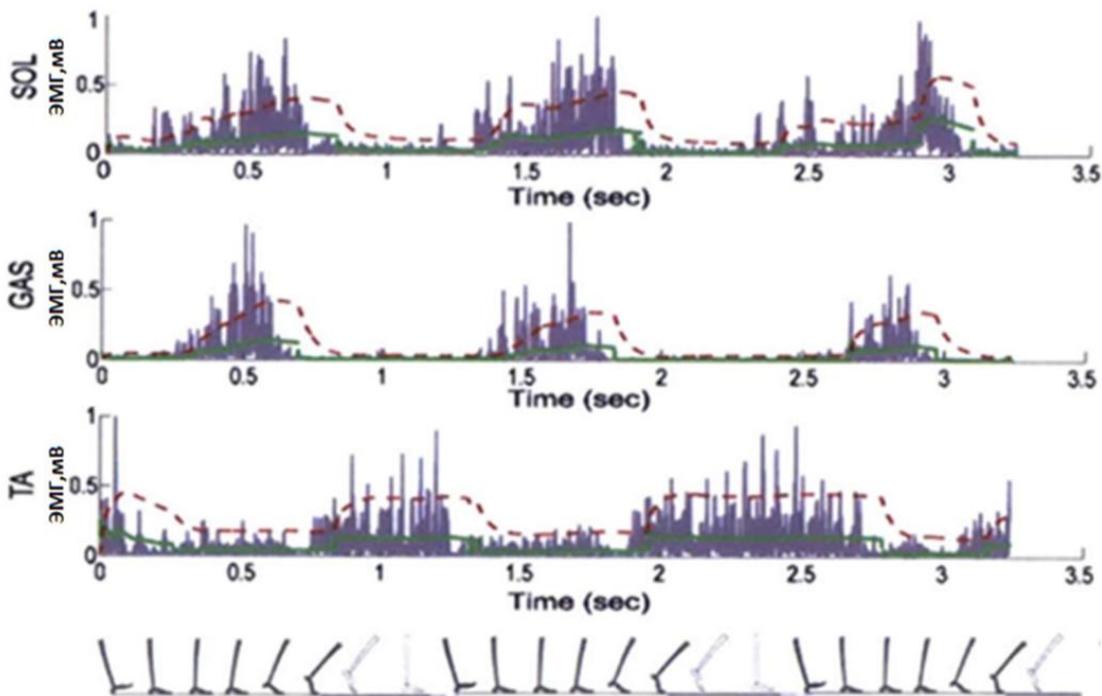


Рисунок 1 – Профили ЭМГ здорового человека

Очевидно, что мышцы GAS и SOL активируются во время разгибания стопы (фаза опоры на стопу) и деактивируются прямо перед отрывом пятки. Мышца TA активируется во время фазы переноса и деактивируется прямо перед ударом пятки. Это говорит о том, что если у пациентов с ампутацией, у которых сохранены эти мышцы ЭМГ-сигнал, измеренный от остаточной мышцы конечностей, можно использовать для управления протезом.

Успешность реализации предложенных идей во многом определяется степенью достоверности расшифровки биопотенциалов мышцы при планируемом движении. Авторами было проведено исследование ЭМГ-сигналов, полученных с мышц голени. Для регистрации ЭМГ-сигналов использовались датчики типа Muscle Sensor v3 kit [3], которые подключались к плате управления/сбора данных Arduino Uno с встроенным микроконтроллером типа ATmega 2560. Полученные сигналы передавались в персональный компьютер, где обрабатывались в программе Simuling. На рисунке 2 представлен макет разработанного устройства. Уровень сигнала в диапазоне частот до 500 Гц лежал в пределах 0–10 мВ. Наименее искаженный и достоверный сигнал ЭМГ находился в диапазоне частот 15–150 Гц

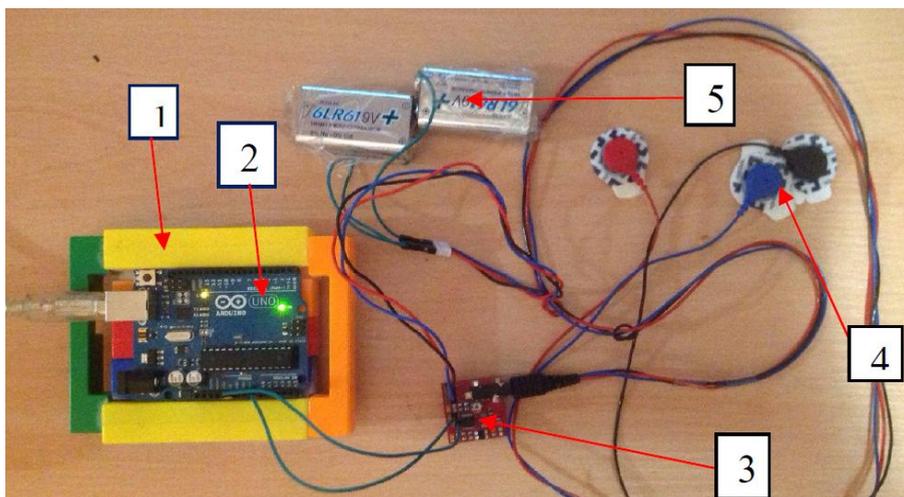


Рисунок 2 – Макет биоинформационной системы на основе обработки мышечной активности: 1-электронный модуль, собранный на базе Arduino, 2-плата Arduino Uno, 3- датчик мышечной активности Muscle Sensor v3 kit, 4- электроды, 5- блок питания

Полученные результаты подтвердили возможность использования ЭМГ сигналов для управления протезом нижней конечности, а использование интеллектуальных датчиков регистрации ЭМГ-сигнала совместно с платой сбора/управления данных типа Arduino Uno позволило значительно упростить обработку ЭМГ-сигналов посредством программного средства Simuling.

Библиографический список

1. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. [Электронный ресурс]: Учебное пособие. – М.: Физматлит, 2010. – 436 с. Режим доступа: http://e.lanbook.com/books/element.php11_id=2292
2. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Биомеханика. Учебник для высших и средних заведений. М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
3. Сафин, Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксеев М.А. Оценка эффективности различных конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. – 2009. – №2(10). – С.88-100.

РАЗРАБОТКА РЕГИСТРАТОРА ЭЭГ-СИГНАЛА ДЛЯ НЕЙРОКОМПЬЮТЕРНОГО ИНТЕРФЕЙСА

А.В. Кошелева

Научный руководитель – Акулов С.А., канд. техн. наук, доцент,
Самарский национальный исследовательский университет имени академика
С.П. Королёва, Самара.

В статье приводится описание разработки устройства регистрации ЭЭГ-сигнала, построенного на специализированной микросхеме AD7177 фирмы Analog Devices. Приведена структурная схема и основные характеристики разработанного регистратора.

Ключевые слова: электроэнцефалография, нейрокомпьютерный интерфейс, сигма-дельта АЦП, частота дискретизации.

DEVELOPMENT OF EEG SIGNAL RECORDER FOR NEURAL-COMPUTER INTERFACE

A.V. Kosheleva

Research advisor - S.A. Akulov, PhD, associate professor, Samara National Research University, Samara.

The article describes an EEG-signal recording device based on the AD7177 chip from Analog Devices. The block diagram and the main characteristics of the developed device are given.

Keywords: electroencephalography, brain-computer interface, sigma-delta ADC, sampling frequency

Нейрокомпьютерный интерфейс – это устройство, предназначенное для коммуникации человека с компьютером либо протезом. Данная система коммуникации основана на непосредственном преобразовании намерений человека, описываемых в записи ЭЭГ, в управляющие сигналы. Основным применением нейрокомпьютерного интерфейса является его использование в составе устройств реабилитации пациентов с различными двигательными и неврологическими нарушениями [1].

Работа нейрокомпьютерного интерфейса базируется на следующих этапах обработки ЭЭГ-сигнала:

- оцифровка ЭЭГ-сигнала;
- предварительная обработка (фильтрация от шумов, удаление артефактов);
- выделение характерных признаков;
- классификация полученных признаков.

Таким образом, отправной точкой при создании нейрокомпьютерных интерфейсов является разработка устройства регистрации ЭЭГ-сигнала. Параметры электроэнцефалографического сигнала, а также специфических

ритмов (SCP, ERP, P300, SSVEP, SMR), используемых в нейрокомпьютерных интерфейсах, являются определяющими при разработке устройств регистрации. В качестве ключевых требований можно выделить: высокую степень интеграции компонентов, малые габаритные размеры, низкое энергопотребление [2].

На основе вышеуказанных требований был сделан выбор в пользу регистратора на базе сигма-дельта АЦП AD7177 Analog Devices. AD7177 - это 32-разрядный, мультиплексированный, Σ - Δ аналого-цифровой преобразователь (АЦП) с низким шумом и коротким временем установления для узкополосных сигналов. Компонент имеет максимальную частоту сканирования каналов 10 тысяч выборок в секунду (kSPS), что соответствует времени полного установления данных 100 мкс. Частота обновления выходных данных варьируется от 5 SPS до 10 kSPS. В AD7177-2 интегрированы ключевые блоки аналогового и цифрового преобразования сигналов, которые могут быть сконфигурированы в индивидуальном порядке для каждого используемого аналогового входного канала.

Структурная схема разработанного регистратора ЭЭГ-сигнала приведена на рисунке 1.

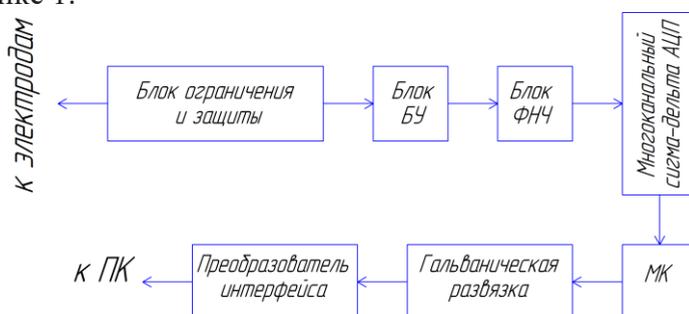


Рисунок 1 – Структурная схема регистратора ЭЭГ-сигнала

Регистратор состоит из блока ограничения и защиты, блока буферного усилителя, блока фильтра нижних частот, многоканального сигма дельта АЦП, микроконтроллера (МК), гальванической развязки по сигналу, преобразователя интерфейса.

Блок ограничения и защиты предназначен для защиты пациента и микросхем, имеющих в устройстве, от возможных высокоамплитудных скачков напряжения. Буферный усилитель в схеме реализован на основе операционного усилителя, имеющего большое входное сопротивление, включенного по схеме повторителя, и он необходим для согласования входных цепей устройства. В качестве фильтра нижних частот (ФНЧ) в схеме предусмотрен пассивный фильтр нижних частот первого порядка, кроме того в AD7177 присутствует ФНЧ, порядок которого настраивается программно.

Многоканальный сигма-дельта АЦП производит мультиплексирование входных аналоговых сигналов, их преобразование в цифровую форму и фильтрацию. Микроконтроллер (МК) необходим для тактирования АЦП и

другой периферии, выполнения необходимых операций над сигналами, например, создания однополярных и биполярных отведений, создания различных протоколов обследования.

Гальваническая развязка по сигналу организована на основе ADuM1201, микросхемы с изоляционным барьером, которая может совмещать несколько изолированных каналов. Преобразователь интерфейса реализован на FT232 и обеспечивает сопряжение устройства, осуществляющего передачу сигналов по протоколу UART с персональным компьютером по интерфейсу USB.

Питание устройства осуществляется от USB порта. Для гальванической развязки по питанию использована микросхема DC/DC преобразователя TMV0505S.

Разработанное устройство полностью удовлетворяет прикладываемым техническим требованиям.

Библиографический список

1. Gao, X., Xu, D., Cheng, M., and Gao, S. (2003). A BCI-based environmental controller for the motion disabled. *IEEE transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2):137–140.
2. Donchin, E., Spencer, K., and R., W. (2000). The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Trans. on Rehabilitation Eng.*, 8(2):174–179.

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

В. А. Жвибуль

Научный руководитель — Акулов С. А., канд. техн. наук, доцент, Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королева, Самара.

В данной статье рассматриваются методы измерения артериального давления человека. Описывается суть каждого метода, их достоинства и недостатки.

Ключевые слова: *Артериальное давление, систолическое давление, диастолическое давление, тоны Короткова, осцилляции.*

METHODS OF MEASURING HUMAN ARTERIAL PRESSURE

V. A. Zhvibul

Research advisor - S.A. Akulov, PhD, associate professor, Samara National Research University, Samara.

This article discusses the methods of measuring human blood pressure. The essence of each method, their advantages and disadvantages are described.

Keywords: *Blood pressure, systolic pressure, diastolic pressure, Korotkov tones, oscillations.*

Артериальное давление — давление крови на стенки артерий в моменты максимального сокращения сердца (систола) и максимального расслабления (диастола). Артериальное давление измеряется в мм. рт. ст., оно зависит от многих факторов, таких как приток крови в артериальную систему, сила сокращения сердца, сопротивление периферических сосудов, эластичность сосудистых стенок, вязкость крови и т. п. Значение нормального артериального давления составляет 120/80, резкие отклонения от нормы могут быть опасны для жизни.

Существует несколько методов измерения артериального давления (Рисунок 1).

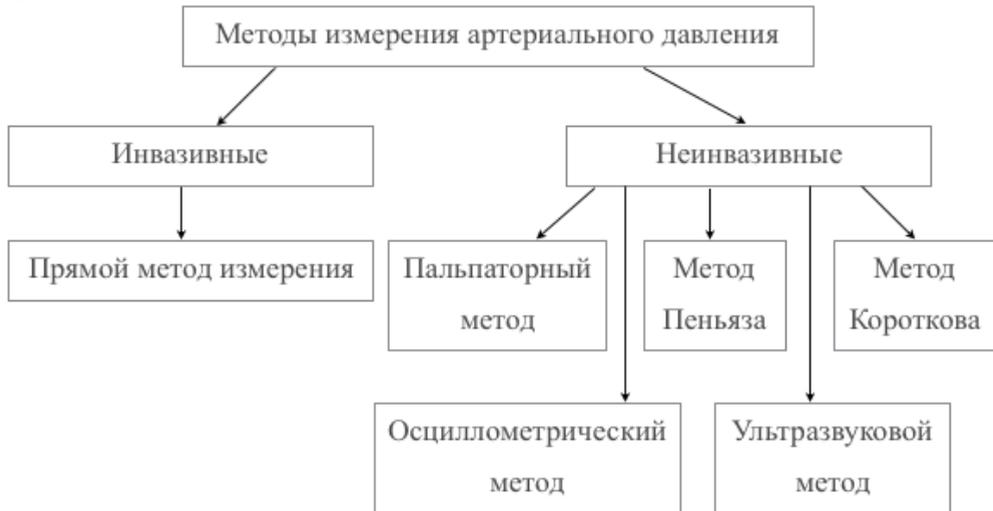


Рисунок 1 — Методы измерения артериального давления

Прямой метод измерения артериального давления. Осуществляется при помощи иглы введенной непосредственно в сосуд или камеру сердца. Как правило, этот метод используется в кардиохирургии. Но также, в некоторых случаях, игла вводится в артерию, промывается гепаринизированным солевым раствором, а датчик давления фиксирует сигнал и записывает его. Преимущество данного метода состоит в том, что он высокоточный, с малой погрешностью измерений. Минусы — это инвазивность данного метода, при нем травмируются сосуды и возможно возникновение тромбов.

Метод Короткова или аускультативный метод измерения. Самый распространенный метод измерения артериального давления. Заключается в том, что на обнаженное плечо больного накладывается манжета, на 2 — 3 сантиметра выше локтевого сгиба. В самом локтевом сгибе находят плечевую артерию и прикладывают к ней фонендоскоп. Затем, в манжету накачивается воздух, который так же поступает и в манометр. Цифры на нем будут

показывать давление воздуха в манжете. Потом начинают постепенно спускать воздух и прослушивают артерию, при появлении первого удара, фиксируют систолическое давление, когда звуки пульсации исчезают, фиксируют диастолическое давление. Прослушиваемые удары называются тонами Короткова. Преимущество этого метода в том, что он неинвазивный. А недостатками является большая чувствительность к шумам в помещении, техническая сложность при измерении, а также специальное обучение оператора.

Пальпаторный метод схож с аскультативным, только пульсации фиксируются не фонендоскопом, а при помощи пальпации лучевой артерии. Этот метод является малоточным, поэтому он используется редко.

В осциллометрическом методе используется пружинный манометр. Здесь также нагнетается воздух в манжету, до полного сжатия плечевой артерии, потом воздух постепенно выпускают. Когда кровь начинает пульсировать в артерии, начинаются осцилляции или колебания стрелки манометра, указывающее на верхнее давление. Затем колебания усиливаются, и когда они снова становятся малыми отмечают нижнее давление. Минус данного метода то, что пружины быстро ослабевают и не дают точных колебаний. А преимуществами являются — устойчивость к шуму, удобство при транспортировке, значения измерений не зависят от индивидуальных особенностей человека, который производит измерение.

Ультразвуковой метод. При этом методе высокочастотная звуковая энергия вводится в руку пациента и отражается от стенок артерии. Прибор, которым проводят измерения имеет матричную манжету, в которую накачивается воздух, а потом спускается, как и в сфигмоманометре, отличие этого метода в том, что под манжетой расположена решетка преобразователей. Они играют роль передатчиков и приемников. При движении артерии возникает доплеровский сдвиг, он указывает на те моменты, когда артерия открывается и закрывается при каждом ударе сердца между верхним и нижним давлениями. Определение систолического артериального давления, это регистрация первого тона Короткова при открытии артерии, а диастолического — момент времени, в который тоны пульсаций сменяются непрерывным звуком. Преимущество этого метода в том, что результаты, получаемые при помощи этого метода, ближе к результатам прямых измерений, то есть более точные.

Метод Пенъяза или метод разгруженной артерии основан на слежении за пульсовыми колебаниями артерии при минимальном сжатии сосудистой стенки. Регистрация пульсаций осуществляется при помощи датчика, находящегося в манжете. Манжета надевается на палец, давление в ней постоянно меняется, но при этом объем пальца поддерживается неизменным. Сначала осуществляется калибровка прибора, определяют среднее артериальное давление осциллометрическим методом, и полученное значение устанавливается в манжете. Потом используется следящая

электропневматическая система, для создания давления в манжете. Оно регулируется по принципу отрицательной обратной связи, то есть когда просвет артерии увеличивается, давление воздуха в манжете снижается, а при уменьшении — возрастает. Зарегистрированная датчиком пульсация обрабатывается, и по полученным данным вычисляются параметры артериального давления.

Библиографический список

1. А.А. Федотов, С.А. Акулов. Методы и средства клинического мониторинга. С: издательство СГАУ, 2014. С.144-170.

УДК 621.317.79

**ОСОБЕННОСТИ РЕАЛИЗАЦИИ МОДУЛЯ СБОРА И ПЕРЕДАЧИ
БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ДАННЫХ НА ОСНОВЕ
МИКРОКОНТРОЛЛЕРА STM32**

Р.Р. Муллаянов, М.А. Васильев, А.С. Кружков

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В работе разбираются вопросы выбора структуры измерительного устройства для проведения исследований по методу биомеханических функциональных проб. Рассматриваются проблемы, возникшие во время проектирования, а также подходы, использованные при решении проблем и реализации.

Ключевые слова: микроконтроллер, функциональные биомеханические пробы, USB, аналогово-цифровой преобразователь, цифро-аналоговый преобразователь

**FEATURES OF REALIZATION OF A MODULE FOR COLLECTING AND
TRANSFERRING OF BIOMECHANICAL DATA BASED ON A STM32
MICROCONTROLLER**

R.R. Mullayanov, M.A. Vasiliev, A.S. Kruzhkov

Ufa state aviation technical university, Ufa

The paper deals with the choice of the structure of the measuring device for research using the method of biomechanical functional tests. We consider the problems encountered during the design, as well as the approaches used in solving problems and implementation.

Key words: microcontroller, functional biomechanical probes, USB, analog-to-digital converter, digital-to-analog converter

Исследования по методу функциональных биомеханических проб предполагают формирование системы воздействий, а также получение и анализ ответных реакций [6,7]. Ранее была разработана лабораторная установка на

базе управляемых генератора и осциллографа для проведения исследований оценки функционального состояния длинных трубчатых костей [3,4]. С целью проведения исследований на клинической базе [6] было необходимо разработать компактное устройство одновременной генерации гармонического сигнала и оцифровывания двух входных сигналов посредством многоканального АЦП для последующей отправки результатов на ПК по интерфейсу *USB CDC* [1].

Согласно концепции описанной в статьях [6,7,8] для реализации автономного варианта измерительного устройства возникает проблема выбора управляющего микроконтроллера (МК). Перечень наиболее актуальных современных МК, которые могут быть использованы в устройстве с наиболее важными характеристиками приведен в таблице 1. Из всех предложенных вариантов, наиболее выгодным с точки зрения баланса стоимости и технической оснащенности был выбран МК *STM32F407* – микроконтроллер семейства 32-разрядных микроконтроллеров *STM32*, выполненный на базе ядра *ARM Cortex-M4* [2].

Таблица 1 – Актуальные современные МК и их характеристики

Наименование (производитель)	АЦП	ЦАП	Размер ОЗУ	Цена
<i>STM32F407</i> (STMicroelectronics)	три 12 битных АЦП последовательного приближения	два многоканальных 12 битных ЦАП	192 КБ	400 р.
<i>ATSAM4E8E</i> (Atmel)	два 16 битных АЦП последовательного приближения	Двухканальный 12 битный ЦАП	128 КБ	700 р.
<i>MSP430FR2355</i> (Texas Instruments)	один 12 битный АЦП последовательного приближения	Одноканальный 12 битный ЦАП	32 КБ	400 р.

Для настройки периферии и программирования данного МК, *STMicroelectronics* использован конфигуратор МК и генератор исходного кода *STM32CubeMX*, позволяющий сконфигурировать микроконтроллер и сформировать программный код загружаемого модуля.

Для решаемой задачи задействованы один ЦАП для генерации гармонического сигнала, один АЦП с использованием 2 каналов, два контроллера ПДП (один для ЦАП, другой для АЦП), *USB OTG FS* модуль в режиме виртуального последовательного порта и два таймера, по переполнению которых происходит преобразования в АЦП и ЦАП. Тактовая частота аппаратного ядра МК установлена на максимально возможное значение в 168 МГц. *APB2* и *APB1* шины, к которым подключена периферия, тактируются максимально возможной частотой в 84 МГц и 42 МГц соответственно. Включены только необходимые прерывания от периферии: для двух ПДП контроллеров и для *USB*. На структурной схеме представлены используемые вспомогательный структурные блоки (рис. 1).



Рисунок 1 – Структурная схема мобильного измерительного устройства

Один таймер запускает преобразование АЦП с частотой в 20 кГц, а другой – преобразование ЦАП с частотой в 125 кГц. Данные, получаемые от АЦП, циклически заносятся в буфер с использованием ПДП. При получении прерывания от ПДП ядро переходит в режим передачи данных из буфера в ПК посредством виртуального *COM*-порта на базе *USB*.

В процессе работы контроллера используются два отдельных обработчика прерываний для середины и конца буфера. Каждый обработчик инициирует отправку по *USB* заполненной половины буфера. При реализации были согласованы скорости записи в буфер и передачи данных по *USB*.

В результате была получена рабочая версия лабораторного мобильного устройства для проведения исследований по методу функциональных биомеханических проб. В дальнейшем авторами планируется проведение клинических испытаний и оценки эффективности метода.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-48-020074\18

Библиографический список

- 1) Агуров П.В. Интерфейсы *USB*. Практика использования и программирования // Санкт-Петербург. Изд. «БХВ-Петербург», 2004 г.
- 2) Datasheet for STM32F407VGTx microcontroller from STMicroelectronics. URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/dm00037051.pdf> (дата посещения: 27.10.18)
- 3) Кружков А. С. Автоматизированная система прогнозирования неотложных состояний на основе функциональных проб при социально-значимых заболеваниях человека // Мавлютовские чтения : материалы XI Всероссийской молодежной научной конференции : в 7 т. / Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. – Уфа : РИК УГАТУ, 2017. Том 4. Часть 2 / Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. – Уфа : РИК УГАТУ, 2017. – 545 с./ С.90-95.

- 4) Кружков А.С. Автоматизация оценки функционального состояния длинных трубчатой костей на основе функциональных биомеханических проб//XXX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов "Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы БИОМЕДСИСТЕМЫ-2017. –Рязань 2017 г.
- 5) Насыров Р.В., Кружков А.С. Применение анализирующего процессора для цифровой демодуляции аналогового сигнала на основе бионического подхода// Фундаментальные исследования.–2017.–№8 (часть 1)–С.49-54. DOI 10.17513/fr.41619
- 6) Насыров Р.В., Кружков А.С., Миначов Т.Б., Стрижков А.Е. Способ оценки звуковой проводимости длинных трубчатых костей на основе метода функциональных биомеханических проб// Сеченовский вестник, 2017, выпуск 4. С.21-24.
- 7) Бакусов Л.М., Насыров Р.В., Старцев Ю.В., Бакусова С.М. Исследование биомеханических сигналов на основе системы базисных функций Хаара // Электронный научный журнал "Фундаментальные исследования". 2014. №9
- 8) Vasin R.A., Bakusov L.M., Nasyrov R.V, Malkhanov V.V. Method of functional biomechanical tests// Russian J.of Biomechanics, №1-2:58-63,1998.

УДК 616-073.56

АЛГОРИТМ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ПУЛЬСА

Т.А. Клишкова, А.Ю. Аксенов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова, г. Санкт-Петербург

Пульс является одним из самых важных физиологических параметров, отражающих состояние человека. Однако, большинство методов его измерения требуют контакта с кожей человека, что не всегда удобно. В данном исследовании представлен алгоритм выделения пульсовой волны из видеоизображения, полученного с веб-камеры.

Ключевые слова: *пульс, частота сердечных сокращений, бесконтактный метод, веб-камера, фотоплетизмография.*

NON-CONTACT PULSE RATE MEASUREMENT

T. Klishkovskaia, A. Aksenov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

Pulse is one of the most important physiological parameters. However, most of its measurement methods require contact with human skin, but it can be uncomfortable in some cases. This study presents an algorithm for extracting a pulse wave from a video image obtained from a webcam.

Keywords: *pulse, heart rate, contactless method, webcam, photoplethysmography.*

Телемедицина и бесконтактные методы оценки и измерения физиологических показателей человека – это то направление, в котором сейчас двигаются разработчики медицинского оборудования и программного обеспечения.

Больше всего исследований на данный момент направленно на изучение возможности бесконтактного измерения пульса и частоты дыхания посредством обычной камеры или веб-камеры. В медицинской практике существуют много различных методов регистрации пульсовой волны: пальпация, фотоплетизмография (ФПП), сфигмография, реоплетизмография и др. Но все они имеют один недостаток, который заключается в необходимости постоянного непосредственного контакта с телом пациента, что не всегда возможно, особенно в условиях постоянного мониторинга. Такие сложности могут возникнуть при необходимости наблюдения за младенцами, людьми с чувствительной кожей, при сильных ожогах.

Идея бесконтактного мониторинга такого физиологического параметра как пульс исходит из особенностей работы сердечно-сосудистой системы нашего тела. Циркуляция крови в организме обеспечивается работой сердца, которое с определенной частотой проталкивает ее и наполняет сосуды, что отражается в цвете кожных покровов. Для невооружённого глаза данный процесс остается незамеченным, однако, при должной обработке можно выделить и усилить подобные циклические изменения в цвете, соответствующие пульсу [1].

В работе была поставлена цель разработки алгоритмов расчета пульса по данным видеозаписи.

Для проверки точности разработанного алгоритма проводилась одновременная запись видео с веб-камеры и ФПП сигнала с пальца.

Прежде всего была выбрана область интереса (ОИ) – открытый участок кожи, где сосудистая сеть наиболее густая и максимальна близка к поверхности. В данной работе была использована область губ: кожа на них очень тонкая и плотно пронизана капиллярами.

Прежде всего для выделения ОИ необходимо было распознать лицо – для этого использовался алгоритм Виолы-Джонса (Viola-Jones) [2]; данный метод давно себя зарекомендовал и до сих пор остается одним из лучших.

Следующим шагом было разделение цветового изображения на три канала: красный, зеленый и синий. Как известно, кровь хорошо поглощает зеленый цвет, поэтому именно он был выбран для дальнейшего анализа.

После обработки данных зеленого канала видеоизображения, заключающегося в последовательной фильтрации и сглаживании, был получен результат, представленный на первом графике на рисунке 1; выделенный сигнал достаточно четкий для дальнейшего расчета пульса.

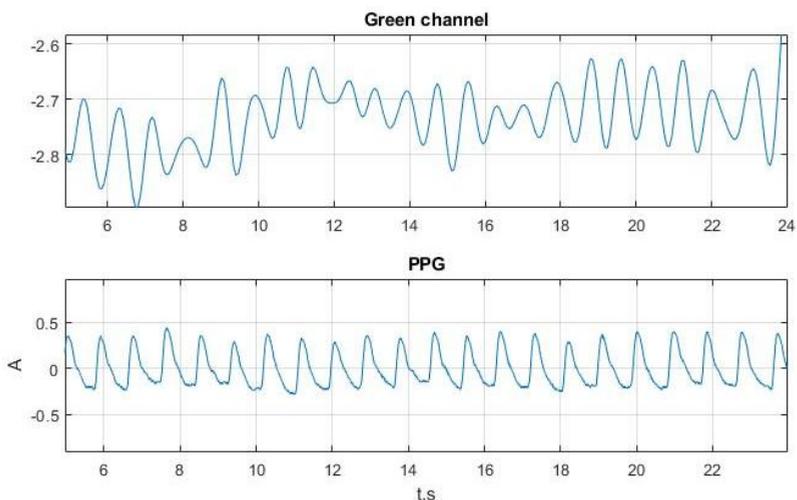


Рисунок 1 – Сравнение графиков изменения сигналов зеленого канала изображения и пульсовой волны, полученной с фотоплетизмографического датчика

Полученные графики отражают корреляцию, существующую между динамикой изменения зеленого цвета в ОИ и ФПГ сигналом.

Таким образом можно сделать вывод, что видеозапись может служить источником сигнала пульсовой волны, но с некоторыми ограничениями: человек должен сидеть лицом камере, желательно неподвижно. Также большую роль играет освещение.

Библиографический список

1. Hassan M.A., Malik A.S., Fofi D., Saad N., Karasfi B., Ali Y.S., Meriaudeau F. Heart rate estimation using facial video: A review // Biomedical Signal Processing and Control. – 2017. – Vol. 38. – P. 346-360.
2. P. Viola, M. J. Jones. Robust real-time face detection // International Journal of Computer Vision. – 2004. – Vol. 57. – P. 137–154.

УДК 615.47

ОЦЕНКА ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРИ ОРТОСТАТИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ

А.А. Анисимов, Т.В. Сергеев

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург
Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Институт
экспериментальной медицины» (ФГБНУ «ИЭМ»), г. Санкт-Петербург

В последние годы значительно возрос интерес к немедикаментозным методам лечения сердечно-сосудистых заболеваний, в том числе к использованию постуральных воздействий в реабилитационных целях. Гемодинамические

реакции при поструральных воздействиях связаны со значительным перераспределением крови и могут использоваться для достижения определенных положительных гемодинамических реакций, при этом возникает проблема контроля основных показателей гемодинамики. Для решения данной задачи был разработан аппаратный комплекс для регистрации основных параметров центральной гемодинамики и алгоритмы их обработки.

Ключевые слова: *мониторинг состояния пациента, система регистрации биологических сигналов, частота сердечных сокращений, артериальное давление.*

ESTIMATION OF HEMODYNAMIC INDICATORS OF ORTHOSTATIC LOADS

A.A. Anisimov, T.V. Sergeev

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI" them. IN AND. Ulyanova (Lenin), St. Petersburg

Federal State Budgetary Institution "Institute of Experimental Medicine" (FGBNU "IEM"), St. Petersburg

In recent years, interest in non-drug methods of treating cardiovascular diseases, including the use of postural effects for rehabilitation purposes, has significantly increased. Hemodynamic reactions during postural effects are associated with a significant redistribution of blood and can be used to achieve certain positive hemodynamic reactions, and the problem of controlling the main hemodynamic parameters arises. To solve this problem, a hardware complex was developed for recording the main parameters of central hemodynamics and algorithms for their processing.

Key words: *patient monitoring, biological signal registration system, heart rate, blood pressure.*

От характера функционирования системы кровообращения существенно зависит состояние организма, поскольку движение крови по системе сосудов обеспечивает необходимые для жизнедеятельности условия, такие как транспорт питательных веществ к тканям, своевременная и достаточная доставка крови ко всем клеткам, отвод метаболитов, поддержание нормального количества крови. Адекватная гемодинамика является необходимым условием нормальной работы внутренних органов, поэтому о состоянии человека, наличии у него каких-либо патологий, а также об эффективности проводимой терапии раньше всего можно судить по основным показателям, характеризующим работу сердца и циркуляцию крови. Нарушение функции центральной гемодинамики ведет к значительному ухудшению качества жизни и повышению вероятности возникновения неотложных состояний. Так, высокий уровень артериального давления (АД) является фактором риска для повреждения сердца и сосудов в важнейших органах, а сильно пониженное АД

вызывает недостаток кислорода и питательных веществ. Однако, оценка только лишь одного показателя (например, АД) ненадежна, так как не даёт полной информации о состоянии сердечно-сосудистой системы, и для формирования точного представления необходимо оценивать совокупность гемодинамических параметров. Последние исследования в этой области показывают, что такое распространенное заболевание как артериальная гипертензия (АГ) кроме постоянно повышенного АД сопровождается изменениями и других гемодинамических параметров, а определение специфического гемодинамического статуса у больных АГ позволяет дифференцированно подходить к назначению лечения, что способствует повышению его эффективности и снижению вероятности возникновения побочных реакций [1].

С другой стороны, известно, что изменение положения тела человека в пространстве вызывает гравитационное перераспределение внутренних сред, существенно воздействующее на организм. При этом интенсивность и продолжительность эффектов зависит от характера воздействия и состояния организма. Направленное применение таких постуральных воздействий (ПВ) вызывает специфические гемодинамические реакции и может позволить добиться положительного (желаемого) эффекта как для отдельных систем, так и для организма в целом. То есть, с помощью ПВ может быть оказано уникальное терапевтическое действие, зачастую недостижимое с помощью других средств.

Гемодинамические реакции при орто- и антиортостатических нагрузках связаны со значительным перераспределением крови в организме и при этом во многом противоположны, депонирование крови в сосудах нижней и верхней частей тела сопровождается выраженными вазоконстрикторными и вазодилаторными сосудистыми реакциями [2]. Эти особенности обуславливают использование орто- и антиортостатических нагрузок в качестве тестовых для определения качества регистрации и анализа гемодинамических показателей, поскольку обеспечивают широкий диапазон изменения их значений при возможности строгой формализации интенсивности и направления воздействий (угол наклона, скорость и направление движения).

Однако, такой подход не имеет должного распространения в связи с недостаточной изученностью реакций организма на сложные постуральные воздействия [2] и отсутствием в настоящее время доступных технических решений, позволяющих производить синхронную регистрацию и оценку полного комплекса физиологических параметров (включая функциональное состояние респираторной системы) во время динамических постуральных воздействий. Существующие устройства для исследования гемодинамики позволяют одновременно получить значения лишь ограниченного числа показателей (скорость распространения пульсовой волны, систолическое и

диастолическое АД, сердечный выброс, периферическое сопротивление сосудов) и не предназначены для проведения измерений при ПВ.

Для проведения эксперимента был разработан макет устройства, позволяющий обеспечить регистрацию комплекса биомедицинских сигналов и показателей деятельности систем организма, необходимых для расчета косвенных значений артериального давления, жесткости стенок сосудов и других, связанных с ним показателей (ЧСС, двигательная активность, температура тела). Поскольку в основе работы системы лежит показатель времени распространения пульсовой волны [3], для его вычисления разрабатываемое устройство должно обеспечивать синхронную регистрацию сигналов пульсовой волны и электрокардиограммы по крайней мере с одного отведения. Структурная схема предлагаемого носимого устройства (рис. 1) состоит из следующих основных частей: плетизмографический датчик дыхания, оптический датчик для регистрации сигнала пульсовой волны, датчик регистрации биопотенциалов для сигнала электрокардиограммы, аналого-цифровой преобразователь для оцифровки сигналов с каналов регистрации, управляющий микроконтроллер, модуль передачи данных с гальванической развязкой для обеспечения безопасности пациента.

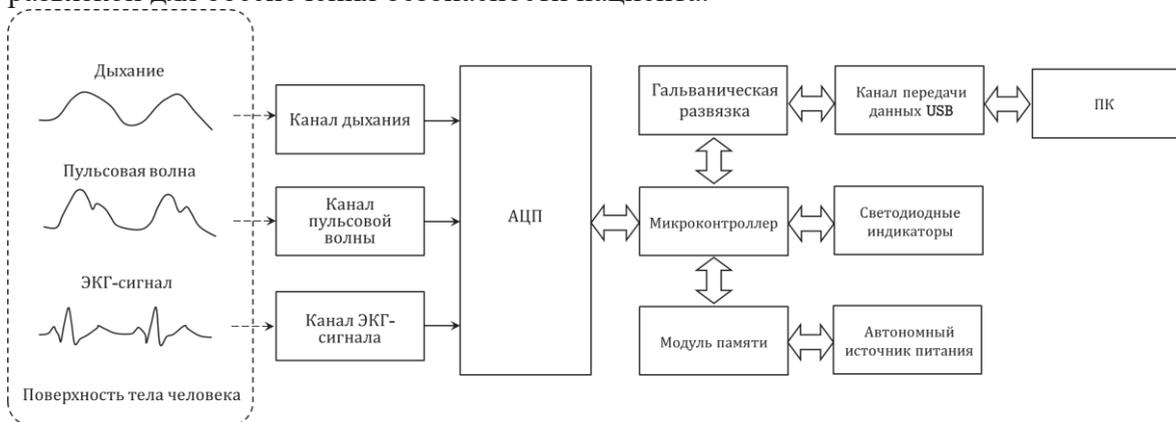


Рисунок 1 – Структурная схема устройства для регистрации и обработки показателей гемодинамики

Для обеспечения работы фотоплетизмографического канала в широком диапазоне изменения входного сигнала (40 дБ) в данной работе была использована система автоматического регулирования усиления (АРУ) по переменной составляющей сигнала в полосе частот 0,5-40 Гц. В системе АРУ предусмотрена возможность регулировки коэффициента усиления в соответствующем каскаде и, дополнительно, интенсивности излучения инфракрасного светодиода. В качестве исполнительного элемента АРУ использовано регулируемое сопротивление полупроводникового диода, управляемое постоянным прямым током диода.

Библиографический список

1. Антонов, А.А. Гемодинамические аспекты гипертонической болезни // Сердце. – 2006. – Т. 5, № 4 (28). – С. 210-215.
2. Софронов Г. А., Суворов Н.Б., Толкачёв П. И., Сергеев Т. В. Влияние постральной коррекции гемодинамики на параметры сердечного ритма // Медицинский академический журнал. 2014. N 3.С. 38 – 51.
3. Анисимов А.А., Сергеев Т.В. Алгоритм оценки артериального давления по скорости распространения пульсовой волны // Биотехносфера. №4(40). – 2015 С. 57 – 61. 72 с.

УДК 537.635

**АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ ИМПУЛЬСНЫХ РЧ
ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ НА КОНТРАСТ МАГНИТНО-
РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ПРИСУТСТВИИ МАГНИТНЫХ
НАНОЧАСТИЦ**

А.В. Никитина, Ю.В. Богачев

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

Проведен анализ влияния параметров трех наиболее часто используемых импульсных радиочастотных последовательностей на контраст магнитно-резонансных изображений. Разработана программа для определения оптимальных значений этих параметров в МР – исследованиях с использованием негативных контрастных агентов на основе магнитных наночастиц оксида железа.

Ключевые слова: Магнитно-резонансная томография, контраст МР – изображений, импульсные РЧ последовательности, магнитные наночастицы, ЯМР – релаксация.

**THE ANALYSIS OF INFLUENCE OF PULSE RF SEQUENCES
PARAMETERS FOR CONTRAST OF MAGNETIC RESONANCE IMAGES
IN THE PRESENCE OF MAGNETIC NANOPARTICLES**

A. V. Nikitina, Y. V. Bogachev

Saint-Petersburg Electrotechnical University “LETI”, Saint-Petersburg

The analysis of the influence of the parameters of the three most frequently used pulse radio frequency sequences on the contrast of the magnetic resonance images is performed. A program for modeling of magnetic resonance tomograms and determining the optimal values of the RF sequence parameters to achieve the best contrast of magnetic resonance images has been developed.

Keywords: MRI, contrast of MR images, pulse RF sequences, magnetic nanoparticles, NMR relaxation.

Диагностическая ценность получаемого МР – изображения определяется его контрастом, который зависит от интенсивности сигнала. Перспективными контрастирующими агентами для МРТ являются мультимодальные негативные агенты на основе МНЧ, которые могут выполнять не только диагностические, но и терапевтические функции. При этом актуальным для МРТ – исследований в присутствии МНЧ становится анализ и оптимизация параметров импульсных РЧ – последовательностей ЯМР.

Для этого были проведены исследования ЯМР – релаксации протонов биологических жидкостей в присутствии негативных контрастных агентов на основе МНЧ оксида железа. На основании чего были построены графики зависимости интенсивности МР – сигнала от концентрации МНЧ для трех наиболее часто используемых в МРТ последовательностей ("спин-эхо", "инверсия-восстановление", градиентная последовательность). Пример такой зависимости для последовательности "спин-эхо" приведен на рис. 1. Кроме того, для всех РЧ последовательностей в зависимости от концентрации МНЧ были смоделированы интенсивности МР – сигнала в оттенках серого, на которых с уменьшением интенсивности сигнала происходит изменение цвета от белого до черного.

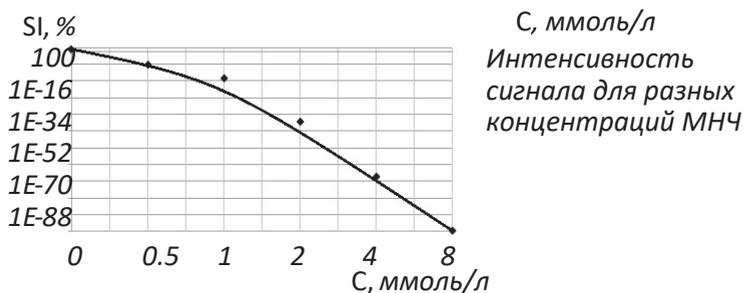


Рисунок 1 – Зависимость интенсивности МР-сигнала от концентрации МНЧ

Из рис. 1 можно сделать вывод о том, что исследуемые МНЧ значительно уменьшают интенсивность сигнала на T_2 -взвешенных МР – томограммах в области накопления МНЧ. Уменьшение интенсивности сигнала характеризует исследуемые МНЧ как хорошие негативные контрастные агенты.

При практическом использовании МНЧ оксида железа в качестве негативных контрастных агентов возникает необходимость определения оптимальных параметров импульсных РЧ последовательностей для различных концентраций МНЧ. Для трех импульсных последовательностей: "спин-эхо",

"инверсия-восстановление" и градиентная были исследованы зависимости интенсивностей МР – сигнала от параметров этих последовательностей и сформулированы рекомендации по выбору оптимальных значений этих параметров для достижения наилучшего контраста в присутствии МНЧ.

На основании анализа полученных зависимостей были сформулированы рекомендации по выбору оптимальных значений параметров импульсных РЧ последовательностей для МРТ в присутствии МНЧ (табл. 1).

Таблица 1

Импульсная последовательность	Параметр последовательности	Оптимальные значения параметра для МРТ-исследований в присутствии МНЧ
«Спин-эхо»	Время эхо (TE)	> 40 мс
	Время повторения (TR)	< 1200 мс
«Инверсия-восстановление»	Время инверсии (TI)	> 800 мс
«Градиентная»	Угол отклонения (FA)	> 60°

Для выбора оптимальных параметров импульсных РЧ последовательностей при проведении МРТ – исследований в присутствии МНЧ в среде Matlab была разработана программа, наглядно иллюстрирующая изменение контраста МР – изображений для различных концентраций МНЧ. Скриншот окна программы представлен на рис. 2. В окне этой программы отображаются график зависимости интенсивности МР – сигнала от параметра РЧ последовательности для пяти концентраций МНЧ, смоделированные МР - изображения, отображающие интенсивность сигнала по шкале серого. В правой нижней части окна отображаются значения параметров последовательности, для которых смоделировано изображение и рекомендации по выбору оптимальных параметров последовательности для достижения наилучшего контраста.

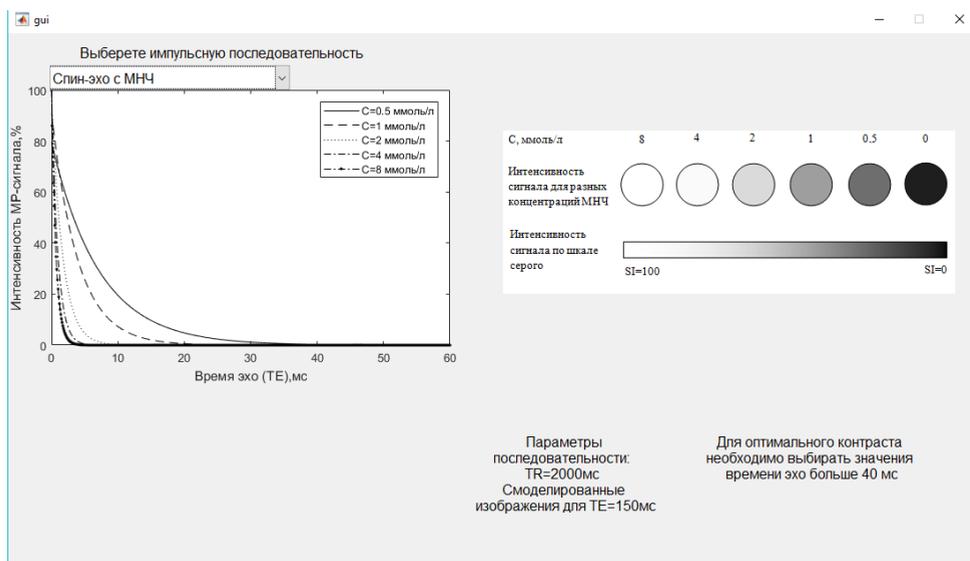


Рисунок 2 – Окно разработанной программы

Таким образом, нами проведен анализ влияния параметров трех наиболее часто используемых в МРТ импульсных радиочастотных последовательностей («спин-эхо», «инверсия-восстановление», «градиентная») на контраст магнитно-резонансных изображений, в результате которого была разработана программа моделирования магнитно-резонансных томограмм и определения оптимальных значений параметров РЧ последовательностей для достижения наилучшего контраста МР-изображений. Данная программа апробирована в магнитно-резонансных томографических исследованиях с использованием негативных контрастных агентов на основе магнитных наночастиц оксида железа. Использование этой программы *позволяет сократить время МРТ – исследований, оценить* возможности применения МНЧ для контрастирования МР – изображений.

Библиографический список

1. Ринкк П.А. Магнитный резонанс в медицине. Основной учебник Европейского форума по магнитному резонансу. М.: ГЭОТАР МЕД, 2003. 247 с.
2. Богачев Ю.В., Князев М.Н., Марченко Я.Ю. и др. Диагностический магнитный резонанс. СПб: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2013. 212 с.

ОЦЕНКА ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ У ПАЦИЕНТОВ В ПРОЦЕССЕ КАРДИОРЕАБИЛИТАЦИИ

А.Д. Сутягина, Е.К. Ляхова, А.А. Анисимов,

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

Реабилитация пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями включает в себя целый ряд мероприятий по восстановлению, среди которых лечебная физкультура является основополагающей. Важную роль в этом процессе играет контроль физиологических параметров для объективной оценки состояния организма пациента. В работе рассмотрен канал регистрации частоты дыхания для беспроводной модульной системы комплексного обеспечения контроля функционального состояния пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями на этапе медицинской реабилитации.

Ключевые слова: мониторинг состояния пациента, реабилитация, частота дыхательных движений.

ESTIMATION OF FREQUENCY OF RESPIRATION IN PATIENTS IN THE PROCESS OF CARDIOR REHABILITATION

A.D. Sutyagin, E.K. Lyakhov, A.A. Anisimov,

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI" them. IN AND. Ulyanova
(Lenin), St. Petersburg

Rehabilitation of patients with cardiovascular diseases includes a number of recovery activities, among which physiotherapy is fundamental. An important role in this process is played by the control of physiological parameters for an objective assessment of the condition of the patient. The paper considers the respiratory rate registration channel for a wireless modular system for the integrated monitoring of the functional status of patients with cardiovascular diseases at the stage of medical rehabilitation.

Key words: patient monitoring, rehabilitation, respiratory rate.

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ), в первую очередь, ишемическая болезнь сердца (ИБС), продолжают оставаться основными причинами смертности и инвалидизации населения не только в Российской Федерации, но и во всём мире. Несмотря на относительные успехи, достигнутые в профилактике и лечении ИБС, многие больные, перенёвшие острый инфаркт миокарда, остаются в группе риска неблагоприятного исхода. Улучшение прогноза у данной категории больных, среди прочего, может

достигаться путем разработки и использования методов реабилитации. Установлено, что комплексная кардиореабилитация улучшает клиническое течение заболевания, оказывает положительное влияние на все системы организма и стабилизирует психоэмоциональное состояние пациента. Физические упражнения способствуют повышению сократительной функции миокарда и стабилизации центральной гемодинамики, улучшают адаптационные свойства сердечно-сосудистой и дыхательной системы. При этом, существует необходимость в мониторинге состояния пациентов во время тренировок. Поскольку предполагаемая система является достаточно сложной для практической реализации, на первом этапе рассматривается её первый уровень – носимый монитор пациента, являющийся модульным и включающий в себя набор каналов для регистрации медико-биологических показателей.

Кардиореабилитация состоит из нескольких этапов, при этом используемые в процессе методы включают в себя занятия в спортивном зале и терренкур – ходьбу по специальным маршрутам, дозированным по расстоянию, времени и углу наклона. Такие методы требуют непрерывного контроля и диагностики функционального состояния человека, что подразумевает регистрацию и анализ целого ряда физиологических показателей. Одним из таких показателей является частота дыхательных движений (ЧДД), определяемая как количество циклов вдох и выдох, измеренное за единицу времени (обычно за минуту) [1].

Существует несколько методов, предназначенных непосредственно для регистрации сигнала дыхания и измерения ЧДД. В их основе лежат различные датчики, среди которых можно выделить термисторный, пьезоэлектрический и индуктивный плетизмографический; нередко используется метод реопневмографии. Однако, не все из них подходят для целей мониторинга в процессе реабилитационных мероприятий [2].

Измерение ЧДД с помощью термисторного датчика представляет собой анализ изменений температуры между вдыхаемым и выдыхаемым воздухом. Для этого датчик помещается в наружную носовую полость пациента. При выдохе температура воздуха, проходящая через датчик, повышается, что приводит к уменьшению сопротивления термистора и вызывает изменения в электрической цепи. Таким образом можно получить количество вдохов в минуту, при этом значение будет очень точным, но процесс измерения может приносить дискомфорт, сковывать движения, не позволяя таким образом обеспечить необходимый уровень активности пациента.

Другим методом является регистрация ЧДД с помощью пьезоэлектрического датчика. Его основа – чувствительный пьезоэлектрический элемент, который регистрирует изменения смещения грудной клетки или живота, вызванные вдохом и выдохом. Зачастую, такое устройство представлено в виде эластичного ремня. Датчики такого типа слишком чувствительны к двигательной помехе, что затрудняет их использование во время физической активности.

При регистрации сигнала дыхания реографическим методом грудная клетка человека представляет собой электрический импеданс (комплексное сопротивление) к электроду, который состоит из двух компонентов: опорного сопротивления и дыхательного импеданса ΔR , используемого для определения частоты дыхания человека [3].

Еще одним методом является индуктивная плетизмография, позволяющая проводить оценку легочной вентиляции путем измерения движения грудной клетки и брюшной стенки. Индуктивный плетизмографический (ИП) датчик дыхания представляет собой два синусоидальных проводника, изолированных и размещенных в пределах двух полос на эластичном поясе. Пояс с датчиком располагается вокруг грудной клетки под подмышками или вокруг живота на уровне пупка. Во время вдоха площадь поперечного сечения грудной клетки и живота увеличивается, изменяя самоиндуктивность катушек и частоту их колебаний, с увеличением площади поперечного сечения, пропорциональной объемам легких. Это изменение частоты преобразуется в форму цифрового сигнала дыхания, где амплитуда формы волны пропорциональна объему вдоха.

Данный метод был выбран основой для модуля регистрации частоты дыхания пациента, поскольку показал себя как наиболее подходящий для исследований в процессе физических нагрузок и обеспечивающий при этом достаточную точность. Для реализации соответствующего канала на базе ИП датчика был изготовлен эластичный пояс с нашитым на него проводом. Для оценки сигнала дыхания с помощью изготовленного пояса была собрана отладочная схема на основе микросхемы LDC1101, которая позволяет отслеживать микроперемещения индуктивного пояса и представляет собой преобразователь индуктивности в частоту высокого разрешения. Структурная схема модуля и фото пояса показаны на рис. 1.

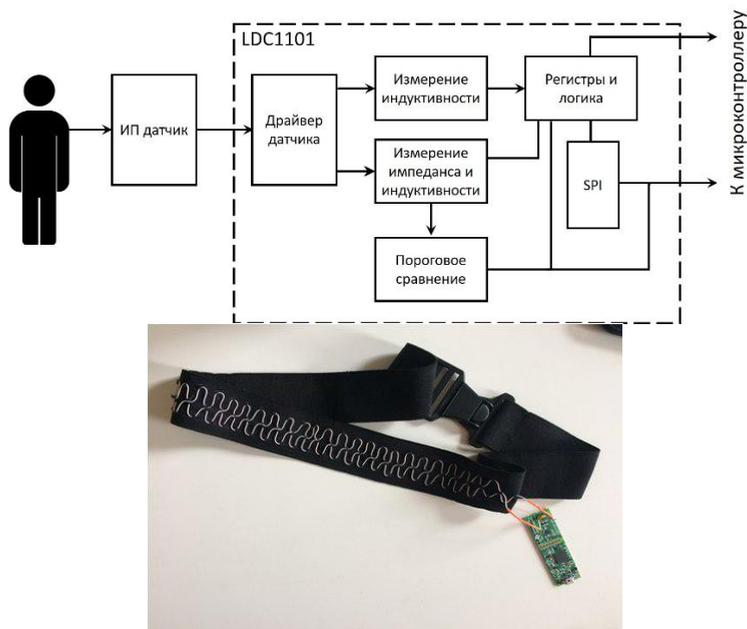


Рисунок 1 – Структурная схема канала регистрации частоты дыхания пациента и фото эластичного пояса

Таким образом, был рассмотрен один из каналов модульной системы для контроля состояния больных с ССЗ в процессе медицинской реабилитации. В зависимости от текущей задачи и этапа реабилитации монитор пациента должен содержать различные комбинации датчиков съема физиологических сигналов. В состав монитора также могут быть включены комбинации датчиков движения для съема динамики пространственного положения пациента, в частности, для контроля за физической активностью пациента.

Библиографический список

1. P. H. Charlton. Continuous respiratory rate monitoring to detect clinical deteriorations using wearable sensors. PhD Thesis. King's College London. 2017.
2. Flesch J., Dine C. Lung volumes: measurement, clinical use, and coding // Chest Journal. 2012, № 142. С. 505–510.
3. Grenvik A., Ballou S., McGinly E. Impedance pneumography: Comparison between chest impedance changes and respiratory volumes in 11 healthy volunteers // Chest, 1978, № 62. С. 439–443.

ВЫСОКОЧАСТОТНЫЕ НАНОСЕКУНДНЫЕ ГЕНЕРАТОРЫ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

Г.Е. Абрамова, А.А. Сережин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье представлен анализ генераторов высоковольтных импульсов, применяемых в области медицинской диагностики.

Ключевые слова: интроскопия, высоковольтный наносекундный генератор, накопитель энергии, прерыватель тока.

HIGH-FREQUENCY NANOSECOND GENERATORS FOR MEDICAL INTROSCOPY

G.E. Abramova

Scientific adviser - Serezhin A.A., candidate of technical sciences, associate
professor

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Abstract. The article presents an analysis of high-voltage pulse generators used in the field of medical diagnostics.

Key words: *introscopy, high-voltage nanosecond generator, energy storage, current interrupter.*

Интроскопия - неразрушающее (неинвазивное) исследование внутренней структуры объекта и протекающих в нём процессов с помощью звуковых волн, электромагнитного излучения различных диапазонов, постоянного и переменного электромагнитного поля и потоков элементарных частиц [1, 2]. Это исследование позволяет проводить наблюдение за объектами, явлениями и процессами в оптически непрозрачных телах и средах, а также в условиях неполной видимости путём преобразования невидимого поля излучения объекта в видимое изображение.

Например, рентгеновское излучение применяется для получения визуального изображения костных и других биологических тканей, а импульсное радиоизлучение в ядерномагнитной резонансной (ЯМР) томографии используется для получения изображения костного или головного мозга, закрытого практически со всех сторон костной тканью. Изображение объектов в оптическом диапазоне с учетом всей цветовой гаммы содержит информацию о форме биологических тканей, их температуре, составе крови, локализации воспаленных участков и т.д.

Для проведения медицинской интроскопии необходимо импульсное напряжение большой величины. Его можно создать с помощью высокочастотного генератора с частотой следования импульсов до 10 кГц, использующего эффект наносекундного обрыва тока высокой плотности в

полупроводниковых диодах с газоразрядным прерывателем тока.

Все высоковольтные генераторы импульсов длительностью менее 10^{-6} с имеют общую идеологию построения: относительно медленное накопление энергии в промежуточном накопителе и последующая быстрая передача энергии в нагрузку с помощью коммутатора.

В настоящее время генераторы высоковольтных импульсов различают по применяемым в них накопителям энергии. Классическим считается емкостной накопитель энергии (ЕНЭ), который при помощи сильноточного наносекундного коммутатора передает накопленную энергию электрического поля в нагрузку. Альтернативой ему может служить индуктивный накопитель энергии (ИНЭ), который накапливает энергию в магнитном поле индуктивного контура с током. Выгода от применения ИНЭ обусловлена рядом их преимуществ перед ЕНЭ:

1) в современных импульсных конденсаторах электрическое поле, длительно выдерживаемое диэлектриком, достигает значений порядка 10^6 В/см, при этом плотность энергии составляет около 10^2 Дж/дм³. Плотность запасаемой энергии в индуктивных накопителях определяется предельно допустимыми магнитными полями, которые ограничены механической прочностью материалов индуктивных накопителей. При этом плотность магнитной энергии может достигать величины 10^5 Дж/дм³;

2) питание генератора на основе ИНЭ осуществляется от низковольтных источников;

3) генераторы с индуктивными накопителями имеют меньшие массогабаритные показатели по сравнению с генераторами на основе емкостного накопителя энергии;

4) при использовании ИНЭ обеспечивается качественно иной способ передачи энергии в нагрузку.

Для использования ИНЭ и реализации их преимуществ помимо сильноточных наносекундных коммутаторов требуются мощные высокоскоростные прерыватели тока, выбор которых сильно ограничен. В этой связи в России и других странах проводят исследования перспективных технологий, которые позволят создать приборы такого класса. К ним можно отнести взрывающиеся проводники, плазменные прерыватели, прерыватели на SOS-диодах и прерыватели на основе газоразрядных коммутаторов тока и эффекте самообрыва тока [3].

При детальном рассмотрении для построения мощных генераторов на основе ИНЭ наиболее перспективными являются прерыватели на SOS-диодах и газоразрядные прерыватели тока, основанные на эффекте самообрыва тока [4]. При сравнении данных приборов у каждого из них обнаруживаются свои достоинства и недостатки. Прерыватели на SOS-диодах имеют малое (порядка десятка наносекунд) время выключения тока, а также параллельным и последовательным соединением этих структур обеспечиваются любые рабочие напряжения и токи без увеличения времени выключения. Газоразрядные

прерыватели тока, основанные на эффекте самообрыва тока, способны как замыкать, так и размыкать ток, а значит, не требуют дополнительных коммутирующих устройств в составе генератора. В отличие от SOS-диодов не нуждаются в охлаждении, восстанавливают свои свойства после работы в критических режимах. Массогабаритные показатели генераторов, построенных на основе таких приборов в 5-10 раз меньше, чем у генераторов на SOS-диодах.

Таким образом, генераторы высоковольтных импульсов с газоразрядным коммутатором тока и индуктивным накопителем энергии способны формировать импульсы напряжением несколько сотен киловольт при токах единицы килоампер, и являются наиболее эффективными, экономичными и надежными среди существующих высоковольтных генераторов.

Библиографический список

1. Крылов Н. А., Электронно-акустические и радиометрические методы испытаний материалов и конструкций, Л. — М., 1963. — 123 с.
2. Ощепков П. К., Меркулов А. П. Интроскопия, М., 1967. — 123 с.
3. Шатилов С.Г., Исследование газоразрядных прерывателей тока в режиме генерации высоковольтных импульсов: автореф. дис. на соиск. учен. степ. канд. техн. наук (05.27.02)/ Шатилов Сергей Германович; ФГБОУ ВО РГРТУ, - Рязань, 2016. — 19 с.
4. Корженевский С.Р., Высокочастотные наносекундные генераторы для интроскопии и селективного разрушения твердых частиц микронных размеров: дис. на соиск. учен. степ. канд. техн. Наук (01.04.13)/ Корженевский Сергей Романович; РАН УОИЭ, - Екатеринбург, 2008. — 135 с.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ КОЖНЫХ ВЕГЕТАТИВНЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ НА БАЗЕ УСТРОЙСТВА СБОРА ДАННЫХ

С.Э. Тетерина, М.Б. Каплан

Научный руководитель – Каплан М.Б., к.т.н., доцент кафедры ИИБМТ
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной статье рассматриваются реализованные возможности виртуального прибора, регистратора вызванных кожных вегетативных потенциалов, построенного на базе устройства сбора данных.

Ключевые слова: *вызванный кожный вегетативный потенциал, виртуальный прибор.*

DEVELOPMENT OF A VIRTUAL DEVICE FOR REGISTRATION OF SKIN VEGETATIVE POTENTIALS ON THE BASIS OF DATA COLLECTION DEVICE

S. E. Teterina, M. B. Kaplan

Scientific adviser-Kaplan M. B., Ph. D., associate Professor IIBMT
Ryazan state radio engineering University, Ryazan

In this article the realized possibilities of the virtual device, the Registrar of the caused skin vegetative potentials constructed on the basis of the device of data collection are considered.

Keywords: vegetative potential of the skin, realization of device.

Внедрение многофункциональных средств вычислительной техники и использование потенциала программных пакетов моделирования способствуют развитию новых медицинских технологий.

Построение виртуального прибора для регистрации вызванных кожных вегетативных потенциалов выполнено с использованием программной среды LabVIEW. Алгоритм работы виртуального прибора реализован с учетом аппаратного состава регистратора кожных вегетативных потенциалов. Аппаратная часть включает следующие основные элементы: устройство сбора данных NI PCIe-6321, терминальный блок NI BNC-2120, комплект электродов, персональный компьютер.

Как известно вызванный кожный вегетативный потенциал представляет собой изменение электродермальной активности в ответ на стимул. В качестве стимулов могут служить такие раздражители как: глубокий вдох, звуковой сигнал, вспышка света, электрический импульс, физическая нагрузка [1]. В рамках проводимых работ используется звуковой стимул. Генерации звуковых раздражителей осуществляется циклически со случайным периодом в диапазоне от 1 до 10 секунд. Функциональные возможности программы обеспечивают формирование звуков заданной частоты, что позволяет исследовать характер ответа электродермальной активности в зависимости от амплитудно-частотных параметров стимула.

Кроме того, к основным задачам программного обеспечения относятся формирование звукового стимула, управление процессом регистрация кожных вегетативных потенциалов, измерение интервала времени между стимулом и скачком потенциала, определение амплитудных характеристик ответа.

Разработанный виртуальный прибор позволяет выполнить автоматический расчет следующих показателей: латентный период вызванного кожного вегетативного потенциала; амплитуды первой, второй и третьей фаз; длительности восходящих фаз.

Библиографический список

1. Баклаваджян О. Г. Вегетативные механизмы гипоталамуса // Физиология вегетативной нервной системы. - Л.: Наука, 1981. - С. 398-474.
2. Котельников С. А. Клинико-нейрофизиологическая характеристика вегетативных дисфункций при заболеваниях нервной системы // канд. мед. наук. – СПб, 1996. – 138 с.
3. Васильев А.С., Лашманов О.Ю. Основы программирования в среде LabVIEW // Учебное пособие. – СПб, 2015. – 82 с.

УДК 165.47

**АНАЛИЗ РЕФЛЕКТОМЕТРИЧЕСКИХ СПОСОБОВ ИЗМЕРЕНИЯ
УРОВНЯ ЖИДКОСТИ В УСЛОВИЯХ КОЛЕБАНИЙ ОТРАЖАЮЩЕЙ
ПОВЕРХНОСТИ В СИСТЕМАХ ОЧИСТНЫХ СООРУЖЕНИЙ**

К.И. Колбенева, А.Л. Виноградов

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассматриваются способы измерения уровня жидкости с помощью ультразвука, оценка их особенностей и недостатков.

Ключевые слова: *уровень жидкости, рефлектометрия, волнение, ультразвук, отраженный сигнал.*

**ANALYSIS OF REFLECTOMETRIC WAYS OF MEASURING A LEVEL OF
A LIQUID IN CONDITIONS OF VIBRATIONS REFLECTING A SURFACE
IN CLEAR STRUCTURE SYSTEMS**

K.I. Kolbeneva, A.L. Vinogradov

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

The article discusses how to measure the level of a liquid using ultrasound, the evaluation of their features and disadvantages.

Keywords: *liquid level, reflectometry, excitement, ultrasound, reflected signal.*

В настоящее время существует множество практических задач в сфере производства, требующих точного измерения уровня жидкостей, в том числе в условиях колебания поверхности жидкости. Одной из таких задач является определение уровня заполненности резервуаров в системах очистных сооружений.

Особое место среди них занимают задачи измерения уровня жидкости в случае, когда в условиях эксплуатации на поверхности измеряемого продукта появляются волны. Неровности, образующиеся на поверхности жидкости, резко снижают отражательную способность, так как увеличивают рассеивание в пространстве отражаемого электромагнитного сигнала. Измерение уровня в

условиях поверхностных волнений это наиболее жёсткий режим для радарных измерений. В этой ситуации разные уровнемеры ведут себя по-разному.

Ультразвуковые уровнемеры используют явление отражения ультразвуковых колебаний от плоскости раздела сред «жидкость - газ». Действие уровнемеров этого типа основано на измерении времени прохождения импульса ультразвука от излучателя до поверхности жидкости и обратно. Достоинством ультразвуковых уровнемеров является возможность дистанционного измерения уровня. К недостаткам можно отнести: зависимость показаний уровня от параметров измеряемых жидкостей (температуры, влажности, давления, концентрации), невысокое пространственное разрешение, сложность получения узкой диаграммы направленности [1].

Импульсный уровнемер с высокой частотой посылает в сторону продукта импульсы электромагнитного сигнала и измеряет время задержки получения отраженного сигнала. Так как время распространения электромагнитной волны чрезвычайно мало, в система обработки сигнала в таких уровнемерах построена максимально просто (нет спектрального анализа - в отличие от FMCW - и используется простейшее прямое вычисление времени задержки, как в случае с ультразвуковыми уровнемерами), то время измерительного цикла тоже мало. Поэтому за единицу времени возможно производить тысячи циклов измерения и отследить каждое колебание поверхности (в идеальном случае).

В реальности при волнении отраженный сигнал формирует некоторый участок поверхности раздела сред, а не одну точку, из-за чего отраженный сигнал в большей степени будет рассеиваться в пространстве.

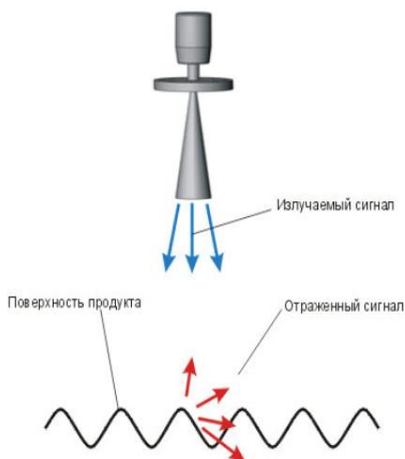


Рисунок 1 – Схема рассеивания отраженного сигнала

Следственно, в приемник возвращается меньше энергии, при этом отраженный импульс искажается и становится заметно хуже (вплоть до исчезновения), чем при ровной поверхности - будет уменьшаться амплитуда.

Структура классического принципа импульсного измерения уровня не позволяет применить в таком уровнемере более серьезной обработки данных, кроме как статистической (различные способы накопления). Т.е. если импульс вернулся искаженным и с малой амплитудой, то он даст либо очень большую погрешность, либо произойдет срыв измерения.

В отличие от импульсного, уровнемер, построенный на FMCW-принципе, излучает и принимает электромагнитный сигнал непрерывно с частотой, изменяющейся по линейному пилообразному закону. Окончательное значение уровня получается после спектрального анализа разностной частоты переданного и отраженного сигналов. Такой способ позволяет добиться высоких точностей измерения даже в условиях слабых отражений [2].

Но этот метод имеет ряд недостатков, один из которых это неустойчивая работа в условиях волнения поверхности жидкости. Связано это с тем, что накопление информации производится за довольно длительное время развертки зондирующего сигнала (100 - 500 мс). За это время поверхность жидкости успевает многократно измениться, из-за чего результирующая частота будет представлять "смесь" чрезвычайно большого числа паразитных частот, что приводит либо к резкому увеличению погрешности, либо к невозможности измерения уровня в принципе.

В уровнемерах УЛМ применяется интеллектуальная система подстройки параметров. Измерительная система построена таким образом, что она может коренным образом менять алгоритмы измерений, характеристики измерительных узлов, задействовать специальные алгоритмы и вычислительные системы и т.д. При измерении уровня колеблющейся поверхности жидкости уровнемеры УЛМ используют систему ускоренной адаптивной перестройки. Как и в случае классического FMCW-радар, уровнемеры УЛМ генерируют электромагнитный сигнал с частотой, изменяющейся по пилообразному закону. Но, в отличие от классического FMCW-радар характеристики зондирующего сигнала не являются константой, а варьируются и адаптируются к процессу по оригинальным алгоритмам. В частности, при измерении уровня жидкости с колебаниями поверхности, применяется принцип "ускоренного измерения" - время измерения и алгоритм обработки постоянно меняются, и время измерения может сокращаться до единиц миллисекунд. За время "смены поверхности" уровнемер УЛМ успевает многократно измерить уровень продукта - т.е. за время цикла измерения, уровень продукта просто не успевает измениться. Таким образом, для уровнемера УЛМ измерение уровня колеблющейся жидкости сводится к измерению уровня продукта с неподвижной, но неровной поверхностью. А надежность измерений уровня при неровной поверхности обеспечивается FMCW-методом.

Библиографический список

1. Spratt W. Liquid level torsional ultrasonic waveguide sensor / S. Spratt, J. Vetelino, L. Lynnworth // 2009 IEEE international ultrasonic symposium (IUS). - 2009. - P. 663-668.
2. Brumbi D. Low power FMCW radar system for level gaging // 2000 IEEE MTT-S International microwave symposium digest. - 2000. - Vol. 3. - PP. 1559-1562.

УДК 612.1

**СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ
ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ**

И.В. Трушкин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

Один из методов исследования состояния сердечно-сосудистой системы – фотоплетизмография. Представлено устройство измерения пульса, как наиболее простого и информативного показателя функциональности сердца.

Ключевые слова: *фотоплетизмография, оптоэлектронный датчик.*

**SYSTEM FOR AUTOMATED ESTIMATION OF
PHOTOPLETHYSMOGRAPHY PARAMETERS**

I.V. Trushkin

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

One of the methods of studying the state of the cardiovascular system-photoplethysmography. The device for measures the heart rate as the most simple and informative indicator of the functionality of the heart is presented.

Key words: *photoplethysmography, optoelectronic sensor.*

На сегодняшний день исследования пульса можно условно разделить на 2 типа: мануальные исследования и аппаратные исследования. К мануальным исследованиям относятся примитивные методы, не требующие каких-либо условий и навыков, такие как осмотр или пальпация. К аппаратным исследованиям относится методы для анализа ритмичности работы сердца, в которых задействованы различные медицинские приборы и аппараты. Самым распространенным способом измерения пульса в клинике и быту является метод плетизмографии. Сам метод плетизмографии основан на регистрации изменения объемов кровенаполнения органа. Результатом такой регистрации будет пульсовая волна. Клинические возможности плетизмографии выходят далеко за рамки простого определения пульса, но в данном случае нам интересен именно он, и в частности метод оптической плетизмографии или, как ее еще называют, фотоплетизмографии. Фотоплетизмография – метод исследования периферической гемодинамики, основанный на изучении

поглощения света, проходящего через исследуемый участок ткани с пульсирующей кровью [1]. Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания или отражения, в зависимости от положения оптопары, попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отраженного или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в нем крови. В общеклинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии [2].

На рис. 1 предложена структурная схема устройства для автоматизированной оценки параметров фотоплетизмограммы (ФПП). При выполнении измерения датчик устанавливается на концевую фалангу пальца кисти или стопы. Для регистрации и измерения физиологических параметров служат датчики, содержащие чувствительные элементы, преобразующие исследуемый физиологический параметр в электрический сигнал. Анализ данных включает первичную обработку электрических сигналов датчиков, например, усиление сигналов, фильтрацию помех, аналого-цифровое преобразование, измерение характеристик сигналов, имеющих диагностическую ценность.

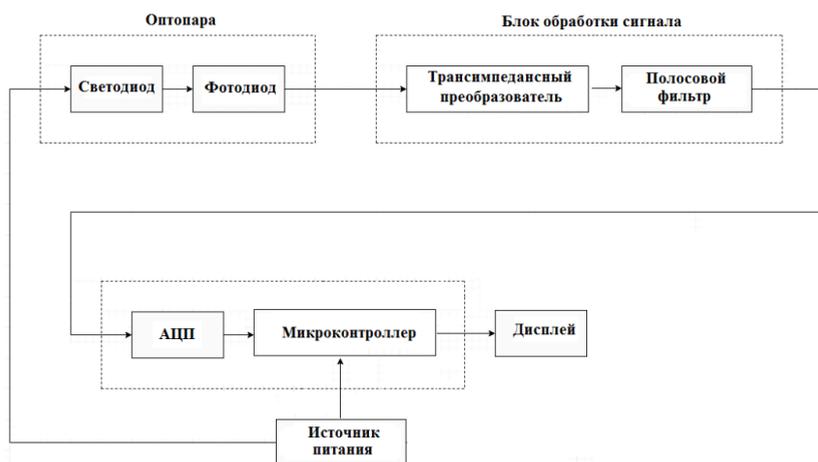


Рисунок 1 – Структурная схема системы для автоматизированной оценки параметров фотоплетизмограммы

Библиографический список

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013 – 248 с.
2. Малиновский Е.Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm> (Дата обращения 25.04.2017)

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ПОВЕРКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ

А.Ф. Латыпов, Р.М. Нафикова, В.М. Денисенко

Научный руководитель – Нугаев И.Ф. д.т.н., профессор

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В статье рассматриваются устройства для проведения поверки электрокардиографов.

Ключевые слова: ЭКГ, электрокардиограмма, поверка, генератор, сердце, заболевание.

DEVICES FOR CONDUCTING ELECTROCARDIOGRAPHY TESTING

A.F. Latypov, R.M. Nafikova, V.M. Denisenko

Scientific adviser – I.F. Nugaev doctor of technical sciences, professor

Ufa State Aviation Technical University

The article discusses the device for the verification of electrocardiographs.

Key words: EKG, electrocardiogram, verification, generator, heart, disease.

По статистике Всемирной организации здравоохранения сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти во всем мире. Одним из способов решения этой глобальной проблемы является своевременная диагностика работы сердца. На сегодняшний день главным методом диагностики является автоматический анализ ЭКГ, в основе которого лежит обнаружение сердечных сокращений. Электрокардиограф предназначен для измерения и графической регистрации биоэлектрических потенциалов сердца при диагностике состояния сердечно-сосудистой системы человека в медицинских учреждениях и при оказании медицинской помощи на дому

Современные электрокардиографы обладают возможностью как распечатывать или отображать на экране электрокардиограммы, так и обрабатывать, и интерпретировать ЭКГ с последующей постановкой диагноза. Обработка и интерпретация ЭКГ обеспечивается встроенной во входные блоки электрокардиографа обработкой сигнала. Оцифрованные сигналы также подвергаются обработке с использованием встроенных микропроцессоров, в ходе которой измеряются временные интервалы между сегментами ЭКГ и амплитуды зубцов ЭКГ. Таким образом, современные электрокардиографы подверглись значительным изменениям. Из-за произошедших перемен набор требований, которые предъявлялись к «старым» электрокардиографам, устарел, в частности к частотным характеристикам, так как процесс записи ЭКГ теперь зависит не только от способности гальванометрических систем регистрации ЭКГ реагировать на быстроизменяющиеся кардиосигналы. Не

менее актуальны требования к правильному воспроизведению ЭКГ, хранящихся в цифровом виде, к изменению их характеристик и параметров, и интерпретации, что напрямую влияет на постановку диагноза специалистом кардиологом.

Как и все приборы, электрокардиографы нуждаются в периодической проверке своих характеристик, а новые приборы должны проверяться обязательно, и все – по единой методике. Она изложена в ГОСТ Р МЭК 60601-2-51 и в документе Р 50.2009. Кроме того, для врачей очень полезно иметь возможность оперативно проверять свой прибор при возникновении сомнений. Требование возможности оперативной проверки присутствует в основополагающем документе.

Проверка электрокардиографа производится органами государственной метрологической службы или аккредитованными метрологическими службами юридических лиц согласно правилам по метрологии. Периодическая проверка электрокардиографа производится один раз в год.

Генератор функциональный «Диатест» предназначен для формирования испытательных сигналов, используемых для проверки электрокардиографов и holter-мониторов. Генератор работает в 2 режимах. При работе в первом режиме формируются испытательные калибровочные сигналы для проверки электрокардиографов, также отображаются инструкции по проверке в соответствии с Р50.2.009-2001. Второй режим работы является дополнительным и используется для проверки самого генератора и изменения его настроек.

Принцип работы генератора основан на считывании из цифровой микросхемы памяти предварительно записанных цифровых кодов сигналов заданных форм. Цифровые коды поступают на цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), где преобразуются в аналоговую форму. Далее сигнал поступает на выходной делитель и схему, которая производит необходимое согласование с отводящими электродами поверяемого электрокардиографа» Органы управления генератором расположены на передней панели. Имеется кнопка включения и выключения, переключения режимов работы генератора, выбора пункта процедуры проверки, включения или отключения подсветки. Также имеется средство звуковой сигнализации. На экране генератора отображаются характеристики формируемых сигналов и схематичное представление формы сигнала. Также имеется 10 разъемов для подключения к отводящим электродам электрокардиографа.

Генератор ЭКГ сигналов «PentaStar» дает возможность формировать испытательные сигналы в виде синусоиды, меандра, ЭКГ, ЧСС1, ЧСС2, ЧСС3, ЧСС4 и постоянного напряжения. Диапазон постоянного напряжения от –300 мВ до 300 мВ при нагрузке более 1 Мом, размах выходных напряжений сигналов т 0,03 мВ до 600 мВ при нагрузке более 1 Мом в диапазоне частот от 0,1 Гц до 75 Гц.

В генераторе предусмотрены разъемы для подключения кабелей со штекерами. «Принцип работы генератора основан на последовательном считывании значений заданной функции в двоичном коде, записанных в постоянном запоминающем устройстве (ПЗУ), их преобразовании в аналоговую форму с кусочно-линейной интерполяцией и масштабировании по уровню и по времени.

Сигналы, предназначенные для воспроизведения, хранятся в ПЗУ (КР556РТ5) с информационной емкостью 4096 бит (512 слов x 8 разрядов). Каждый сигнал может занимать 12 8, 256 или 512 байт».

Также имеется возможность выбора различной формы выходных сигналов за счет сменных постоянных запоминающих устройств. Питание осуществляется от сети.

Генератор позволяет формировать сигналы прямоугольной, треугольной и периодических сигналов в области низких частот. Частота сигналов лежит в диапазоне от 0.01 до 75 Гц. Размах выходных сигналов достигает от 0.03 до 10 мВ.

Симулятор пациента PS420 позволяет тестировать электрокардиографы и мониторы состояния пациента. PS420 имеет обширные возможности симуляции, включая полный диапазон ЭКГ, состояния дыхания, кровяного давления, температуры и объема сердца. Инструмент включает 12-канальную ЭКГ, двухканальную симуляцию кровяного давления, 35 выборов аритмии, симуляцию кардиостимулятора и нормальный синусный ритм для взрослых и детей».

Также имеется возможность подсоединения к компьютеру с использованием интерфейса RS-232.

Для различных типов ЭКГ-сигналов амплитуды могут достигать 0.5 мВ, 1 мВ, 1.5 мВ и 2 мВ. Диапазон частот для синусоидальной волны меняется от 0.5 до 60 Гц, для треугольной волны частота составляет 2 Гц.

Библиографический список

1. Электрокардиографы одно-, трехканальные Heart Mirror [Электронный ресурс] –Режим доступа: <https://all-pribors.ru/opisanie/20994-01-heart-mirror-16944>
2. Электрокардиограф ЭК1Т-1/3-07 Аксион [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://42mt.ru/p71193856-elektrokardiograf-ek1t-aksion.html>
3. Прецизионный генератор сигналов для проверки электрокардиографов [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.rudshel.ru/show.php?dev=19>

К ВОПРОСУ РАЗРАБОТКИ АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА ГЛЮКОЗЫ

А.И. Титов, В.Ю. Вишневецкий

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, г. Таганрог

Сахарный диабет является острой медико-социальной проблемой, относящейся к приоритетам национальных систем здравоохранения практически всех стран мира. Распространенность сахарного диабета в мире составляет 8,3% населения. Первым и необходимым способом предупреждения и дальнейшей диагностики заболевания является биохимический анализ крови на содержание глюкозы. Именно поэтому сегодня очень актуальна разработка точных и быстродействующих автоматических анализаторов глюкозы в крови.

Ключевые слова: анализатор глюкозы, кровь, сахарный диабет, глюкооксидазный метод.

TO THE QUESTION OF DEVELOPMENT OF THE AUTOMATIC ANALYZER GLUCOSE

A.I. Titov, V.Yu. Vishnevetsky

South Federal University, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Taganrog

Diabetes is an acute medical and social problem relating to the priorities of national health systems in almost all countries of the world. The prevalence of diabetes in the world is 8.3% of the population. The first and necessary way to prevent and further diagnose the disease is a biochemical blood test for glucose. That is why today the development of accurate and high-speed automated blood glucose analyzers is very relevant.

Key words: glucose analyzer, blood, diabetes mellitus, glucooxidase method.

Для диагностики целого ряда заболеваний (к числу которых прежде всего следует отнести сахарный диабет, патологические состояния, связанные с недостаточностью функции печени и почек, некоторые эндокринные заболевания, новообразования мозга, поджелудочной железы и надпочечников, гиповитаминоз В1, а также ряд наследственных заболеваний) важно иметь объективное представление о состоянии углеводного обмена, кардиальным показателем которого служит содержание глюкозы в крови. Концентрация глюкозы в крови взрослого человека составляет в единицах СИ – 60-100 мг%, в международных единицах – 3,3 - 5,5 ммоль/л. В настоящее время существует достаточно много методов определения глюкозы. Их можно классифицировать следующим образом:

1. Редуктометрические.

2. Колориметрические.

3. Ферментативные:

а) глюкозооксидазный: фотометрический по конечной точке; фотометрический кинетический; отражательная фотометрия - сухая химия; электрохимический;

б) гексокиназный: фотометрический по конечной точке; фотометрический кинетический.

Первые два метода крайне неудобны, токсичны и обладают низкой точностью [1]. Последний часто используется в лабораториях при проведении анализа крови на содержание в ней глюкозы. При разработке анализатора будем использовать глюкооксидазный метод.

Сегодня наибольшее распространение получили методы, основанные на использовании фермента - глюкозооксидазы.

Глюкозооксидаза катализирует перенос двух водородных атомов с первого углеродного атома глюкозы на кислород, растворенный в жидком реагенте. При этом в ходе реакции образуется в эквимольных количествах перекись водорода. Т.е. концентрация образовавшейся перекиси водорода точно равна определяемой концентрации глюкозы [1 - 3].

Разработка структурной схемы анализатора глюкозы. Анализатор глюкозы автоматический предназначен для измерения молярной концентрации глюкозы в биологических жидкостях. Анализатор предназначен для работы в диапазоне концентраций глюкозы в пробах от 2 до 30 ммоль/л.

Работа анализатора глюкозы основана на измерении амперометрическим способом концентрации перекиси водорода, образующейся в результате расщепления глюкозы ферментом глюкозооксидазой. Количество перекиси водорода пропорционально содержанию глюкозы в исследуемой пробе [4].

Структуру автоматического анализатора глюкозы можно описать схемой, представленной на рисунке 1. Условно её можно разделить на три части:

- в первую часть входят механическая и гидравлическая система, выполняющие важную роль подготовки и транспортировки биопробы и отходов;

- вторая часть (электронная) – это питание схемы и обработка сигнала датчика;

- третья часть (визуальная) предназначена для вывода результатов на дисплей монитора и хранение информации.

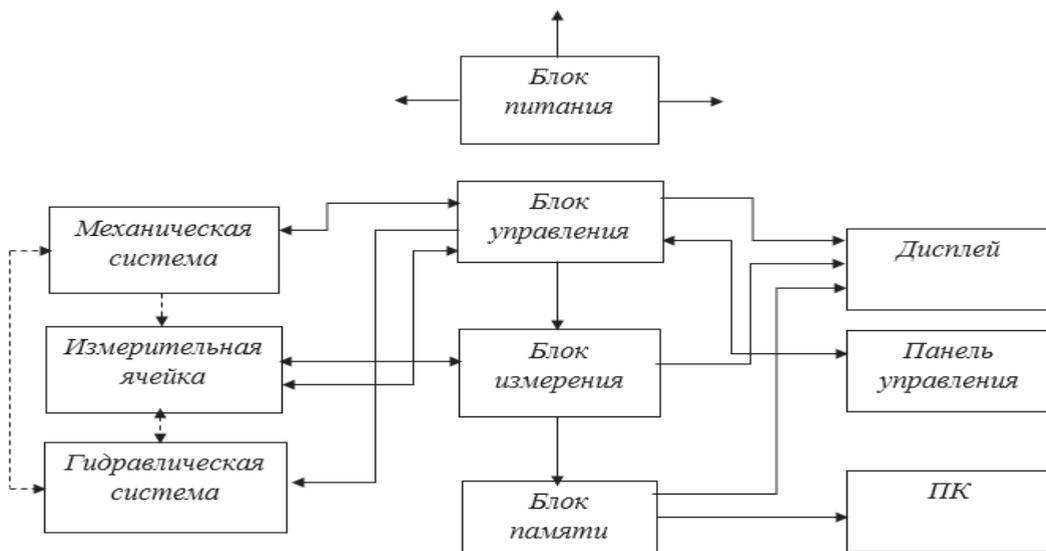


Рисунок 1 – Структурная схема автоматического анализатора глюкозы

Опишем состав блоков, входящих в структурную схему.

Механическая система состоит из: кюветы для исследуемой биопробы; дозатора; электродвигателя магнитного мешательного устройства; датчика температуры.

Гидравлическая система включает следующие компоненты: отводящий насос; подающий насос; канистру «Отходы»; канистру «Буфер».

Управляет работой анализатора контроллер (блок управления), выполняя, например, функции выбора времени промывки реакционной камеры ячейки, управления скорости вращения электродвигателя, контроля температуры.

Блок измерения включает гальванометр или милливольтметр, измеряющий напряжение сигнала датчика, пройденного через усилитель, фильтры нижних частот, детектор и аналого-цифровой преобразователь.

Блок питания – преобразователь переменного напряжения сети 220 ± 22 Вольт, 50 Гц для питания электрической схемы анализатора.

Блок памяти – flash-память, хранящая результаты 1000 проведённых анализов.

На дисплей анализатора выводится вся необходимая для определения результата анализа информация.

Панель управления предназначена для дистанционного управления анализатором путём ввода необходимых для анализа параметров с помощью сенсорных кнопок [4].

Интерпретация результата измерения. Расчет уровня глюкозы проводится по калибровочному графику в единицах измерения ммоль/л. В качестве калибровочного раствора выступает раствор с известной концентрацией глюкозы (10 ммоль/л). Результатом измерений будет

электрический ток, который преобразуется в постоянное напряжение. Величина напряжения пропорциональна концентрации глюкозы [5].

Таким образом, разработка анализатора глюкозы является актуальной задачей на сегодняшний день. Поэтому поиск и внедрение новых идей в данной области – одна из первоочередных задач биомедицинской инженерии.

Библиографический список

1. Методы определения глюкозы в крови: http://www.laboway.ru/html/info/metod_glukoze/metod_glukoze.html [25.10.2018].
2. Глюкозооксидазный и гексокиназный методы определения глюкозы в сыворотке в крови: <https://diabet24.guru/diagnostika/analizy/na-saxar/metod-opredeleniya-v-syvorotke-krovi.html> [25.10.2018].
3. Глюкозооксидазный способ определения глюкозы: <http://etodiabet.ru/diab/obsledovaniya/glyukozooksidaznyj-metod.html> [26.10.2018].
4. Анализатор глюкозы автоматический «Энзискан Ультра» http://www.medrk.ru/uploads/doc/analizator_enziscan_ultra_man.pdf [27.10.2018].
5. Зависимость потенциала ферментного электрода на глюкозу от концентрации глюкозы: <http://chem21.info/info/1411791/> [28.10.2018].

УДК 616-71

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА ВРОЖДЕННЫХ ПОРОКОВ СЕРДЦА У ПЛОДОВ

Э.У. Гарифуллина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Ультразвуковое исследование – это метод изучения сердца плода: его детальное строение и особенности кровотока в разных отделах. Данная диагностика осуществляется в том случае, если существует угроза развития у ребенка порока сердца.

Ключевые слова: *плод, врожденные пороки сердца, ультразвуковая диагностика.*

Врожденные пороки сердца (ВПС) являются наиболее частой патологией по сравнению с другими аномалиями развития и приводят к смерти детей до года жизни. По данным государственного статистического отчета о врожденных аномалиях в Российской Федерации, отмечается рост количества впервые зарегистрированных ВПС. Показатели смертности от данной патологии остаются высокими — 45,9% [1].

Чаще всего ВПС сочетаются с задержкой внутриутробного развития, эхографическими маркерами хромосомных aberrаций и неиммунной водянкой. Частота грубой патологии хромосом при ВПС в сочетании с экстракардиальными аномалиями составила 53,1%. Из пороков развития чаще

всего регистрировались пороки центральной нервной системы (29,4%), мочевыделительной системы (16,2%), пороки лица и деформации кистей и стоп (13,2%), омфалоцеле (11,8%), врожденные пороки кишечника, кистозная гигрома шеи, пороки опорно-двигательного аппарата (по 5,9%), другие пороки (16,2%) [2].

ВПС имеют довольно частое сочетание с эхографическими маркерами хромосомной патологии. При проведении ультразвуковых исследований в случаях пренатального обнаружения ВПС особое внимание следует уделять наличию задержки внутриутробного развития плода, которая существенно увеличивает риск хромосомных аномалий (ХА) до 67,7% [3].

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦИИ ТЕСТА НА РАСПОЗНАНИЕ МЕСТОПОЛОЖЕНИЯ ЗВУКА В СЛОВЕ

С.А. Новиков

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань.

В данной работе представлена разработка программного обеспечения для автоматизации теста на распознавание звуков в словах. Данное ПО может быть востребовано преподавателями-логопедами для упрощения проведения тестирования ребенка. Разработка ПО производилась в среде LabView.

Ключевые слова: LabView, логопедия, автоматизация, программное, обеспечение, распознавание.

SOFTWARE TO AUTOMATE THE TEST FOR THE RECOGNITION OF SOUND IN THE WORD

S.A. Novikov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan.

This paper presents the development of software to automate the test for the recognition of sounds in words. This software can be used by speech therapists to simplify the testing of the child. Software development was carried out in the LabView environment.

Key words: LabView, speech therapy, automation, software, software, recognition.

Проведение тестов, не редко, связаны со значительными затратами времени. Цель данной работы упрощение проведения теста и сокращение затрат времени на его проведение, другими словами автоматизация проведения теста.

Для разработки программного обеспечения была использована среда разработки LabView, так как данная среда имеет множество библиотек

функций, что сокращает время на разработку ПО и значительно ее упрощает.

Тест на распознавание звуков представляет собой выбор одного из трех вариантов ответа, соответствующих положению звука в услышанном слове, в начале, в середине и в конце слова, соответственно.

Соответственно программа должна будет проигрывать звук, и отслеживать ввод(нажатие одной из кнопок) пользователя. Для повышения эффективности теста так же был добавлен вывод на экран изображения, на котором будет картинка, связанная с воспроизводимым словом.

В среде LabView уже существуют библиотеки с функциями, осуществляющими работу с изображениями и звуком.

Программа будет состоять из четырех блоков:

1. Блок инициализации;
2. Блок воспроизведения;
3. Блок ввода;
4. Блок проверки;

1. Блок инициализации

Включает в себя, набор массивов, содержащих информацию с именами файлов, положением звука в слове и сам звук. Так же в этом блоке происходит обнуление счетчиков ответов.

2. Блок воспроизведения

Включает в себя, случайный выбор ячейки массивов, чтение звуковых файлов и файлов изображения и их последующие воспроизведение. Файлы изображений должны иметь расширение .bmp, звуковой файл .wav.

3. Блок ввода

Включает в себя, ожидание совершения события, которым является нажатие на одну из кнопок на лицевой панели, и записи ответа в переменную.

4. Блок проверки

Включает в себя, проверку правильности ответа и подсчет количества верных и не верных ответов.

Блок диаграмма программы показана на рисунке 1.

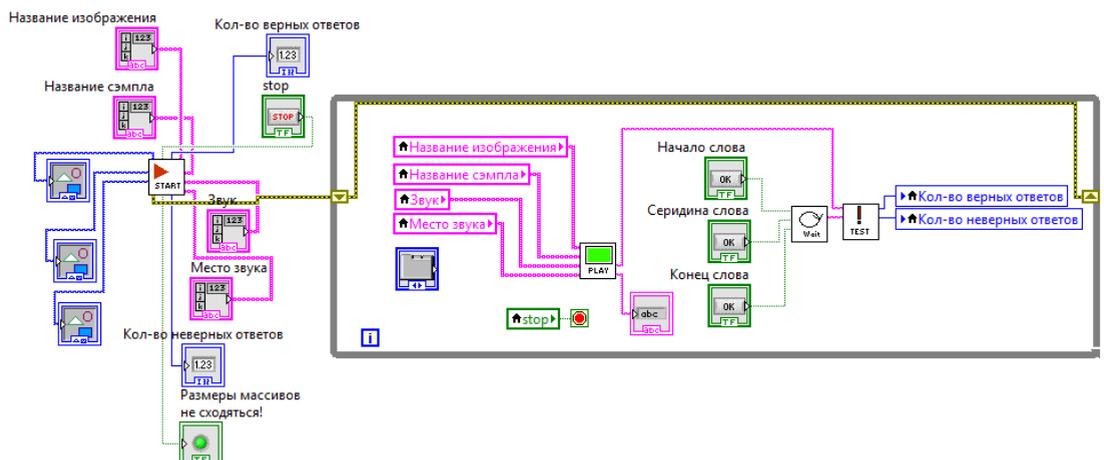


Рисунок 1 – Блок-диаграмма программы

Далее необходимо разработать интерфейс данного ПО. Разработка интерфейса в LabView сводится к расположению элементов управления и отображения в окне программы.

Для удобства работы с программой разделим интерфейс на 3 вкладки.

Первая вкладка — это вкладка тест. На этой вкладке располагаются все элементы необходимые для проведения теста, а именно: элемент отображения изображения, 3 пользовательские кнопки и диалоговое окно, в котором отображается звук, местоположение которого необходимо определить. Данная вкладка представлена на рисунке 2.



Рисунок 2 – Интерфейс программы, вкладка Тест

Вторая вкладка — это вкладка результат. На данной вкладке будут отображаться результаты теста. Помимо этого, здесь имеется пользовательская кнопка остановки и выхода из программы. Данная вкладка представлена на рисунке 3.

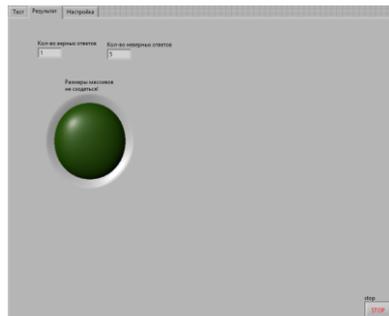


Рисунок 3 – Интерфейс программы, вкладка Результат

Третья вкладка — это вкладка Настройка. На данной вкладки присутствуют элементы для ввода информации, необходимой для работы программы, а именно названия файлов, местоположение звука и непосредственно сам звук. Так же на этой вкладке имеется индикатор, сигнализирующий о том, что количество элементов в массивах не сходится и, следовательно, информация введена некорректно. Данная вкладка представлена на рисунке 4.



Рисунок 4 – Интерфейс программы, вкладка Настройка

Результатом работы данной программы является - количество верных и не верных ответов по которым преподаватель-логопед может оценить на сколько хорошо ребенок распознает звуки.

Библиографический список

1. Узнайте, как программировать на LabVIEW Белиовская Л.Г.
2. LabVIEW 8.20. Справочник по функциям Суранов А.Я.
3. Обработка и анализ цифровых изображений с примерами на LabVIEW и IMAQ Vision Визильтер Ю.
4. LabVIEW: стиль программирования Блюм П.

УДК 615.47

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ ФОНОКАРДИОГРАММ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ- ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

О.В. Мельник, В.С. Токарев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Вейвлет–преобразование является эффективным методом обработки нестационарных сигналов, а автоматизация процесса классификации фонокардиосигналов – актуальной задачей. В статье обоснована возможность классификации фонокардиосигналов с использованием вейвлет-преобразования.

Ключевые слова: вейвлет-преобразование, фонокардиограмма, автоматизированная классификация.

AUTOMATED CLASSIFICATION OF PHONOCARDIOGRAMS USING WAVELET-TRANSFORMATION

O.V. Melnik, V.S. Tokarev
Ryazan Radio Engineering University, Ryazan

Wavelet transform is the automation of processing non-standard signals, as well as automating the process of classifying phonocardiograms is an urgent task. The article justifies the possibility of classifying the phonocardiograms using the wavelet transform.

Keywords: wavelet transform, phonocardiogram, automated classification.

Вейвлет-преобразование на сегодняшний день зарекомендовало себя как один из базовых способов обработки нестационарных сигналов, к которым относится фонокардиограмма. Фонокардиография является одним из базовых методов исследования сердечной деятельности, расширяющим возможности аускультации и электрокардиографии. Помимо нестационарности, сложность в исследовании и интерпретации фонокардиосигнала представляет перекрытие спектра полезного сигнала спектром шумов. Создание программных средств для автоматизированной классификации фонокардиограмм является актуальной на сегодняшний день задачей [1].

Вейвлетами называют семейство функций, локальных по времени и частоте и получаемых растяжением и сдвигом по оси времени одной функции.

Рассмотрим вейвлет-преобразование:

$$C_{a,b} = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt,$$

где $s(t)$ – сигнал ФКГ, Ψ – материнский вейвлет, a – масштабирующий коэффициент, дающий представление о частотных свойствах сигнала, b – временная задержка. Вейвлет-преобразование обладает свойствами многомасштабности, позволяет получить хорошее разрешение по времени и плохое по частоте в области высоких частот и плохое разрешение по времени и хорошее в области низких. Преимуществом метода является возможность одновременного рассмотрения сигнала как в частотной, так и во временной области [4].

Будем исследовать вейвлет-спектрограмму фонокардиосигнала. Несмотря на нестационарность, можно считать, что сигнал здорового пациента имеет определенную типовую форму, что упрощает задачу выявления нормальной фонокардиограммы.

В норме на фонокардиограмме присутствуют два тона – I и II, и паузы – систолическая и диастолическая. Кроме I и II тонов в норме могут возникать дополнительные диастолические тоны – III, IV и V (экстратоны), а в патологических случаях в диастоле может возникнуть экстратоны высокой

частоты — щелчок открытия митрального клапана, или «митральный щелчок» (рис. 1) [2].

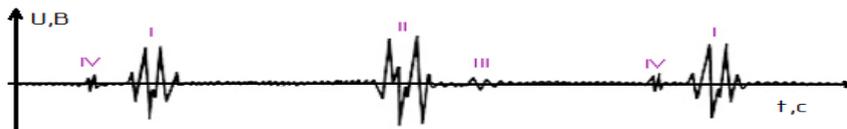


Рисунок 1 – Нормальная фонокардиограмма

Данный сигнал можно задать как массив точек и, применив к нему вейвлет-преобразование, получить шаблон для алгоритма сравнения изображений. При создании шаблона следует учесть наиболее значимые для автоматизированной оценки параметры исследуемого фонокардиосигнала (длительность кардиоцикла, длительность тонов, время между тонами), выявляемые без применения вейвлет-преобразования.

Обладая крупной базой верифицированных фонокардиосигналов с заведомо классифицированными другими методами патологиями сердечной деятельности возможно, выявив схожие признаки в сигналах пациентов с идентичными заболеваниями, создать шаблоны участков сигнала, соответствующих заболеванию, и добавить их в общий сравнительный шаблон.

В качестве алгоритма сравнения изображений могут быть использованы как методы, не предполагающие машинного обучения (метод сопоставления квадрата разницы, нормализованный метод сопоставления коэффициентов корреляции и др.) [3], так и искусственные нейронные сети [4], т.е. типовые алгоритмы классификации изображений.

Таким образом, решение задачи классификации фонокардиограмм с использованием вейвлет-преобразования является на сегодняшний день возможным.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-60114 мол_а_дк «Методы и автоматизированная система для контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности».

Библиографический список

1. Мустецов Н.П. Инструментальные методы медико-биологических исследований/ Мустецов Н.П. - Харьков: ХТУРЭ, 1999- 176 с.
2. Кельман И.М. Электрокардиография и фонокардиография. -М.: Медицина, 1974.-134 с.4. Источник 2.
3. Dey N, Wavelet based normal and abnormal heart sound identification using spectrogram analysis / N. Dey, A. Das, S. S.Chaudhuri - IJCSSET, 2012.
4. Nabih-Ali M. Heart diseases diagnosis using intelligent algorithm based on PCG signal analysis / M. Nabih-Ali, A. El-Sayed El-Dahshan, Ashraf S. Yahia - Circuits and Systems, 2017, 8, 184-190.

**СИСТЕМА КОНТРОЛЯ МЕСТНОГО КРОВотоКА С
АВТОМАТИЧЕСКОЙ СТАБИЛИЗАЦИЕЙ УСИЛИЯ ПРИЖИМА
ДАТЧИКА**

Г.В. Матросов, Д.Р. Абдрахимова, М.Ю. Новиков, А.В. Бердников
Казанский национальный исследовательский
Технический университет им. А. Н. Туполева – КАИ, г. Казань

Статья посвящена решению проблемы контроля кровотока в тканях во время хирургических операций. Авторы сосредоточены главным образом на надежности измерений, а также на удобстве и простоте работы устройства.

Ключевые слова: Кровоток, пульсоксиметрия, хирургия, автоматический, контроль.

**LOCAL BLOOD CIRCULATION CONTROL SYSTEM WITH AUTOMATIC
STABILIZATION OF THE PRESSURE SENSOR EFFORT**

G.V. Matrosov, D.R. Abdrakhimova, M.Y. Novikov, A.V. Berdnikov
Kazan National Research Technical University named after A.N.Tupolev, Kazan,
Russia

The article is devoted to the solution of the problem of blood flow control in tissues during surgery operations. The authors focus mainly on the reliability of measurements, as well as on the convenience and ease of the device operation.

Keywords: Blood flow, pulse oximetry, surgery, automatic, control.

В настоящее время в медицине является актуальной задача контроля кровотока на некотором участке живых тканей. Это особенно важно при выполнении хирургических операций, когда есть риск того, что затронутый в ходе операции участок ткани окажется несостоятельным из-за нарушенного кровотока. Кровоток может быть нарушен излишним сдавливанием тканей при их ушивании или наложении на них различных стягивающих устройств, таких, как например, скобы, используемые при резекции лёгкого в торакальной хирургии [1].

С помощью метода пульсоксиметрии можно численно определить степень насыщения крови кислородом на некотором участке тканей, а так же получить кривую, отражающую изменение кровенаполнения микрососудов - фотоплетизмограмму. Эти два показателя являются наиболее значимыми для контроля местной гемодинамики. Таким образом, является целесообразным применение пульсоксиметрии, как способа снижения риска осложнений при тех видах хирургических операций, где велик риск постоперационного нарушения кровотока на прооперированном участке[2]. При этом, так как речь идет о мягких тканях внутренних органов и их оболочках, содержащих в себе

сосуды, важно, чтобы фотометрический датчик пульсоксиметра не вносил изменений в кровоток, при излишне сильном надавливании на ткань. Однако, исходя из физических принципов проведения измерений с помощью фотометрического датчика, давление датчика на ткань должно быть достаточным для обеспечения его плотного контакта с тканью. Известно, что самые адекватные и корректные показания сатурации и графика пульсовой волны считываются при контактом усилии примерно равном трансмуральному давлению сосудов исследуемой области [3]. Таким образом, ставится задача о поддержании некоего постоянного давления фотометрического элемента на исследуемый участок тканей.

Разработанная авторами система контроля местного кровотока с автоматической стабилизацией усилия прижима фотометрического датчика призвана решить вышеизложенную задачу.

Данная система представляет собой устройство, состоящее из двух частей: рукоятки и головки. В свою очередь, рукоятка состоит из корпуса с жестко закрепленным в нем держателем. В головке находятся: датчик пульсоксиметрии отражательного типа, тензометрический датчик, радиопередатчик, акселерометр, индукционный приёмник электрической энергии. В рукоятке располагаются микроконтроллер, аккумулятор, радиоприёмник, жидкокристаллический дисплей, разъём для соединения с внешним монитором. Головка жестко закреплена на конце штока, который может перемещаться внутри рукоятки по её продольной оси. Расстояние между крайними положениями штока (ход штока) составляет 10мм.

Схема работы аппарата и его общий вид показаны на рис. 1 и рис. 2.

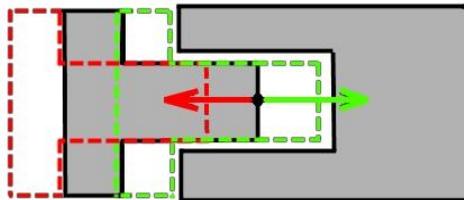


Рисунок 1 – Схема работы аппарата. Пунктиром обозначены крайние положения головки, а стрелками – направления ее перемещения.

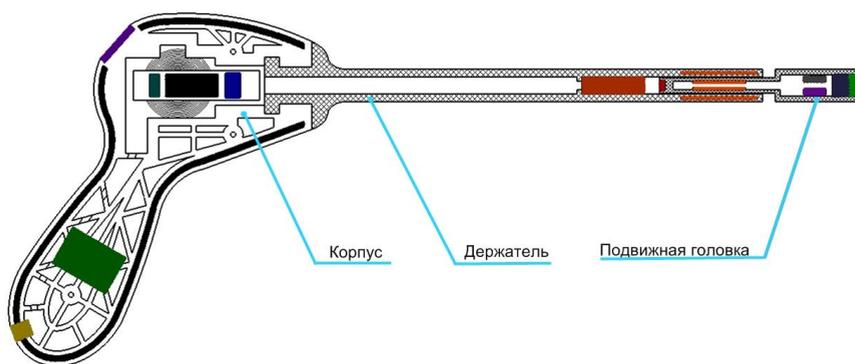


Рисунок 2 – Общий вид аппарата.

Автоматический контроль силы прижатия головки к тканям осуществляется путём применения в устройстве подсистемы автоматической стабилизации усилия прижима датчика, состоящей из электромагнитного упругого элемента, тензометрического датчика и акселерометра в связке с микроконтроллером. Электромагнитный упругий элемент представляет собой систему из электромагнита и постоянного магнита, размещенных в рукоятке и на конце штока соответственно. Путем регулирования тока через обмотку электромагнита можно управлять силой, с которой шток будет выталкиваться наружу. Давление головки на ткань измеряется тензометрическим датчиком, и микроконтроллер на основании этих измерений управляет током в обмотке электромагнита. Механизм поддерживает заданное давление головки на ткани при диапазоне движения головки до 5мм в обе стороны из нейтрального положения.

Акселерометр, в свою очередь, необходим для реализации возможности информирования оперирующего персонала об ошибке при слишком резком контакте головки устройства с телом пациента.

Все собранные датчиками данные отправляются посредством радиоканала в рукоятку, где они проходят обработку (согласование по уровню, фильтрация) и затем поступают в микроконтроллер. Микроконтроллер управляет током в электромагните на основании сигнала с тензодатчика, а так же формирует результаты измерений параметров кровотока для вывода их на монитор.

Питание датчиков в головке и радиопередатчика, расположенного там же, берётся с аккумулятора, установленного в рукоятке. Для доставки питания от рукоятки к головке используется индукционный способ передачи энергии.

Устройство оборудовано небольшим жидкокристаллическим дисплеем для вывода информационных сообщений в текстовой форме.

В результате использования устройства будут получены график пульсовой волны и концентрация кислорода в крови, выраженная в процентном соотношении.

Таким образом, данное устройство отвечает целям контроля местной гемодинамики при оперативных вмешательствах, являясь при этом интуитивно понятным и простым в использовании.

Библиографический список

1. Лищенко В. В. Профилактика несостоятельности культи бронха и бронхиальных свищей после пневмоэктомии / В. В. Лищенко, С. Н. Шнитко // Медицинский журнал. - 2011. - № 1. - С. 68-72.
2. Пат. RU 166 192 U1, МПК А61В 5/1455, А61В 5/026. Интраоперационный торакальный анализатор кровотока / Новиков М.Ю., Фишман К.Р. и др.; заявл. 30.03.16; опубл. 20.11.16, Бюл. № 32.
3. Новиков М.Ю., Бердников А.В., Бурмистров М.В. Фотометрическая информационно-измерительная система контроля степени насыщения кислородом крови сосудов бронха при пневмонэктомии // Успехи современной науки. – 2016. - №11. Том 4. - С. 86-90.

УДК 615.47

ПРИБОР ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МЫШЦ

В.И. Жулев, К.О. Гальцова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В настоящей статье рассматриваются методы электростимуляции мышечной ткани, применяемые в медицинских учреждениях. Проведен обзор состава и принципов работы прибора для электростимуляции. Для дальнейших исследований предлагается структурная схема прибора.

Ключевые слова: электростимуляция, прибор для электростимуляции мышц.

DEVICE FOR ELECTROSTIMULATION OF MUSCLE

V.I. Zhulev, K.O. Galtsova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the present article various methods of electrostimulation of muscle tissue applied in medical institutions are considered. A review of existing solutions of the composition and principles of operation of the device for electrostimulation is carried out. For further research device block diagram are offered.

Key words: electrostimulation, Muscle Electro Stimulator.

Заболевания опорно-двигательного аппарата встречаются у людей различного возраста. Достаточно часто встречаются нарушения работы мышц, связанные с неврологическими и другими болезнями. В лечении подобных патологий большое значение имеют физиотерапевтические процедуры, воздействие которыми повышает тонус мускулатуры и улучшает состояние мышечной ткани. Одной из таких процедур является электростимуляция мышечной ткани.

Электростимуляция мышц применяется в физиотерапии и реабилитационных мероприятиях. Данное воздействие направлено на устранение болевого синдрома и на восстановление мышечной деятельности.

Применение электростимуляции мышц основано на способности электрического тока проходить через мышечные волокна, при этом вызывая в них физиологический ответ в виде сократительной активности или расслабления. Данная процедура особенно важна, когда собственные нервные импульсы от центральной нервной системы не могут достичь мышц в результате различных причин. Электростимуляция мышц защищает их от атрофии, улучшает питание и обмен веществ мышечной ткани за счет постоянного стимулирующего действия электрического тока.

Электростимуляция влияет на организм за счет действия импульсов разной продолжительности – от 0,5 до 300 мс, при силе тока до 100 мА и частоте 10-150 Гц, которые действуют с перерывами. Благодаря такому ритму работы, не возникает раздражающего влияния тока под электродами и эпидермис не повреждается из-за длительной электростимуляции.

Для электростимуляции используют пластинчатые электроды с гидрофильными прокладками, размер которых соответствует ширине мышцы. Обычно используют электроды длиной 5-10 см и шириной 2,5-3 см. Электроды располагают на двигательных точках нервов и мышц. Для определения их местоположения применяются специальные таблицы Эрба. В связи с тем, что расположение данных точек изменчиво, врач проводит электродиагностику с уточнением местоположения двигательных точек, которые помечают спиртовым раствором йода.

Электростимуляция мышц отличается безопасностью для больных, но, в ряде случаев, возможно возникновение нежелательных последствий физиолечения:

- неприятные ощущения в виде покалывания, жжения и покраснения кожи в местах наложения электродов, которые связаны с физиологическим действием электрического тока на биологические ткани и никаких серьезных последствий при этом для здоровья не возникает;
- ожоги различной степени в области наложения электродов;
- возникновение или усиление имеющихся болевых ощущений;
- гипертонус мышц, связанный с перевозбуждением нервных и мышечных образований.

Последние три осложнения встречаются редко и в тех случаях, когда процедура электростимуляции мышц была проведена не правильно, это часто наблюдается при попытках самолечения или использования неисправных устройств для электростимуляции. Правильное использование методики в соответствии с указаниями врача и инструкцией по применению аппарата позволяет избежать развития осложнений и повысить эффективность проводимой процедуры.

В настоящее время метод электростимуляции мышц применяется в реабилитационной медицине для восстановления свойств мышц после травм и операций, а также в спортивной медицине. Электростимуляция достаточно безопасный метод лечения, однако данная процедура имеет ряд ограничений, в связи с чем должна применяться только после консультации с врачом.

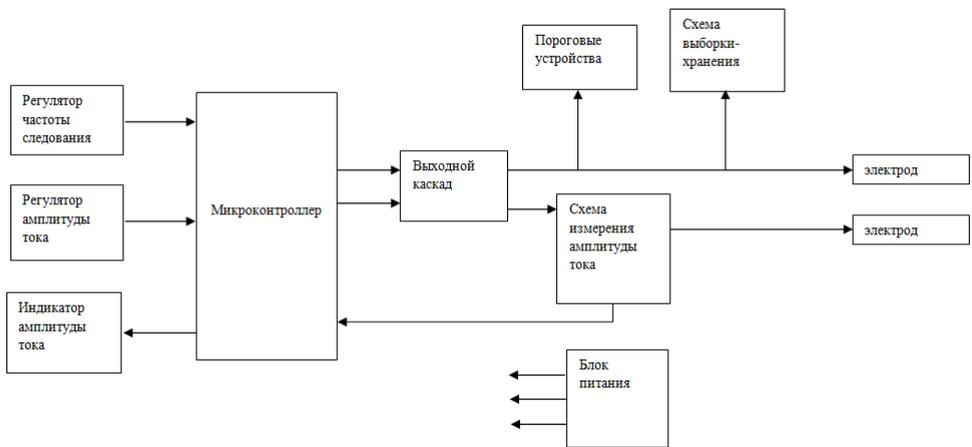


Рисунок 1 – Структурная схема электростимулятора мышц.

Импульсы тока необходимой амплитуды формируются выходным каскадом и поступают в цепь электродов, закрепленных на теле пациента. Напряжение на электродах имеет форму импульсов, скорость нарастания и спада которых определяется постоянной времени релаксации тока в тканях под электродами. Изменения постоянной времени релаксации тока могут происходить под действием различных процессов, например, при изменениях интенсивности периферического кровотока. Значение напряжения в момент окончания пачки стимулирующего импульса запоминается схемой выборки-хранения 7 и подается на один из входов порогового устройства 6, которое срабатывает в момент достижения напряжением на его втором входе 0,37 от запомненного значения. Микроконтроллер 4 измеряет и запоминает время от окончания стимула до момента срабатывания порогового устройства. Схема измерения амплитуды тока 9 фиксирует амплитудное значение тока стимуляции, которое после обработки встроенным в микроконтроллер АЦП отображается на индикаторе амплитуды тока. Частота следования стимулов и

амплитуда стимулирующего тока формируются микроконтроллером в зависимости от положения регуляторов 1 и 2. Блок питания 10 обеспечивает необходимые питающие напряжения.

Библиографический список

5. Л.В. Доманский. Аппаратура эля электростимуляции нервной и мышечной систем: исследования, создание и применение. – медицинская техника, 2002. – с. 4-6.
6. Р.И. Утямышев. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей – Москва, 2000. – 384 с.
7. Л.И. Калакутский, С.А. Акулов, А.А. Федотов. Системы электростимуляции органов и тканей. – Самара, 2012. – 90 с

УДК 621.317.44

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

И.Д. Канаев, М.Б. Каплан

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассмотрена структура системы контроля параметров магнитного поля, применяемого при магнитотерапии. Проанализированы устройства, используемые для измерения характеристик магнитного поля.

Ключевые слова: *измерение, характеристики магнитного поля, контроль параметров.*

CONTROL SYSTEM OF MAGNETIC FIELD FOR MAGNETOTHERAPY APPARATUS

I.D. Kanaev, M.B. Kaplan

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

The article deals with the structure of the control system of magnetic field parameters used in magnetic therapy. The devices used to measure the characteristics of the magnetic field are analyzed.

Key words: *measurements, characteristics of the magnetic field, parameter control.*

Комплексная магнитотерапия используется при лечении многих заболеваний. Это объясняется достаточно высокой эффективностью применения физиотерапевтических методов, по сравнению с фармакотерапией в плане неинвазивности воздействия и экономической целесообразности. Проводимые на стыке биологии, медицины, физики и техники исследования магнитных полей позволили создать научную основу подхода лечения с помощью магнитного поля, что способствовало преодолению скептического

отношения к нему и, как следствие, привело к более активному использованию магнитотерапии в клинической медицине.

Сегодня трудно назвать заболевание, при котором магнитотерапия не могла бы быть использована с пользой для больного. Распространению метода в медицинской практике содействовали идущие широким фронтом исследования механизмов и особенностей действия на организм различных видов магнитных полей.

Для измерения магнитных характеристик применяют различные методы: баллистический, магнитометрический, электродинамический, индукционный, мостовой, потенциометрический и др.

Измерения параметров магнитного поля выполняется с помощью специальных приборов - магнитометров.

В зависимости от определяемого параметра различают устройства для измерения: напряженности магнитного поля (эрстедметры), направления поля (инclinаторы и деклинаторы), градиента поля (градиентометры), магнитной индукции (тесламетры), магнитного потока (веберметры или флюксметры), коэрцитивной силы (коэрцитиметры), магнитной проницаемости (мюметры), магнитной восприимчивости (каппаметры). В более узком смысле магнитометры – приборы для измерения напряженности, направления и градиента магнитного поля.

В медицине и биологии часто используются гальваномагнитные магнитометры. Существуют различные группы магнитометров:

а) основанные на эффекте Холла (возникновении между гранями проводящей пластинки разности потенциалов, пропорциональной протекающему току и $H_{изм.}$);

б) основанные на эффекте Гаусса (изменении сопротивления проводника в поперечном магнитном поле $H_{изм.}$);

в) основанные на явлении падения анодного тока в вакуумных магнетронах и электроннолучевых трубках, вызванного отклонением электронов в магнитном поле.

Промышленностью выпускается большое количество приборов для магнитных измерений, отличающихся назначением и техническими характеристиками.

Измерение, проводимое в магнитотерапии, является довольно сложной процедурой. Это объясняется тем, что используемые в магнитотерапии поля, как правило, неоднородные, отличаются большой пестротой параметров, что затрудняет подбор подходящего измерительного прибора. Кроме того, качество получаемых результатов магнитометра зависит от множества дополнительных факторов присущих реальным условиям функционирования: методика измерения, колебания температуры и др.

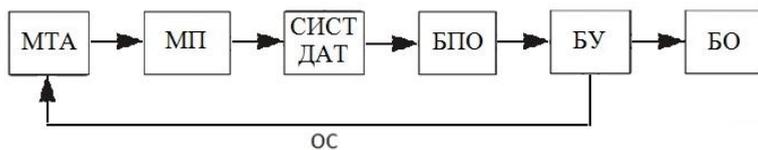


Рисунок 1 – Система контроля магнитного поля

МТА – магнитотерапевтический аппарат

МП – магнитное поле

СИСТ ДАТ – система датчиков

БПО – блок первичной обработки

БУ – блок управления

БО – блок отображения

ОС – канал обратной связи

Магнитотерапевтический аппарат должен создавать магнитное поле с заданными характеристиками. Для контроля параметров формируемого поля предлагается следующая система (рис. 1). Магнитное поле воздействует на систему датчиков, преобразующих параметры магнитного поля в электрический сигнал. Затем информация с датчиков поступает в блок первичной обработки. Далее сигнал поступает в блок управления. Блок управления имеет с магнитотерапевтическим аппаратом постоянную обратную связь, благодаря чему система контроля имеет возможность корректировать значения характеристик магнитного поля в системе. Блок отображения служит для вывода на экран в режиме реального времени актуальных параметров магнитного поля.

Библиографический список

1. Магнитотерапия. Теоретические основы и практическое применение [Электронный ресурс] / В.С. Улащик [и др.]. — Электрон. текстовые данные. — Минск: Белорусская наука, 2015.
2. Гавричев В.Д. Волоконно-оптические датчики магнитного поля [Электронный ресурс] : учебное пособие / В.Д. Гавричев, А.Л. Дмитриев. — Электрон. текстовые данные. — СПб. : Университет ИТМО, 2013.

УДК 621.317.616

ПРИНЦИПЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ПРИ НЕИНВАЗИВНОМ ИЗМЕРЕНИИ УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ИНФРАКРАСНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

Т.П. Муранова, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассмотрен принцип обработки сигнала для метода инфракрасной спектроскопии как способ неинвазивного определения уровня глюкозы в крови. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: Оптические методы, неинвазивный, глюкоза, инфракрасная спектроскопия.

PRINCIPLES OF SIGNAL TREATMENT WITH NON-INVASIVE MEASUREMENT OF GLUCOSE LEVEL USING THE INFRARED SPECTROSCOPY METHOD

T.P. Muranova, S.G. Gurzhin

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

The principle of signal processing for the method of infrared spectroscopy as a method of non-invasive determination of blood glucose levels is considered. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: *Optical methods are non-invasive, glucose, near infrared spectroscopy.*

Определение уровня глюкозы в крови неинвазивным способом возможно с помощью оптических методов. На основании сравнительного анализа неинвазивных методов определения уровня глюкозы в крови, проведенного авторами в статье [1], был выделен метод инфракрасной спектроскопии ближнего диапазона действия, выгодно отличающийся от других методов, прежде всего, оперативностью получения информации от объекта исследования, высокой помехоустойчивостью передачи данных и абсолютной безвредностью воздействия.

Оптические методы неинвазивной диагностики в общем случае заключаются в зондировании объекта световым потоком определенного диапазона и приеме ответного луча, отраженного от мишени или прошедшего через ткани, и позволяют получать подробные сведения о биохимическом составе и строении исследуемого участка мягких тканей и органов пациента. Величина регистрируемого при этом сигнала зависит как от коэффициента поглощения, так и от коэффициента рассеяния света перфузированной кровью ткани [2].

Известно, что спектр поглощения оптического излучения глюкозы в ближнем инфракрасном диапазоне длин волн от 800 нм до 1100 нм имеет выраженные и различные максимумы вблизи длин волн 1040 нм, 940 нм и 840 нм.

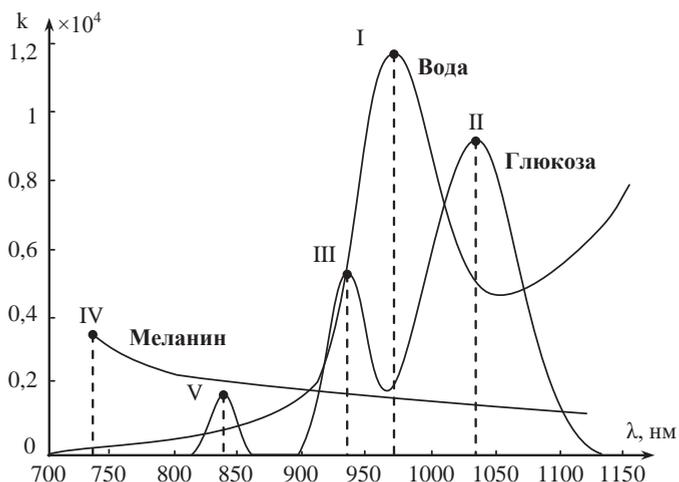


Рисунок 1 – Спектры поглощения глюкозы, воды и меланина в красном и ближнем инфракрасном диапазонах излучения

В основу метода измерения положен способ определения концентрации глюкозы в крови, изложенный в литературе [3].

Определение концентрации глюкозы в крови осуществляют на основании отраженных сигналов при воздействии на биологическую ткань оптическим излучением второго, третьего и пятого диапазонов длин волн, где наблюдаются три максимума спектра поглощения глюкозы (рис. 1). Зарегистрированные уровни сигналов уменьшают на значения, определяемые параметрами других сигналов, полученных при воздействии на биологическую ткань оптическим излучением первого диапазона, где находится максимум спектра поглощения воды и четвертого диапазона, по которому оценивается концентрация меланина. Тем самым, из совокупного сигнала исключаются составляющие, соответствующие наличию воды и меланина, т.е. значительно повышается точность выделения и регистрации сигнала глюкозы.

Для реализации неинвазивного измерителя уровня глюкозы в крови разработана функциональная схема системы, представленная на рисунке 2.

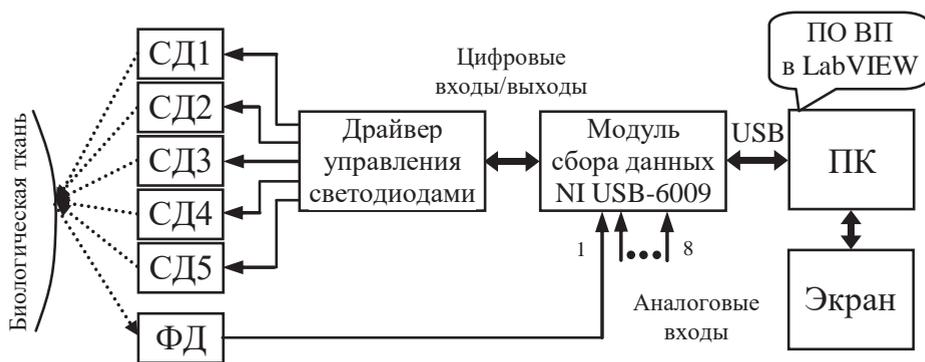


Рисунок 2 – Система неинвазивного измерения уровня глюкозы в крови

Система состоит из стандартных функциональных узлов и элементов с гарантированными характеристиками, гибко управляется от ПК с программным обеспечением (ПО) в виде виртуального прибора (ВП) в среде LabVIEW и интерфейсами пользователя.

Измерительный зонд содержит пять светодиодов с оптическим излучением разных диапазонов длин волн: I – 950-970 нм, II – 1020-1060 нм, III – 930-950 нм, IV – 740-760 нм и V – 830-850 нм, и один приемник отраженных от объекта лучей – фотодиод. Направление излучения для всех светодиодов одинаково в сторону исследуемой биологической ткани.

Формирование и регулирование светового потока осуществляется программно ВП по интенсивности и распределению во времени с помощью модуля сбора данных NI USB-6009, драйвера управления и светодиодов. Очередность включения светодиодов четко определяет временное положение и уровень сигналов, соответствующих не только концентрации глюкозы в крови, но и содержанию воды и меланина. Таким образом, предлагаемый алгоритм функционирования системы фактически определяет и принцип обработки совокупного регистрируемого сигнала.

Конструктивно светодиоды и фотодиод расположены в одной плоскости, по кругу и на одном основании (рис. 3).

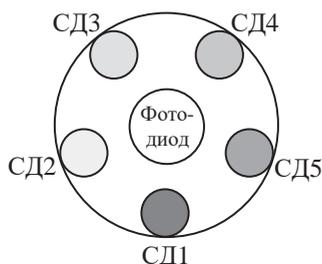


Рисунок 3 – Измерительный зонд

Фотодиод преобразует отраженные от кровеносного потока лучи в аналоговый электрический сигнал, который нормализуется и преобразуется в код в модуле сбора данных. Дополнительная обработка сигнала, снижающая систематические и случайные составляющие планируется производить в ПК алгоритмами ВП с наглядной визуализацией процесса измерения и обработки.

Библиографический список

1. Муранова Т.П., Гуржин С.Г. Принципы построения оперативного неинвазивного измерителя уровня глюкозы в крови // Сб. тр. XXX Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2017». – Рязань: ИП Коняхин (Book Jet), 2017. 612 с. С. 185-187.
2. New Methodology to Obtain a Calibration Model for Noninvasive Near-Infrared Blood Glucose Monitoring / K. Maruo, T. Oota, M. Tsurugi et al. // Applied

Spectroscopy, 2006, 60(4).

3. Патент РФ № 2574571 С1, МПК А61В 5/145. Способ неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови. Опубликовано: 10.02.2016, Бюл. № 4.

УДК 618.2:618-07

**ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ
МОНИТОРИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА РОДОВСПОМОЖЕНИЯ С
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРИНЦИПА КВОРИРОВАНИЯ КАНАЛОВ**

А.Р. Гизамова, А.Н. Муфаздалова, А.А. Порунов
Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева КНИТУ-КАИ, г. Казань

В данном докладе предложена и обоснована концепция построения измерительно-вычислительного комплекса для мониторинга процесса родовспоможения. Структура содержит блок тревожной сигнализации, реализующий принцип кворирования информативных каналов

Ключевые слова: родовспоможение, комплекс, структура, каналы.

**MEASURING AND COMPUTING COMPLEX FOR MONITORING THE
PROCESS OF BORNING WITH THE USE OF THE CHANNELING
COURSE PRINCIPLE**

A.R. Gizamova, A.N. Mufazdalova, A.A. Porunov
Kazan National Research Technical University named
after A. N. Tupolev – KNITU-KAI, Kazan

In this report, the concept of building a measuring and computing complex for monitoring obstetric aid is proposed and substantiated. The structure contains an alarm unit that implements the principle of quoting informative channels

Key words: obstetric aid, complex, structure, channels.

Одной из основных проблем, поставленных национальным проектом "Здоровье", является преодоление демографического спада в стране, который связан с непрерывным ростом смертности и родовых травм рожениц в процессе родов. Это частично обусловлено тем, что до настоящего времени используемые акушерские мониторы включали ограниченное число информационных каналов о состоянии физиологических систем роженицы. Кроме того, причиной сложившейся ситуации является недостаточный уровень оснащённости родильных отделений средствами непрерывного наблюдения и контроля процесса родов. Это приводит к повышению риска возникновения патологических явлений с необратимыми последствиями, как для матери, так и для плода. В связи с этим необходимы не только новые подходы и методы

ведения беременности и родов, но и ускорение внедрения разработок технических средств мониторинга родовспоможения.

Вследствие этого важным аспектом совершенствования устройств контроля и прогнозирования состояния системы «мать-плод» является создание измерительно-вычислительного комплекса (ИВК) для мониторингования процесса родовспоможения, отличающегося расширенным составом каналов контроля физиологических систем роженицы и использованием компьютерных технологий. Основной задачей при разработке ИВК, является повышение надежности и достоверности формирования сигнала тревожной сигнализации о приближении критических ситуаций, связанных с риском возникновения необратимых процессов в физиологических системах матери и плода. Теоретической предпосылкой для решения этой задачи является предложение Дж. Неймана [2-4], о возможности использования принципа многоканальности, повышающего степень надежности и достоверности формирования выходного сигнала с нечетным числом каналов.

В работе предлагается концепция построения ИВК для мониторингования процесса родовспоможения, структурная схема которого представлена на рис.1. Условно структуру комплекса можно разделить на два блока, первый из которых имеет традиционный состав каналов и входящих в него преобразователей, а второй включает вновь вводимые каналы: электроэнцефалографический канал матери; канал контроля системы дыхания матери. Введение в структурное построение ИВК традиционных каналов обусловлено тем, что в основе успешного протекания процесса родовспоможения важную роль играет нормальная работа сердечно - сосудистой системы роженицы [1]. Принципы структурного построения блока управления тревожной сигнализации предлагается реализовать на основе принципа кворирования сигналов, поступающих от нескольких различных физиологических систем человека и сводящихся к сравнительному анализу этих сигналов в компарирующих элементах с заданными их пороговыми значениями. Превышение контролируемых сигналов отражающих состояния физиологических систем роженицы и плода над их пороговыми значениями является необходимым и достаточным условием для срабатывания блока тревожной сигнализации [5].

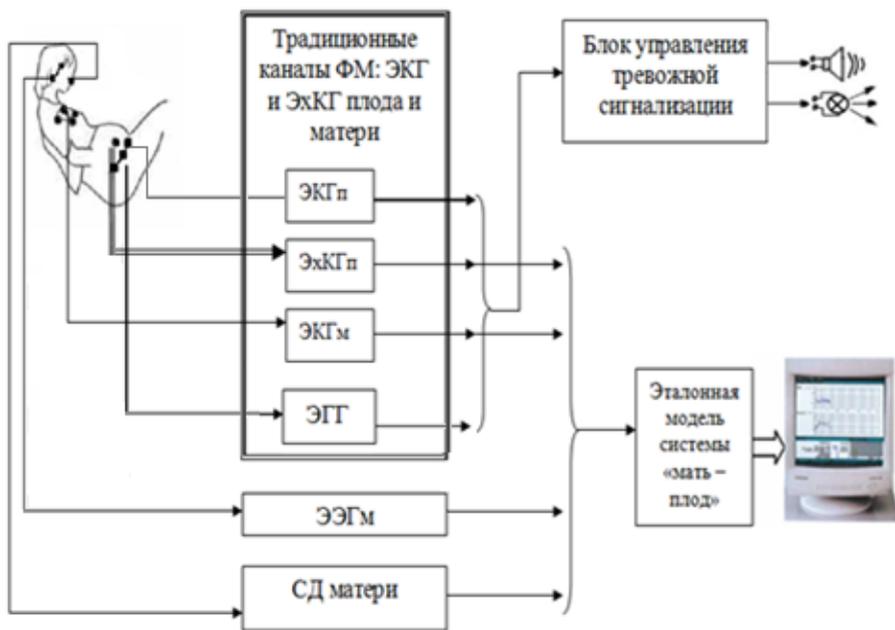


Рисунок 1 – Концепция структурного построения измерительно-вычислительного комплекса для мониторинга процесса родовспоможения

Таким образом, в работе рассмотрены проблемы демографического спада в стране, при решении которой предлагается использовать измерительно-вычислительный комплекс для мониторинга процесса родовспоможения. Построение ИВК на базе предложенной концепции позволит снизить риск отрицательного исхода в процессе родовспоможения, что в результате повысит эффективность контроля и управления процессом ведения родов.

Библиографический список

1. Патент на изобретение РФ №2568254 «Устройство контроля и прогнозирования состояния системы «мать-плод» в процессе родовспоможения» / Авт. Порунов А.А., Пушкова А.С., Тюрина М.М. Бюл. № 32, 2015.
2. Нейманн Дж. Вероятностная логика и синтез надежных организмов из ненадежных компонентов. В сб. «Автоматы». Изд-во иностр. лит., 1956. Тр. I Междунар. конгр. ИФАК, т. 4. Изд-во АН СССР, 1961. – С. 68-139.
3. Пойнтер Х. М. Выступление на I Междунар. конгр. ИФАК. Тр. I Междунар. конгр. ИФАК, т. 4. Изд-во АН СССР, 1961.
4. Розенблат М. А. Функция голосования для непрерывных величин. Докл. АН СССР, т. 171, №4, 1966.
5. Порунов А.А., Тюрина М.М., Абдрахимова Д.Р. Структурное построение канала идентификации опасных ситуаций на основе использования эталонной

модели системы мать-плод // В сборнике трудов Международной научно-технической конференции: «Перспективные информационные технологии (ПИТ 2017)». 2017. – С. 548-552.

УДК 618.14

**ВИДЕОЭНДОСКОПИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС
ДЛЯ ГИСТЕРОСКОПИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ
С РАСШИРЕННЫМИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ**

А.Н. Муфаздалова, А.Р. Гизамова, А.А. Порунов
Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева – КАИ, г. Казань

В данном докладе описывается возможность расширения функциональных возможностей проведения гистероскопических исследований с помощью модернизации и введения новых каналов. Представлена концепция структурного построения видеоэндоскопического комплекса.

Ключевые слова: репродуктивное здоровье, диагностика, гистероскопия, давление, температура.

**VIDEO-ENDOSCOPIC COMPLEX FOR HYSTEROSCOPIC STUDIES
WITH EXTENDED FUNCTIONAL POSSIBILITIES**

A.N. Mufazdalova, A.R. Gizamova, A.A. Porunov
Kazan National Research Technical University named
after A. N. Tupolev – KNITU-KAI, Kazan

This report describes the possibility of expanding the functionality of hysteroscopic studies by the modernization and introduction of new channels. The concept of the structural construction of the video endoscopic complex is presented.

Key words: reproductive health, diagnostics, hysteroscopy, pressure, temperature.

В современном мире увеличивается количество женщин, страдающих от заболеваний репродуктивной системы. Это связано с тем, что стрессы, половая распушенность, неправильное питание, вредные привычки, неблагоприятная экологическая обстановка и другие факторы пагубно сказываются на их здоровье. Сохранение и восстановление репродуктивного здоровья является одной из важных задач, благополучное решение которой определяет возможность воспроизводства вида и сохранения здорового генофонда [1]. Решение данной проблемы требует периодической и комплексной диагностики репродуктивной системы женщины, включая лабораторное и аппаратное исследование. Это позволит выявлять на ранних стадиях соматические заболевания и смертельно опасные патологии, как рак матки и яичников.

Одним из наиболее информативных методов технической диагностики

является гистероскопическое обследование, так как оно позволяет увидеть клиническую картину изнутри. На сегодняшний день гистероскопия – золотой стандарт диагностики патологий эндометрия и тела матки (эндометриоза, полипов эндометрия, субмукозной миомы матки, рака эндометрия). Этот метод обладает рядом преимуществ [2]: возможность проведения визуального осмотра внутренней поверхности матки, цервикального канала и маточных труб; возможность параллельно с диагностикой проводить малые оперативные манипуляции; отсутствие перфорации органов; высокая точность диагностических исследований.

При проведении гистероскопии в полость матки вводится расширяющая среда (жидкость или газ) для расправления стенок органа. После расширения цервикального канала через шейку матки осуществляется введение гистероскопа – длинного, тонкого стержня 3-4 мм в диаметре, оснащенного видеокамерой и источником света. В существующей аппаратуре такого вида можно выделить два информационных канала: видеоканал и канал контроля внутриполостного давления.

В работе предложена концепция построения видеоэндоскопического комплекса гистероскопических исследований с расширенными функциональными возможностями [5] за счет дополнительно введенных каналов контроля давления, скорости его изменения, а также каналов температуры и управления приводом гистероскопа (рис. 1).

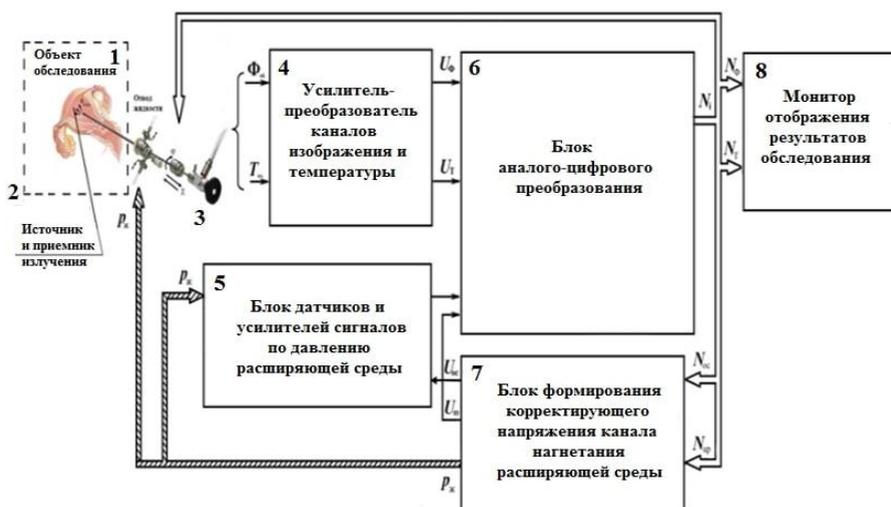


Рисунок 1 – Концепция структурного построения видеоэндоскопического комплекса гистероскопических исследований

Использование расширяющей среды, вводимой в полость матки, необходимо для полнодоступной визуализации поверхности ее эндометрия. При этом введение жидкости должно строго контролироваться, так как избыточное нагнетание может вызвать осложнения и последующее развитие

угрожающей жизни гипонатремии, гиперволемии и жидкостной перегрузки [3], а недостаточное не обеспечит расправление стенок матки, что может понизить достоверность постановки диагноза. Усредненные данные свидетельствуют, что минимальное давление для обеспечения оптимального объема составляет около 40-100 мм.рт.ст., а при давлении 100-120 мм.рт.ст. подаваемая жидкость еще не должна втекать в брюшную полость. Для подачи жидкости используются гистеропомпы, которые оснащены датчиками внутриполостного давления, скоростью расхода жидкости и блоком определения дефицита расширяющей среды. Наряду с этими параметрами необходимо добавить контроль изменения внутриполостного давления, который исключит резкие колебания объема расширяющей среды в полости, что в свою очередь предоставит возможность минимизировать травматизацию мышечной ткани органа. Кроме того, канал контроля давления и скорости его изменения позволит оптимизировать процедуру нагнетания жидкости под личные анатомо-физиологические особенности каждой женщины.

В предложенной концепции построения комплекса важное значение для выявления патологических участков эндометрия предлагается использовать канал температуры [5] с возможностью дифференциальной диагностики температуры поля с градиентом, превышающим 0,3 – 0,4°C. Основными причинами повышения локальной температуры являются воспаление любого генеза, при котором происходит локальное расширение микроциркуляторного русла, злокачественные новообразования, в которых также активируются обменные процессы [4]. Чувствительный термодатчик, совершающий поступательные и вращательные движения, позволит производить панорамное сканирование температурного поля эндометрия, и при повышении локальной температуры врач сможет осмотреть область прецизионно с помощью видеокамеры.

Таким образом, сохранение репродуктивного здоровья женщины требует комплексной диагностики половой системы, используя технические методы обследования. Применение видеоэндоскопического комплекса гистероскопических исследований с расширенными функциональными возможностями повысит достоверность диагностических исследований и позволит минимизировать риск получения травмы органа, уменьшить болевые ощущения за счет расширения состава информационных каналов и использования высокочувствительных датчиков видео и термоканалов, а также компьютерной обработки их сигналов.

Библиографический список

1. Ведищев С.И., Жирняков А.И., Иванова А.А. Аспекты репродуктивного здоровья женщин [Электронный ресурс]: Вестник Тамбовского университета.

Серия: Естественные и технические науки. Тамбов, 2013. Т. 18. № 6. – Режим доступа: <https://cyberleninka.ru/article/v/aspecty-reproduktivnogo-zdorovya-zhenshin>.

2. Савельева Г.М., Бреусенко В.Г., Каппушева Л.М. Гистероскопия.(Высокие технологии в медицине). – М.: GEOTAR–MED. –2001. – С. 5-8.

3. Ключаров И.В., Прохоров Е.И. Предустановленное и реальное давление в полости матки. Точность наших гистеропомп. Электронный ресурс. Режим доступа: <http://pmarchive.ru/novaya-sistema-upravleniya-zhidkostyu-pri-gisteroskopicheskix-operaciyax>.

4. Причины изменения локальной температуры тела [Электронный ресурс]: науч. журн. / Медицинский альманах. – Общество с ограниченной ответственностью «Ремедиум Приволжье, 2010.

5. Гизамова А.Р., Муфаздалова А.Н., Порунов А.А., Тюрина М.М. Совершенствование средств гистероскопических обследований на основе современных достижений измерительной техники // Труды 73-й Всероссийской научно-технической конференции, посвященной Дню радио/ Санкт-Петербург: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2018. – С. 501-502.

УДК 616-036.882-08(075.8); 535.375.5; 543.424

АНАЛИЗ ХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА И КОНЦЕНТРАЦИИ ИНОРОДНЫХ МИКРОЧАСТИЦ В РАСТВОРАХ ДЛЯ ИНФУЗИОННОЙ ТЕРАПИИ

М.В. Кулакова^{1,2}, А.А. Пимахин^{1,2}, Е.В. Пимахина^{1,2},

П.С. Провоторов³, Н.М. Толкач³

¹ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г.Рязань

²ГБУ РО «Областной Клинический Перинатальный Центр», г. Рязань

³Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассматривается задача обнаружения инородных микрочастиц с размерами 500 нм – 100 мкм в растворах для инфузионной терапии.

***Цель работы:** снижение осложнений при внутрисосудистом введении растворов для инфузионной терапии. Для проведения исследований использовались методы оптической микроскопии и рамановской спектроскопии. Исследовались: химический состав инородных микрочастиц и их концентрация.*

***Ключевые слова:** микрочастицы, рамановская спектроскопия, анализ химического состава, анализ концентрации, инфузионная терапия, микроэмболия.*

ANALYSIS OF CHEMICAL COMPOSITION AND CONCENTRATION OF ALIEN MICROPARTICLES IN SOLUTIONS FOR INFUSION THERAPY

M.V. Kulakova^{1,2}, A.A. Pimakhin^{1,2}, E.V. Pimahina^{1,2},
P.S. Provotorov³, N.M. Tolkach³

¹Ryazan State Medical University, Ryazan

²Regional clinical perinatal center, Ryazan

³Ryazan state radioengineering university, Ryazan

The problem of detecting alien microparticles with sizes of 500 nm - 100 μm in liquid solutions for infusion therapy is considered.

Objective: *reduction of complications in the intravascular injection of liquid solutions for infusion therapy. Methods of optical microscopy and Raman spectroscopy were used for research. Investigated: the chemical composition of alien microparticles and their concentration.*

Keywords: *microparticles, Raman spectroscopy, analysis of chemical composition, concentration analysis, infusion therapy, microembolism.*

Введение

Исследование инфузионных растворов глюкозы, Рингера, хлорида натрия, гидроксипропилкрахмала и других позволило выявить наличие микрочастиц диаметром от 5 до 50 мкм, отдельные частицы достигают величины 100 и более мкм. Попадая в сосудистую сеть эти частицы, вызывают микроэмболии, т.к. существующие фильтры инфузионных систем задерживают не все частицы [1-4].

Актуальными задачами для снижения осложнений при внутрисосудистом введении растворов для инфузионной терапии являются: обнаружение данных частиц в инфузионных растворах, определение их химического состава и концентрации, их удаление.

Рамановская спектроскопия представляет собой эффективный метод диагностики химического состава отдельных микрочастиц [5-7]. По сравнению с другими методами химического анализа имеет ряд преимуществ. Не требует специальной пробоподготовки образца. Нечувствительна к полосам поглощения, что облегчает процесс непосредственного измерения в жидких и газообразных средах, а также измерения через прозрачные материалы, например, стекло.

Методика анализа

Исследование проводилось на оборудовании регионального центра зондовой микроскопии коллективного пользования («РЦЗМкп») при Рязанском государственном радиотехническом университете (ФГБОУ ВО «РГРТУ»). Использовались оптический микроскоп и спектрометрический зондовый комплекс Интегра-Спектра (производитель НТ-МДТ, Москва).

Методика анализа состояла из следующих этапов:

- 1) Взвешивание объема исследуемого раствора с помощью центрифуги для достижения равномерного распределения состава по объему.
- 2) Взятие шприцом пробы раствора объемом $\sim 1 \text{ мм}^3$.
- 3) Выдавливание пробы раствора на прозрачное предметное стекло.
- 4) Закрепление пробы раствора путем размещения поверх нее второго предметного стекла.
- 5) Измерение площади (S , мм^2) предметного стекла, занимаемой исследуемым раствором.
- 6) Определение толщины слоя (d , мм) исследуемого раствора. Выполняется фокусировка объектива микроскопа на верхнюю грань первого предметного стекла и после на нижнюю грань второго предметного стекла. По количеству поворотов фокусирующего объектив микроскопа винта определяется толщина слоя (d) исследуемого раствора.
- 7) Сканирование всей площади слоя исследуемого раствора с помощью оптического микроскопа. В процессе сканирования выполняется поиск инородных микрочастиц и определение их количества.
- 8) При нахождении микрочастиц на их поверхность фокусируется лазер спектрометра. Измеряются спектры комбинационного рассеяния света от рассеянного микрочастицами излучения. По оптическим изображениям с микроскопа определяется площадь каждой частицы $S_1, S_2 \dots (\text{мм}^2)$.
- 9) По спектрам комбинационного рассеяния определяется химический состав частиц. Спектры рассчитываются для всех найденных частиц.
- 10) Для частиц с одинаковыми спектрами рассчитываются по следующим формулам:
 - концентрация частиц на единицу объема: $N = n / (S \cdot d) = [\text{ед.} / \text{мм}^3]$,
 - концентрация содержания объема частиц относительно объема исследуемого раствора: $N = (S_1 + S_2 + \dots) / S$.

Результаты

Исследовались 5% раствор глюкозы и 0,9% раствор хлорида натрия, приготовленные различными фармацевтическими предприятиями России. Температура растворов при измерениях составляла 18-20 °С.

В растворах были обнаружены инородные микрочастицы с размерами от 5 до 25 мкм. Отдельные частицы достигали в диаметре 50 мкм и более. Концентрация частиц составила около 950 частиц/мл (в 1 флаконе раствора (500 мл) приблизительно 500 000).

Химический анализ показал, что рамановские спектры частиц соответствуют кристаллам хлорида натрия и глюкозы. При нагревании исследуемых растворов до температуры 36.6 °С концентрация обнаруженных микрочастиц уменьшалась до 100 частиц/мл.

Заключение

Таким образом, при нагреве растворов для инфузионной терапии до температуры 36.6 °С концентрация микрочастиц заметно уменьшается. Это позволяет снизить возможность развития осложнений после проведения инфузионной терапии у больных. По результатам исследований получено удостоверение на рационализаторское предложение [8].

Библиографический список

1. Анестезиология: национальное руководство // под ред. А.А. Бунятына, В.М. Мизикова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. – 1104 с.
2. Миллер Р. Анестезия Рональда Миллера // СПб.: Человек, 2015. – 3332с.
3. Сумин С.А. Анестезиология, реаниматология, интенсивная терапия: учебник для студентов учреждений высшего профессионального образования // М.: ООО "Мед.информ. агентство", 2015. – 496 с.
4. Приказ Министерства здравоохранения РФ от 15 ноября 2012 г. № 919н «Об утверждении Порядка оказания медицинской помощи взрослому населению по профилю «Анестезиология и реаниматология» // М.: 2012.
5. Быковский С.Н. Руководство по инструментальным методам исследований при разработке и экспертизе качества лекарственных препаратов // М.: Перо, 2014. – 656 с.
6. Шмидт В. Оптическая спектроскопия для химиков и биологов // М.: Техносфера, 2007. – 368 с.
7. Шлюкер К.Д. Поверхностно-усиленная рамановская спектроскопия (SERS). Аналитические, биофизические и биомедицинские приложения // М.: Техносфера, 2017. – 331 с.
8. Пимахина Е.В., Пимахин А.А., Толкач Н.М. Рационализаторское предложение «Уменьшение возможности микроэмболии материальными частицами кристаллоидов при внутрисосудистом введении растворов» №24 от 17.05.2016г. // ГБУ РО «Областная клиническая больница», Рязань, 2016. – С.1.

УДК 616-71

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

А.А. Давыдов, Д.Н. Баранбоев

г. Уфа, ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный
технический университет»

В статье рассмотрены основные методы определения внутриглазного давления человека, а также современное устройство для бесконтактной тонометрии.

Ключевые слова: *внутриглазное давление, тонометрия, офтальмология.*

INFORMATION-MEASURING SYSTEM FOR ASSESSMENT OF INTRAOCULAR PRESSURE OF A BIOLOGICAL OBJECT

A.A. Davydov, D.N. Baranboev
Ufa, Ufa State Aviation Technical University¹

The article describes the basic methods of determining a person's intraocular pressure, as well as a modern device for non-contact tonometry.

Key words: *intraocular pressure, tonometry, ophthalmologists.*

Глаукома — это хроническое заболевание глаза, при котором повышается внутриглазное давление. Если глазное давление вовремя не снизить до нормы, гибнет зрительный нерв, что приводит к необратимой слепоте. Глаукома довольно распространенное заболевание: по статистике 14-15% всех слепых на земном шаре потеряли зрение именно по этой причине. В основном, от глаукомы страдают те, кому за 40, однако от болезни не застрахованы и молодые люди (юношеская глаукома), и даже младенцы (врожденная глаукома). Чтобы вовремя выявить эту патологию и начать ее лечение, необходимо ежегодно измерять внутриглазное давление.

Внутриглазное давление – величина, описывающая разницу в скорости притока и оттока влаги в глазных камерах. В норме величина внутриглазного давления составляет 10-20 мм ртутного столба. Именно такой уровень ВГД дает возможность сохранять нормальными все происходящие в глазах процессы обмена веществ и микроциркуляции, а также поддерживать стабильную работу сетчатки глаза. При измерении внутриглазного давления следует учитывать тот факт, что в течение суток оно может несколько колебаться. Как правило, с утра показатели давления несколько выше, к вечеру давление понижается. Пациентам с подозрением на наличие глаукомы рекомендуется проходить тонометрию не реже 2-х раз в день – утром (с 6 до 8 часов утра) и вечером, спустя 12 часов. Один из самых важных симптомов, указывающих на наличие глаукомы, - изменение суточной кривой внутриглазного давления, а также регулярные «пики» критические повышения нормального уровня ВГД. Величина повышения внутриглазного давления при глаукоме может быть различной – в зависимости от стадии заболевания. Так, на начальной стадии глаукомы давление обычно не превышает норму (норма глазного давления при глаукоме - до 20-22 мм рт.ст.). При умеренной глаукоме повышение незначительное – до 26 м рт.ст. При третьей стадии (далеко зашедшая глаукома) давление повышается до 33 мм рт.ст. На IV (терминальной стадии) давление существенно повышено – более 35 мм рт.ст.

В офтальмологии тонометрией называют процедуру замера внутриглазного давления, повышенные и пониженные показатели которого считаются признаками развития патологических состояний органов зрения. Нередко эта процедура позволяет выявить развитие глаукомы на ранних стадиях, но метод подходит и для определения других заболеваний, которые

могут привести к ухудшению или потере зрения. Процедура тонометрии необходима для отслеживания изменения внутриглазного давления путем отслеживания степени деформации глазного яблока в то время, когда на него оказывается внешнее давление. В зависимости от метода замера ВГД это воздействие может выполняться разными способами. Тонometriю настоятельно рекомендуется проходить людям старше 40-45 лет, которые входят в группу риска как потенциально возможные обладатели глаукомы. Измерение внутриглазного давления хотя бы 1-2 раза в год позволяет своевременно выявить такую патологию на начальной стадии, когда еще возможно результативное лечение без серьезных последствий. Нормальные показатели при проведении процедуры могут варьироваться в зависимости от возраста и пола пациента, а также от метода, который используют для проведения замеров.

В последние десятилетия появилось большое количество новых приборов для измерения внутриглазного давления. Однако в отличие от широко применяемых в настоящее время тонометров Гольдмана, Маклакова, Шиотца, измерение ВГД тонометром ТГДц производится транспальпебрально в области склеры без непосредственного контакта с роговицей, поэтому не требует применения анестезии, исключает риск инфицирования, допускает тонометрию при патологии роговицы, обеспечивает проведение исследований в любых условиях с получением цифрового результата.

Принцип действия основан на цифровой обработке функции движения подвижного штока прибора (рис. 1) в результате его свободного падения и взаимодействия с упругой поверхностью глазного яблока в области склеры через веко. По принципу измерения прибор относится к тонометрам импрессионного типа.

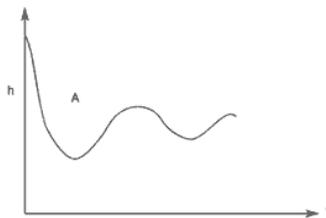


Рисунок 1 – Кривая движения штока

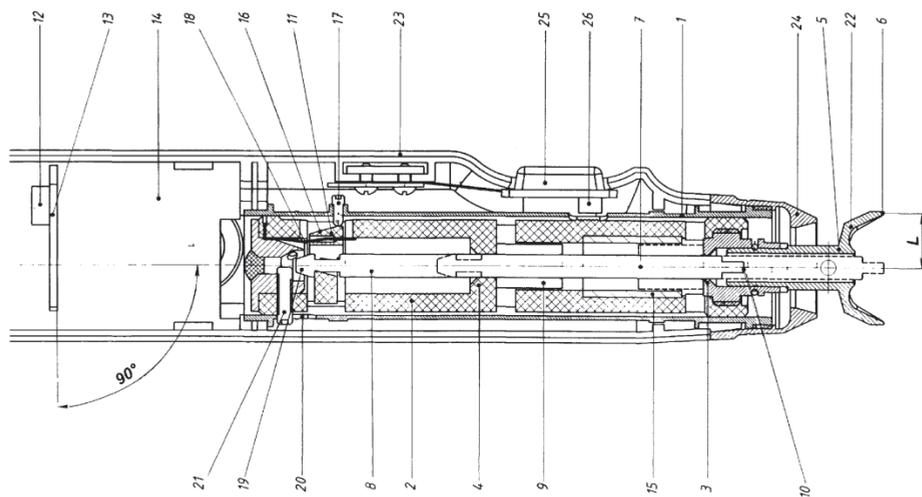


Рисунок 2 – Внешний вид ТГДц.

Устройство, основанное на этом способе, поясняется чертежом. Оно состоит из корпуса в виде полый прозрачной стеклянной трубки 1, в верхней части которой установлена крышка 2 с пружинным затвором 3, с помощью которого удерживается шарик 4 в верхнем исходном положении. В нижней части трубки 1 имеется втулка-основание 5, препятствующая выпадению шарика 4 из трубки 1.

На трубке 1 нанесена шкала, которая градуирована в мм рт. ст. Риски А и Б разделяют шкалу на три части. При этом нижняя часть соответствует значениям внутриглазного давления ниже нормы, средняя часть - величине ВГД в пределах нормы и верхняя часть - повышенному внутриглазному давлению. Вдоль шкалы прибора свободно перемещается флажок 6 с меткой 7.

Работает устройство следующим образом: в исходном положении шарик 4 находится внутри крышки 2 и удерживается в верхнем положении с помощью пружинного затвора 3. Тонометр-индикатор устанавливают вертикально на роговицу глаза пациента, прикрывают веком. Фиксация взгляда достигается за счет, например, установки над роговицей второго (не обследуемого) глаза, мигающего светоизлучателя. В процессе исследования пациент может находиться как в положении лежа, так и в положении сидя. В последнем случае голова пациента должна быть запрокинута для того, чтобы установить прибор в вертикальном положении на роговицу исследуемого глаза пациента, прикрытую веком. После установки прибора на исследуемый глаз плавно нажимают на пружинный затвор 3 (как показано стрелкой). Шарик 4 освобождается, под действием силы тяжести падает на область роговицы и, взаимодействуя с ней через веко, отскакивает. Величина первого подскока отмечается с помощью подвижного флажка 6 с меткой 7. Измерение повторяют 2-3 раза, в процессе чего положение флажка 6 уточняется. Масса шарика 4 и высота первоначального положения его подбирались экспериментально, при меньших значениях недостаточна сила воздействия. При этом критерием

оптимальности считалась степень соответствия результата измерения внутриглазного давления одним из известных тонометров и результата измерения, полученного с помощью предлагаемого тонометра-индикатора. В процессе исследований были определены оптимальные соотношения между массой шарика 4 ($m = 0,3-0,7$) и его высотой первоначального положения ($h = 120-150$ мм). При больших значениях массы и высоты точность способа понижается.

Прибор характеризуется простотой конструкции, что позволяет ограничивать его массовый выпуск. Другим преимуществом предлагаемого тонометра-индикатора является возможность в процессе измерения количественной оценки по шкале величины внутриглазного давления.

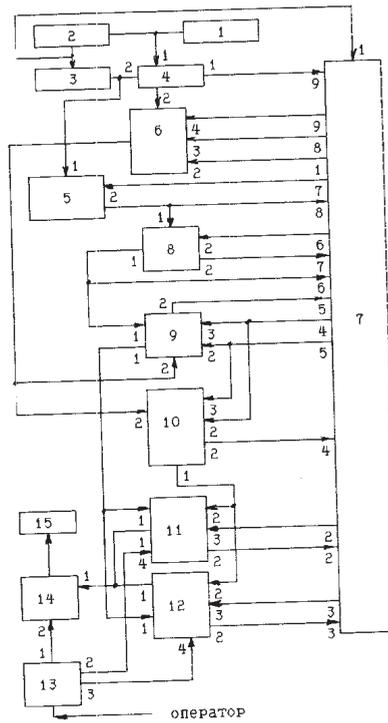


Рисунок 3 – Структурная схема ТГДц

На чертеже приведена структурная схема предлагаемого устройства. Она содержит измерительный преобразователь 1, пороговый элемент 2, генератор тактовых импульсов 3, аналого-цифровой преобразователь 4, счетчик 5, оперативно-запоминающее устройство 6, блок управления 7, вычислитель длительности систолы 8, вычислитель суммы амплитуд систолы 9, вычислитель максимальной амплитуды систолы 10, вычислитель систолического давления в сонной артерии 11, вычислитель систолического давления в сосудах глаза 12, переключатель режимов 13, вычислитель толерантного и интолерантного давления 14, индикатор 15.

Преимущества предлагаемого способа определения ВГД: - простота, безболезненность, быстрота исследования (1-2 минуты) - возможность использования при массовых обследованиях населения и у детей раннего возраста и новорожденных; - возможность определения ВГД в раннем послеоперационном периоде, при травматическом повреждении тканей глаза и век, язвах роговицы, ожоговой болезни и для коррекции лечения: при повышенном ВГД - назначение препаратов для его снижения, при низком ВГД - лекарственных средств, направленных на его повышение; - возможность проведения диагностики с закрытыми веками или с глазной повязкой - отсутствие контакта прибора с поврежденной поверхностью глазного яблока и его придаточного аппарата, что исключает риск их инфицирования и дополнительной травматизации.

Библиографический список

1. Исследование достоверности показаний тонометра для измерения внутриглазного давления через веко [Электронный ресурс] - URL: <http://mydentist.ru/diagnostika/viziografiya/>
2. Патент № 2007951. заявл. 29.06.1990; опубл. 28.02.1994
3. Патент № 2005134713/14. заявл. 10.11.2005; опубл. 10.07.2007

УДК 615.47

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС «СТАБИЛОГРАФ» - ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СТАТОДИНАМИЧЕСКОЙ УСТОЙЧИВОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Д.Н. Баранбоев, А.А. Давыдов

Г. Уфа, ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет»

Предметом исследования являются особенности стабิโลграфа. Особенное внимание уделяется методам оценки биомеханических показателей человека и техническим характеристикам.

Ключевые слова. *Стабילותрия, стабילותграф, человек.*

HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX "STABILOGRAPH" - FOR THE STUDY OF THE STATIC-DYNAMIC STABILITY OF A PERSON

D.N. Baranboev, A.A. Davydov

Ufa, Ufa State Aviation Technical University¹

The subject of the study is the features of the stabilograph. Special attention is paid to the methods of evaluation of human biomechanical parameters and technical characteristics.

Key words. *Stabilometry, and stabilography, man.*

Стабилометрия – это метод количественного, пространственного и временного анализа устойчивости вертикальной позы, предложенный В. С. Гурфинкелем с соавторами в 1952 году. Реализующий методику прибор называется стабิโลграфом. Суть метода сводится к оценке биомеханических показателей человека в процессе поддержания им вертикальной позы. Удержание равновесия человеком является результатом взаимодействия вестибулярного и зрительного анализаторов, суставно-мышечной проприорецепции, центральной и периферической нервной системы. Поэтому координация вертикального положения тела служит своеобразным индикатором здоровья, состояния функционального развития, физической подготовленности и уровня спортивного мастерства.

На территории СНГ имеются три производителя стабิโลметрических платформ: ОКБ «Ритм» г. Таганрог, фирма «МБН» и ВНИИМП г. Москва.

Стабิโลметрическая платформа комплекса «Стабิโลграф» разработана АО «Казчерметавтоматика» в РК. Цель данной работы - создание программно-аппаратных средств управления платформой. Поставлены следующие задачи:

- создание программы работы микроконтроллера для контроля и управления работой АЦП;
- определение требований к программному обеспечению (ПО);
- создание самого ПО.

Комплекс «Стабิโลграф» состоит из платформы и управляющего компьютера.

Стабิโลметрическая платформа представляет собой аппаратно-измерительную систему, которая фиксирует параметры колебания тела человека в виде аналоговых сигналов, обрабатывает полученные данные, преобразовывает их в необходимый формат и передает их компьютеру для дальнейшей обработки и представления. Регистрация параметров колебаний центра давления в 2-х ортогональных направлениях: сагиттальном (делит тело человека на левую и правую части) и фронтальном (делит тело человека на переднюю и заднюю части), осуществляется с помощью тензодатчиков. На четырех датчиках реализованы два моста. На каждом кольцевом тензометрическом чувствительном элементе (всего четыре) расположены два тензорезистора. Один из двух тензорезисторов каждого элемента образует первый мост. Вторые - второй мост. Для регистрации параметров колебаний в перпендикулярных плоскостях эти мосты подключены ортогонально.

Управление этой системой регистрации данных осуществляется с помощью микроконтроллера, функциями которого являются: настройка (инициализация) периферийных устройств (АЦП), инициализация портов, получение преобразованных цифровых сигналов от АЦП, передача их компьютеру для дальнейшей обработки.

Для управления АЦП используется микроконтроллер AT90S 8515, который через логические элементы «И-НЕ» задает команды микросхемам АЦП. Через этот контроллер осуществляется связь с внешним устройством управления – компьютером, при помощи которого можно управлять процессами измерения. Данные, полученные АЦП, переделанные в цифровой код, также поступают на компьютер.

Программное обеспечение разработано в среде Delphi 7, в стандартной операционной системе Windows. База данных является локальной в формате Paradox. ПО состоит из 2-х частей: первая позволяет вести картотеку и просматривать динамику результатов обследований; вторая предназначена для проведения самого тестирования.

Программное обеспечение стабилотографа обеспечивает вывод перемещений центра давления на экран монитора компьютера в виде стабилотограмм (временные зависимости амплитуды колебаний в ортогональной системе координат OX и OY) и статокинезиграммы (траектория центра давления на плоскость опоры).

Программное обеспечение позволяет:

- вести картотеку пациентов и проведенных обследований;
- распечатывать протоколы тестирований;
- строить динамику результатов обследований;
- создавать собственную базу данных тестов для диагностики, реабилитации, развития функции равновесия, оценки психофизиологического состояния человека и т. п.

Структуру статодинамической устойчивости при выполнении равновесий различной координационной сложности раскрывают следующие элементы:

- позы и положения тела, время их фиксации;
- амплитуда, частота и период колебаний тела;
- время стабилизации устойчивости;
- спектральные характеристики, периоды и амплитуды основных гармоник.

Программное обеспечение имеет дружественный интерфейс, позволяя работать с ним любому пользователю без специальной подготовки. Это имеет большое значение, поскольку стабилотметрический комплекс предназначен для медицинских работников, которые сразу могут приступить к работе с программой.

Основные технические характеристики стабилотографа:

Координаты центра давления	± 50 мм
Разрешающая способность	0,15 мм
Масса пациента	до 150 кг
Разрядность АЦП	24 бит
Потребляемая мощность	5 ВА

Количество датчиков	4
Габаритные размеры, мм	400x370x50
Масса	20 кг

На данный момент комплекс проходит стадию отработки, проверки работоспособности и тестирование.

Учитывая простоту регистрации стабиллографических показателей, возможность получения их без отвлечения человека от выполняемой деятельности и высокую чувствительность данного метода представляется возможным использовать стабиллографию как весьма удобный метод оценки динамики функционального состояния человека в условиях функциональных нарушений, различных заболеваниях ЦНС и опорно-двигательного аппарата.

Кроме того, компьютерная стабиллография является перспективным методом не только при диагностике, но и при реабилитации (с использованием метода зрительной обратной связи) нарушений после детского церебрального паралича, постинсультных гемипарезов и других нарушений двигательных функций.

Библиографический список

1. Бахтиаров Г. Д. Аналого-цифровые преобразователи/Под ред. Г. Д. Бахтиарова. – М.: Сов. Радио, 1980.-320 с.
2. Гурфинкель В.С. Регуляция позы человека. – Москва: Наука, 1965.-256с.
3. Болобан В. Н. Стабиллография: достижения и перспективы // Наука в олимпийском спорте/ Спец. Выпуск ГНИИФК, 2000.- С. 5-13.

УДК 606

ВИЗУАЛЬНОЕ ОТОБРАЖЕНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ КОНЦЕПЦИИ «БЕРЕЖЛИВАЯ ПОЛИКЛИНИКА»

Н.Р. Хисамутдинова, Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова
ФГБОУ ВО УГАТУ, г. Уфа

В статье рассматривается применение программного обеспечение AnyLogic с целью создания модели поликлиники. В ней возможно отобразить функционирование медицинского учреждения, внедряя различные методы оптимизации работы.

Ключевые слова: имитационное моделирование, бережливая поликлиника, картирование.

VISUAL DISPLAY OF APPLICATION OF THE CONCEPT "ECONOMICAL POLICLINIC"

N.R. Khisamutdinova, E.R. Kadracheva, A.F. Sabbakhova
FGBOU of VO UGATU, Ufa

In article application program providing AnyLogic for the purpose of creation of model of polyclinic is considered. In her it is possible to display functioning of medical institution, introducing various methods of optimization of work.

Keywords: *imitating modeling, economical polyclinic, mapping.*

Парадигма бережливого производства (lean production, lean manufacturing) – устранение потерь, потребляющих ресурсы, но не добавляющих стоимости. Идеи бережливого производства можно применить практически ко всем процессам, как производственным, так и к сервисным. Так, концепция бережливого здравоохранения — сокращение затрат времени медицинского персонала, непосредственно не связанных с помощью пациентам [1].

Концепция бережливого здравоохранения формировалась в США и странах Западной Европы в конце XX – начале XXI века. Рост среднего возраста населения, расширение соцпакетов, дорогостоящие мед технологии приводят к росту расходов на здравоохранение, которые приходится компенсировать как средствами государственных бюджетов, так и средствами страховых компаний. Но повышение продолжительности жизни и рост её качества не всегда пропорциональны дополнительным затратам системы здравоохранения. Не до конца решена проблема доступности и качества медицинской помощи.

Одним из основополагающих процессов при внедрении бережливых технологий в практическую медицину является картирование процессов, происходящих в подразделениях медучреждений. В настоящее время в методических рекомендациях Министерства здравоохранения РФ «Федеральный проект Бережливая поликлиника». Применение методов бережливого производства в медицинских организациях. Открытие проектов по улучшениям» предлагается картирование проводить, используя ручной метод (визуализировать карту потока создания ценностей при помощи цветных стикеров и карандашных рисунков) [2].

Однако, в настоящее время существуют мощные инструменты, позволяющие полностью автоматизировать процесс картирования и моделировать процесс функционирования любого подразделения лечебно-профилактического учреждения. К таким инструментам относится специализированное программное обеспечение AnyLogic. Пакет AnyLogic – российский программный продукт, ориентированный на разработку и исследования имитационных моделей [3].

Имитационное моделирование - разработка компьютерных моделей и постановка экспериментов на них. Существует несколько распространенных подходов к построению имитационных моделей, такие как агрегативные модели, клеточные автоматы. Целью моделирования является изучение действия системы в различных режимах и условиях, что необходимо для принятия обоснованных, целесообразных управленческих решений [4].

Построение модели медицинской организации в данной среде помогает проанализировать риски, изучить функционирование идей до внедрения их в работу организаций, спланировать рабочие процессы кабинетов, отделений, лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) в целом [5].

«Бережливая поликлиника» предполагает последовательность действий, которые можно упростить или автоматизировать. Одними из важных шагов при внедрении концепции «бережливой поликлиники» являются оптимизация работы регистратуры, внедрение электронной очереди, также необходимо развести потоки людей, которым необходимо оказать лечение, и людей, пришедших на профилактический осмотр или за справкой. Для построения в имитационной среде модели поликлиники требуется экспериментальным путем выявить среднее время консультации врача, соотношение потоков пациентов в разное время суток. При построении можно учесть передвижения врачей и пациентов между кабинетами, время на регистрацию, поиск или создание амбулаторной карты, очереди. Основываясь на этих данных и пользуясь математическими расчетами, строится модель в 2D и 3D.

Проект «Бережливая поликлиника» уже реализуется во многих поликлиниках регионов. И на данный момент удалось добиться многого: сокращение очередей и времени получения льготных лекарств родственниками больных, времени перемещений медсестры вакцинации в смену, повышение приема врачом пациентов точно вовремя. За ближайшие три года Минздрав РФ планирует перевести все детские поликлиники в России на «бережливые» технологии.

Библиографический список

1. Бережливое производство. 2018. URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Бережливое_производство (дата обращения 10.01.2018)
2. Каталевский, Д.Ю. Основы имитационного моделирования и системного анализа в управлении: учебное пособие; 2-е изд., перераб. и доп. / Д.Ю. Каталевский; М.: Издательский дом «Дело» РАНХиГС, 2015. — 496 с., ил.
3. Куприяшкин, А.Г. Основы моделирования систем: учеб. пособие / А.Г. Куприяшкин; Норильский индустр. ин-т. – Норильск: НИИ, 2015. — 135 с.
4. Овчинников А.А., Фаллер К.П., Овчинников С.А., Еманакон И.В. Методы бережливого производства: анализируем, оцениваем и выбираем // Методы менеджмента качества. 2016. URL: <http://ria-stk.ru/mmq/adetail.php?ID=103975> (дата обращения 24.12.2017)
5. Акопов, А.С. Имитационное моделирование : учебник и практикум для академического бакалавриата / А.С. Акопов; М. : Издательство Юрайт, 2014. — 389 с.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ РИСКА ВОЗНИКНОВЕНИЯ ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ У ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА С НАРУШЕНИЯМИ СЛУХА

Г.А. Машевский, Ю.В. Саблина

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

В статье рассматривается информационная система для оценки риска возникновения задержки развития у детей раннего возраста с нарушениями слуха. Отмечена актуальность темы, рассмотрены основные этапы разработки системы и её функциональные возможности.

Ключевые слова: *Сети доверия Байеса, системы поддержки принятия решения, уровень развития ребёнка.*

INFORMATION SYSTEM FOR RISK ASSESSMENT OF DEVELOPMENT DELAYS IN EARLY AGE CHILDREN WITH HEARING DISEASES

G.A. Mashevskiy, Y.V. Sablina

Saint-Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI"

The article discusses an information system for assessing the risk of developmental delay in young children with hearing impairments.. The relevance of the topic is noted, the main stages of the development of the system and its functionality are considered.

Key words: *Bayesian networks, decision support systems, level of child development.*

По данным всемирной организации здравоохранения, 360 миллионов человек в мире страдают от инвалидизирующей потери слуха, из них 32 миллиона детей [1]. Проблемы со слухом могут приводить к возникновению задержек в психомоторном развитии ребенка, что подтверждается по результатам выполненного нами корреляционного анализ массива с данными, полученными при обследовании детей врачом-сурдологом. Реабилитация пациентов по слуху может также потребовать и комплекса мероприятий по нормализации психомоторного развития. Осуществление такой реабилитации требует наличия методик и технических средств, предназначенных для оценки риска возникновения задержек развития детей раннего возраста.

Одной из значимых тенденций в современной медицинской практике является всё более широкое применение в этой области информационных технологий. Медицинские информационные системы значительно упрощают процесс получения и обработки данных о пациентах, а также позволяют представить их в наиболее удобной для восприятия форме. Поэтому в рамках данного подхода, нами была разработана система поддержки принятия решений для ЛОР-врача при реабилитации пациента по слуху.

Для этого был исследован массив данных, содержащий результаты обследования детей имевших нарушения слуха. На основе использования корреляционного анализа были выявлены факторы, оказывающие значимое влияние на различные аспекты развития подобных пациентов. После этого на основе использования сетей доверия Байеса были разработаны модели принятия решений для диагностики риска возникновения задержки развития у детей раннего возраста с нарушениями слуха, одна из которых представлена на рисунке 1

Сеть состоит из звеньев – факторов, влияющих на развитие детей. Родительскими звеньями представлены факторы, влияющие на развитие детей, дочерними – оценки развития детей по шкалам, описанным выше. Связь между звеньями и иллюстрирует влияние этих факторов. Стоит отметить, что в полученные модели входят только те факторы, которые наиболее сильно влияют на развитие детей на основании полученных корреляций, полученных ранее. Сети построены с помощью математического пакета Hugin 8.3.

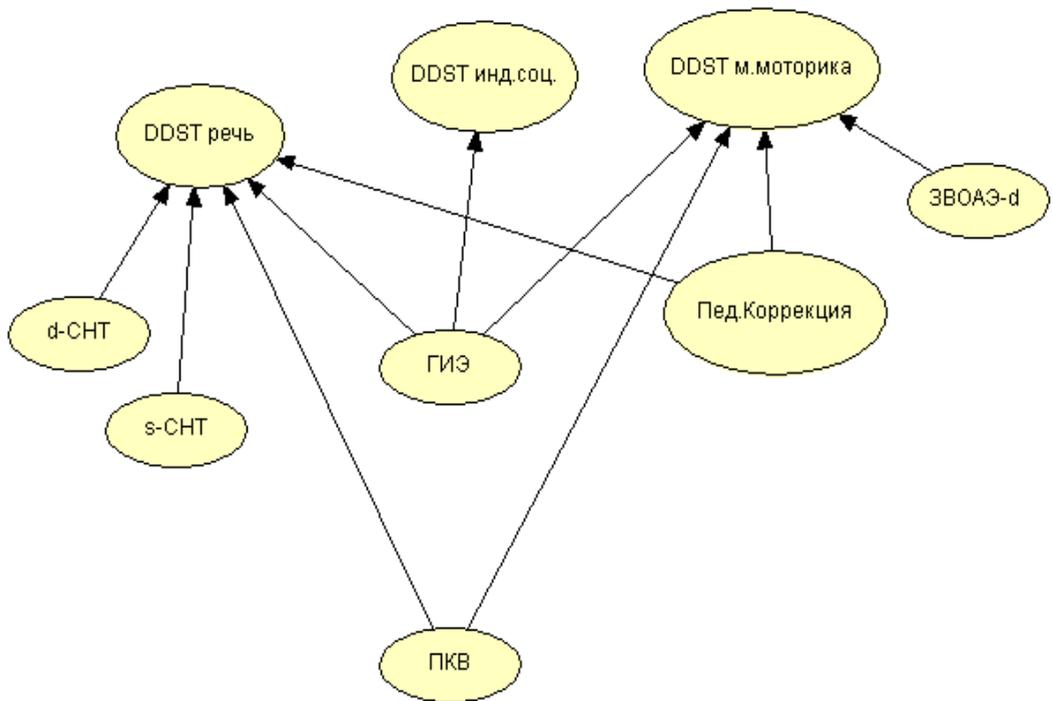


Рисунок 1 – Модель Байесовской сети доверия – набор решающих факторов и оценки развития по Денверскому тесту, на которые они влияют

Рисунок 1 иллюстрирует влияние факторов, на оценку речи, индивидуально-социальных навыков и мелкой моторики, полученных в результате обследования детей по Денверскому скрининг-тесту. Исходя из этого, можно сделать вывод, что присутствие у ребенка гипоксически-

ишемической энцефалопатии, сенсоневральной тугоухости справа и слева, возраст ребенка и проведение специальных занятий со специалистами, направленных на улучшение развития ребенка влияют на оценку развития речевых навыков. Гипоксически-ишемическая энцефалопатия являлась наиболее влияющим фактором на оценку индивидуально-социальных навыков детей. Влияние гипоксически-ишемической энцефалопатии, коррекционных занятий и наличие задержанной вызванной отоакустической эмиссии справа оценивается можно расценить как наибольшее из влияний факторов на развитие мелкой моторики.

На основе предложенных моделей и методики была построена медицинская информационная система, которая позволяет спрогнозировать возникновение отклонений в социальном, моторном и речевом развитии у детей раннего возраста, экранная форма одного из её окон представлена на рисунке 2.

Рисунок 2 – Оценка риска задержек развития моторного развития ребёнка на основе использования системы.

На данной форме производится исследование моторных навыков детей по методике, которая разработана с использованием теории сетей Байеса. Здесь врач вводит данные, полученные после осмотра, часть данных известна самим пациентам, например возраст, проведение специальной коррекции или медикаментозное лечение. После введения необходимых данных система выдаст свой прогноз, в данном случае – вероятность нормального развития ребёнка составляет 70%.

Т. о. использование разработанной системы должно повысить эффективность лечения и реабилитации детей с нарушениями слуха.

1. Микиртумов Б.Е., Кощавцев А.Г., Гречаный С.В. Клиническая психиатрия раннего детского возраста . — СПб: Питер, 2001. 256 с. — ("Краткое руководство").

УДК 615.47

**РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО МОДУЛЯ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ
ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА У ДЕТЕЙ С
НАРУШЕНИЯМИ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ**

Е.А. Смирнова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

В работе рассматривается возможность создания программного модуля для оптимизации лечебно-диагностического процесса у детей с нарушениями мозгового кровообращения. Отмечена актуальность темы, рассмотрены возможные пути достижения поставленной цели и возможности разрабатываемой программы.

Ключевые слова: Система поддержки принятия решений, инсульты у детей, оптимизации лечебно-диагностического процесса.

**DEVELOPMENT OF A SOFTWARE MODULE FOR THE
OPTIMIZATION OF A MEDICAL DIAGNOSTIC PROCESS FOR
CHILDREN WITH DISORDERS OF THE CEREBRAL CIRCULATION**

E.A. Smirnoiva

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

The paper considers the possibility of creating a software module for optimizing the treatment and diagnostic process in children with impaired cerebral circulation. The relevance of the topic is noted, possible ways of achieving the goal and the possibility of the program being developed are considered.

Keywords: Decision support system, stroke in children, optimization of the treatment and diagnostic process.

Инсульт до настоящего времени остаётся важнейшей причиной заболеваемости и смертности населения. В России, США и странах Европы он занимает третье место, уступая только инфаркту миокарда и злокачественным новообразованиям. Частота детских инсультов колеблется в широких пределах – средний показатель 2–3:100 000 детей до 14 лет в год. Максимальное количество случаев – 38% зарегистрировано у детей до 3 лет жизни, с наибольшей частотой до 28 дня жизни. Встречаемость в подростковом возрасте – не более 1%. Полового разграничения нет, однако, многие специалисты

отмечают, что среди детей до 3 лет немного чаще страдают мальчики, среди школьников и подростков – девочки.

Разновидности детского инсульта, в отличие от такового у взрослых, имеет 2 понятия: перинатальный (развивается между 28 неделями беременности и 1 месяцем жизни ребенка) и детский (с 29 суток жизни до совершеннолетия). Первый тип инсульта - ишемический: развивается в результате острого нарушения кровообращения, кровь к мозгу не поступает вовсе или поступает в недостаточном количестве. Наблюдается это при тромбозе сосудов мозга, глубоком мелком инфаркте мозга, особенностях гемодинамики крови, гемореологических микроокклюзиях. Фоновым неблагополучием для развития ишемического инсульта являются нарушения свертываемости крови: тромбофилия, гипергомоцистеинемия. Второй тип инсульта у детей - геморрагический: наступает в результате кровоизлияния, которое появляется в результате разрыва сосуда. Разорванный сосуд прекращает подачу крови к определенному участку мозга, а образовавшаяся гематома сдавливает близлежащие сосуды. Его причиной, как правило, служат аномалии развития сосудов, заболевания крови, травмы головы. Симптомы и проявления будут зависеть от того, в каком месте произошло кровоизлияние: в паренхиме (собственно мозг), мозговые оболочки или желудочки.

Важнейшая роль достижения максимально возможного терапевтического эффекта при инсульте принадлежит врачам на амбулаторном уровне и на этапе скорой неотложной помощи. Определяющее значение имеет фактор времени, что заставляет лечащего врача принимать решения о необходимых видах терапии в максимально сжатые сроки. Однако на практике клиническая картина может носить сложный характер и сопровождаться различными сопутствующими патологиями. На практике это означает, что, например лекарственные препараты и терапевтические методики эффективные при определённых видах инсульта окажутся малоэффективными при других его видах, либо же их применение окажется невозможным из-за каких-то сопутствующих патологий ребёнка, например наличия у ребёнка пищевой или лекарственной аллергии. Также может потребоваться выполнить дополнительные виды обследования ребёнка. Таким образом всё это создаёт дополнительную информационную нагрузку на врача-невролога и требует от него достаточно высокой квалификации, которой могут обладать только опытные специалисты.

Частично выправить данную ситуацию позволила бы разработка программного модуля для оптимизации тактики последующего лечения ребенка с нарушением мозгового кровообращения, что и является целью настоящей работы. Подобная программа могла бы стать составной частью системы поддержки принятия решений для врача невролога, обеспечивая информационное обеспечение лечебного процесса.

Для решения данной проблемы, потребуется собрать и представить в структурированном виде данные о клиническом действии лекарственных препаратов в различных состояниях ребёнка и их совместимости между собой,

а также установить какие виды терапии и дополнительных обследований являются оптимальными в каких случаях. Для этого предполагается создать информационную модель на основе деревьев решений, на основе которой на языке программирования Python станет возможным создание соответствующего программного модуля.

Подобная программа должна будет позволить врачу просматривать списки рекомендуемых лекарственных препаратов (с указанием противопоказаний), методик лечения и дополнительных обследований для указанного им клинического случая, а также комментарии, обосновывающие данный выбор. Справочная система программы должна содержать описания клинического действия различных препаратов. Применение данной системы должно уменьшить информационную нагрузку на врача-невролога и повысить эффективность лечебного процесса.

УДК 615.47

АВТОМАТИЗАЦИЯ ОЦЕНКИ УРОВНЯ ВЫРАЖЕННОСТИ НЕВРОЛОГИЧЕСКОГО ДЕФИЦИТА И КЛИНИЧЕСКОЙ СИМПТОМАТИКИ У ДЕТЕЙ С ИШЕМИЧЕСКИМИ ИНСУЛЬТАМИ

Г.М. Федотова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

В работе рассматривается возможность создания программы для автоматизации оценки уровня выраженности неврологического дефицита и клинической симптоматики у детей с ишемическими инсультами. Отмечена актуальность темы, рассмотрены возможные пути достижения поставленной цели.

Ключевые слова: Система поддержки принятия решений, оценка уровня выраженности неврологической симптоматики, ишемический инсульт

AUTOMATION OF THE EVALUATION OF THE LEVEL OF EXPRESSION OF NEUROLOGICAL DEFICIENCY AND CLINICAL SYMPTOMATICS FOR CHILDREN WITH ISCHEMIC TREATMENT

G.M. Fedotova

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, St. Petersburg

The paper considers the possibility of creating a program to automate the assessment of the severity of neurological deficit and clinical symptoms in children with ischemic strokes. The relevance of the topic is noted, possible ways of achieving the goal are considered.

Keywords: Decision Support System, assessment of the severity of neurological symptoms, ischemic stroke

Одной из актуальных проблем, с которой современная медицина столкнулась относительно недавно является рост числа регистрируемых случаев инсультов у детей. В настоящее время ишемический инсульт ежегодно переносят 16,9 миллионов человек, что составляет 258:100000 случаев в год. Среди цереброваскулярных заболеваний взрослого населения ишемический инсульт занимает 80-85%, а у детей его доля составляет до 55%. При исследовании выписных данных стационаров Калифорнии в течение десятилетнего периода выявлена заболеваемость инсультом у детей 2,3 на 100000 человек в год с преобладанием ишемического инсульта (1,2 на 100000 в год) над геморрагическим (1,1 на 100000 в год). Исследования, проведенные в Гонконге, показали похожий показатель заболеваемости: 2,1 на 100000 человек в год, из них 72% приходилось на ишемический инсульт. В России распространенность заболеваемости детским инсультом была изучена на населении Южного административного округа г. Москвы, где численность детского населения составила 216000 человек. В ходе этого исследования было выявлено, что распространенность инсульта у детей составляет 6,94 на 100000 детей, заболеваемость – 2,14 на 100000 детей в год. Популяционные исследования показали, что смертность при детских инсультах достигает 8%.

Важное значение при лечении данной патологии имеет правильная оценка уровня выраженности неврологического дефицита и клинической симптоматики у детей с ишемическим инсультом. В настоящее время врач-невролог вручную оценивает состояние пациента, используя различные шкалы исходов инсульта. Автоматизировав этот процесс, можно улучшить качество оценки состояния пациента, а также облегчить работу врача, что могло бы способствовать более быстрому назначению подходящего лечения, а следовательно и восстановлению здоровья пациента. Таким образом, целью настоящей работы является разработка программного модуля для автоматизации оценки уровня выраженности неврологического дефицита и клинической симптоматики у детей с ишемическими инсультами.

Существуют различные виды шкал исходов инсульта, позволяющих оценить состояние больного, например, шкала инсульта Национального института здоровья США (NIHSS), шкала Бартела, шкала функциональной независимости FIM (Functional Independence Measure) и т.д. С помощью этих шкал можно оценить состояние взрослых пациентов, но не всегда они применимы к детям. Согласно шкале инсульта Национального института здоровья США (NIHSS), состояние больного оценивается его способностью выполнять те или иные инструкции, команды. Шкала Бартела и шкала функциональной независимости FIM (Functional Independence Measure) предполагают оценку состояния по возможности выполнения таких и функций, как самостоятельный прием пищи, передвижение, персональная гигиена. Такую оценку невозможно будет провести ребенку младенческого возраста. Для таких пациентов разработаны специальные педиатрические шкалы: PSOM-SNE для детей до 2-х лет и старше 2-х лет, а также модификация шкалы

инсульта Национального института здоровья США (NIHSS) – pedNIHSS для детей 2-х лет и старше, где состояние пациента оценивается по таким параметрам, как уровень активности, эмоции, рисование и идентифицирование простейших объектов, речь.

Общим недостатком рассмотренных выше шкал является то, что обследование выполняется врачом вручную, и содержит достаточно высокую долю субъективности оценки. Для автоматизации процесса оценки состояния пациента предполагается разработка программного модуля, способного реализовывать различные шкалы и алгоритмы обследования ребёнка. В качестве языка программирования был выбран Python, получивший в настоящее время достаточно высокую популярность при создании медицинских приложений. Разработанная программа позволит проводить учёт пациентов, осуществить выбор оптимальной шкалы для их обследования с учётом их возраста и состояния, а также автоматически провести обследование и интерпретацию её результатов.

Библиографический список

1. Методические рекомендации Ишемические инсульты у детей / сост.: А.В. Минин, А.Б. Пальчик, К.И. Пшеничная. СПб. 2016.
2. Инсульт / под. ред. Д.Р. Хасановой, В.И. Данилова, изд-во «ГЭОТАР-Медиа», 2018.

УДК 615.47

ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА-ГАСТРОЭНТЕРОЛОГА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ КИШЕЧНИКА

Н.М. Шелякина¹, Г. А. Машевский¹, М. И. Скалинская², А.А. Смирнов²

1- Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»,

2- Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова, г. Санкт-Петербург

В работе рассматривается возможность создания системы поддержки принятия решения врача-гастроэнтеролога при диагностике воспалительных заболеваний кишечника. Отмечена актуальность темы, рассмотрены возможные пути достижения поставленной цели и основные этапы исследования.

Ключевые слова Система поддержки принятия решений, анализ изображений, нейронные сети, болезнь Крона, язвенный колит.

APPROACHES TO THE ESTABLISHMENT OF A SUPPORT SYSTEM FOR THE DECISION-MAKING OF A GASTROENTEROLOGIST DIAGNOSTIC DIAGNOSTICS OF THE INFLAMMATORY INTESTINAL DISEASES

N.M. Shelyakin¹, G.A. Mashevsky¹, M.I. Skalinskaya², Smirnov A. A.²

1- St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI",

2- North-West State Medical University named after I.I. Mechnikov, St. Petersburg

The paper considers the possibility of creating a decision support system for a gastroenterologist in the diagnosis of inflammatory bowel diseases. The relevance of the topic was noted, possible ways of achieving the goal and the main stages of the research were considered.

Keywords *Decision support system, image analysis, neural networks, Crohn's disease, ulcerative colitis.*

Болезнь Крона (БК) и язвенный колит (ЯК) представляют большую гетерогенную группу воспалительных заболеваний кишечника (ВЗК). Диагностика БК и ЯК основывается на комбинации клинических, эндоскопических, гистологических и рентгенологических данных. Дифференциальный диагноз между этими заболеваниями может быть затруднительным, когда воспаление при БК ограничено толстой кишкой, где эндоскопические и гистологические признаки ЯК и БК могут частично совпадать при отсутствии так называемого “золотого стандарта”. Гистологическое исследование множественных колоректальных биопсий позволяет поставить надежный диагноз БК лишь в 64%, а ЯК — в 74% случаев. Необходимость в точном диагнозе продиктована отличием течения заболеваний, исходов и прогноза, разным ответом на медикаментозную терапию, включая выбор препаратов и объем оперативного вмешательства [5].

В настоящее время распространенность ВЗК в мире составляет 25- 150 случаев на 100 000 населения. Во всех странах мира, в том числе и в России в последние годы наблюдается резкий рост заболеваемости. Так, в Москве и Московской области прирост заболеваемости ВЗК за период с 2014 по 2015 год составил 11,2%. По данным доступной литературы в Санкт-Петербурге и Ленинградской области заболеваемость ВЗК составляет 10- 15 случаев на 100 000 населения/год. Меньшая распространенность, по сравнению с мировой, связана с низкой выявляемостью, обусловленной сложностью диагностики заболеваний данной группы на уровне первичного звена медицинской помощи. Сложность краткосрочной диагностики ВЗК, отсутствие единых «золотых» критериев диагноза и высокая социальная и медицинская значимость проблемы – требуют поиска новых алгоритмов, новых методик для выявления заболевания и проведения дифференциальной диагностики, в том числе внедрения новых технологий.

Таким образом, целью настоящей работы является создание системы поддержки принятия решений и обоснованного выбора алгоритма диагностики воспалительных заболеваний кишечника на основе возможности распознавания особенностей эндоскопической и морфологической картины заболеваний.

Повсеместное внедрение компьютерных технологий в медицинскую практику и развитие средств медицинской визуализации привели к тому, что медицинские изображения стали важным источником информации при постановке диагноза и планировании лечения. Но для эффективного использования в диагностическом процессе изображения должны быть подвергнуты адекватной математической обработке. На практике процесс детектирования патологических процессов на изображениях можно свести к задаче либо классификации изображений на нормальные и патологические, либо выявления одного из нескольких видов патологии. Наиболее эффективным методом решения подобного класса задач на сегодняшний день зарекомендовали себя искусственные нейронные сети (ИНС), и именно их планируется применить для достижения цели исследования. Следует отметить, что данный метод доказал свою эффективность в онкологии – для диагностики рака печени и поджелудочной железы [1,2], кардиологии – для диагностики ишемической болезни сердца [3], а также для ранней диагностики заболевания сахарным диабетом [4].

Выполнение работы планируется разбить на несколько этапов:

Подготовительный этап будет заключаться в формировании библиотеки двух типов изображений - эндоскопической картины язвенного колита, болезни Крона, нормальной кишки; и изображений морфологической картины язвенного колита, болезни Крона, нормальной кишки.

Первый этап будет заключаться в создании ПО, которое способно отличить эндоскопическое изображение язвенного колита, болезни Крона от «здоровой» кишки и между собой; морфологическое изображение язвенного колита, болезни Крона от «здоровой» кишки и между собой.

Второй этап подразумевает «обучение» нейросети распознаванию плоских графов эндоскопического изображения и морфологического изображения, методом предъявления графов, представляющих собой ярко выраженную «норму», а также ярко выраженные формы язвенного колита и болезни Крона.

Третий этап – предъявление нейросети неизвестных образцов и анализ полученных результатов. Поскольку фактически будет создано две нейросети (по одной для каждого типа фотографий), для вынесения окончательного диагноза предполагается использование сетей доверия Байеса.

Таким образом результатом выполнения исследования станет разработка метода и системы для диагностики наличия у пациента воспалительного процесса в кишке. В дальнейшем предполагается попытаться разработать

алгоритм для дифференциальной диагностики между язвенным колитом и болезнью Крона.

Библиографический список

1. Maclin P.S., Dempsey J. How to Improve a Neural Network for Early Detection of Hepatic Cancer. *Cancer Lett.*, 1994, vol. 77, no. 2-3, pp. 95–101.
2. Sanoob M.U., Madhu A., Ajesh K., Varghese S.M. Artificial Neural Network for Diagnosis of Pancreatic Cancer. *IJCI*, 2016, vol. 5, no. 2, pp. 41–49.
3. Niranjana Murthy H.S., Meenakshi M. ANN Model to Predict Coronary Heart Disease Based on Risk Factors // *Bonfring. Int. J. Man Mach. Interface*. 2013. Vol. 3, № 2. P. 13–18.
4. Мустафаев А.Г. Применение искусственных нейронных сетей для ранней диагностики заболевания сахарным диабетом. [Электронный ресурс] // *Кибернетика и программирование*. 2016. URL: http://enotabene.ru/kp/article_17904.html (дата обращения 24.10.2018)
5. Бакулин И.Г., Авалуева Е.Б., Сказываева Е.В., Скалинская М.И. и соавт. /Воспалительные заболевания кишечника. – Карманное руководство. – 2018. – Москва-Санкт-Петербург. 80с.- ООО «Группа Ремедиум»

Секция 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

УДК 616

ФОКУСИРОВАННЫЙ УЛЬТРАЗВУК ВЫСОКОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ В ТЕРАПИИ

М.С. Галушка

Южный федеральный университет, г. Таганрог

Работа посвящена изучению применения фокусированного ультразвука высокой интенсивности в медицине. Рассматриваются механизмы биологического воздействия и сферы применения высокоинтенсивного фокусированного ультразвука в хирургии и терапии, а также дальнейшие перспективы данного метода в онкологии.

Ключевые слова: терапия, онкология, хирургия, высокоинтенсивный фокусированный ультразвук.

HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND FOR THERAPY

M.S. Galushka

Southern federal university, Taganrog

The work is devoted to the study of the use of high-intensity focused ultrasound in medicine. The mechanisms of biological effects and the scope of high-intensity focused ultrasound in surgery and therapy, as well as the future prospects of this method in oncology are considered.

Keywords: therapy, cancer, surgery, high-intensity focused ultrasound.

Терапия высокоинтенсивным сфокусированным ультразвуком (HIFU) – неинвазивный метод, который использует неионизирующие ультразвуковые волны для нагрева биологических тканей. HIFU можно использовать для увеличения потока крови, лимфы или для разрушения тканей, таких как опухоли. В настоящее время HIFU применяют при лечении ряда онкологических заболеваний: рака простаты, мочевого пузыря, ректальных опухолей, малых опухолей печени, почек, костей, мозга [1].

Механизм биологического действия HIFU-терапии обусловлен тепловыми, механическими, химическими и оптическими реакциями, вызванным воздействием высокоинтенсивных ультразвуковых волн на биологические ткани. Механические эффекты воздействия представлены акустической кавитацией, радиационными силами, напряжением сдвига и акустическими течениями. Наиболее значимыми из данных реакций тканей являются тепловое воздействие и акустическая кавитация, а механизмы их действий достаточно хорошо изучены [2].

Тепловой эффект обусловлен поглощением ультразвука в

биологической ткани. Ультразвуковые волны вызывают вибрацию или вращение молекул либо части макромолекул в ткани, что приводит к теплу из-за механизмов трения.

Акустическая кавитация, определяемая как образование и активность заполненной газом или паром полости (пузырька) в среде, подверженной воздействию поля УЗ, играет важную роль в механических эффектах и второстепенную роль в химических и оптических эффектах технологии УЗ. При инерционной кавитации, природа которой связана с образованием в жидкости парогазовых полостей вследствие растяжения жидкости во время отрицательного полупериода колебаний в акустической волне. После наступления полупериода сжатия полости резко захлопываются, при этом возникают локальный нагрев и гидродинамические возмущения в виде микроударных волн, кумулятивных струек и микропотоков жидкости. Второй вид — это неинерционная кавитация, характеризующаяся колебаниями длительно существующих, стабильных газовых пузырьков. Если порог инерционной кавитации превышен, то одновременно могут проявляться оба вида кавитации. Данные процессы приводят к разрушению клетки Порог акустической кавитации зависит от амплитуды давления и частоты звука, а также параметров ткани, в которой происходит кавитация [3]. Несмотря на то, что кавитация является более мощным инструментом для разрушения клеток, к нему прибегают намного реже из-за его вероятностного характера и сложности контроля за ним.

Метод терапии фокусированным ультразвуком высокой интенсивности позволяет при изменении значений параметров воздействия таких как частота, интенсивность, длительность воздействия, параметры импульса в случае импульсного режима работы, вызвать в заданном участке тот или иной требуемый биологический эффект. При весьма мощном воздействии ультразвуком можно повышать температуру в ткани до температур более 50°C и вызвать тепловой некроз тканей, а при необходимости достичь в них температуры кипения [5]. Этих же эффектов можно достичь при кавитационном режиме воздействия. По сравнению с тепловым методом воздействия, кавитационный легко визуализировать совместно с участком, подвергающимся облучению, нелинейность кавитационных процессов позволяет получить большее число терапевтических эффектов, механизм разрушения тканей механический, благодаря чему не происходит сильного нагрева окружающих тканей [4].

В устройствах для HIFU-терапии для фокусировки УЗ-волн как правило используются одноэлементные фокусирующие излучатели в виде части сферической оболочки или фазированные антенные решётки. Преимуществом сферических преобразователей являются простота конструкции, изготовления и эксплуатации. Существенным достоинством одноэлементных фокусирующих преобразователей с поверхностью в виде части сферической оболочки является относительная простота их конструкции, изготовления и практического

использования. Однако для данных излучателей необходимо фиксированное фокусное расстояние, для чего необходимо использование автоматизированных механических систем(позиционеров), что, в прочем, не сильно упрощает задачу ультразвукового воздействия на большую площадь поверхности. Значительно более широкие возможности здесь, безусловно, имеют ультразвуковые фазированные решетки. Решётки могут быть плоскими или вогнутыми, то есть сочетать электронную фокусировку с геометрической. Линзы или рефлекторы для фокусирования УЗ-волн практически не используются [5].

Воздействие фокусированного ультразвука практически всегда осуществляется с визуализацией участка, подвергаемого воздействию. В настоящее время для этого используется УЗИ либо МРТ. Первый имеет преимущества по стоимости, доступности, безопасности для пациента, меньшим временным затратам. МРТ дает лучшую визуальную картину, возможность температурного контроля, однако значительно дороже и обладает меньшим пространственным разрешением [6].

На настоящий момент HIFU-терапия получила большое распространение. Данный метод является неинвазивным, что не мешает ему быть не менее эффективным в лечении многих онкологических заболеваний по сравнению с «традиционными» методами вроде химеотерапии, лучевой терапии, но при этом отсутствует лучевая и химическая нагрузка на пациента. Активное обсуждение в научном сообществе, а также огромное число публикаций на эту тему подтверждает заинтересованность ученых и врачей в данной тематике. В настоящее время существует множество испытаний метода HIFI-терапии, а также развитая материально-техническая база, что способствует перспективности данного направления.

Библиографический список

1. G. Malietzis. High-intensity focused ultrasound: advances in technology and experimental trials support enhanced utility of focused ultrasound surgery in oncology / L. Monzon, J. Hand, H. Wasan, E. Leen, M. Abel, A. Muhammad, P. Price, P. Abel // Br J Radiol. -2013 Apr. -№86 (1024).
2. G.R. ter Haar. Physical principles of medical ultrasound / C.R. Hill, J.C. Bamber, G.R. ter Haar // 2nd ed. West Sussex: John Wiley & Sons. - 2004. - pp. 348–406.
3. Yi-Hsuan Hsiao, Shou-Jen Kuo, Horng-Der Tsai, Ming-Chih Chou, Guang-Perng Yeh. Clinical Application of High-intensity Focused Ultrasound in Cancer Therapy // J. Cancer. – 2016. - №7 (3). - pp. 225–231.
4. Khokhlova T.D., Canney M.S., Khokhlova V.A., Sapozhnikov O.A., Crum L.A., Bailey M.R. Controlled tissue emulsification produced by high intensity focused ultrasound shock waves and millisecond boiling // J. Acoust. Soc. Am. - 2011. - № 5 (130). - pp. 3498-3510.
5. Гаврилов Л. Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине // — М.: Фазис. - 2013. – с. 656.

6. Э.А.Сулейманов. ВОЗМОЖНОСТИ HIFU-ТЕРАПИИ НА СОВРЕМЕННОМ ЭТАПЕ / Е.В.Филоненко, Л.И.Москвичева, А.Д.Каприн, А.А.Костин, Ю.В.Самсонов, А.Р.Исаев // Исследования и практика в медицине. – 2016. -Т. 3. -№3. - с. 76-82.

УДК 620.179.162

**ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ВЫДЕЛЕНИЯ ГАРМОНИЧЕСКОЙ
СОСТАВЛЯЮЩЕЙ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛА В
РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Н.Н. Чернов, А.В. Дьяков

Южный федеральный университет, г. Таганрог

В работе содержатся сведения о способах развития реконструктивной вычислительной томографии, в частности рассмотрено применение технологии выделения гармонической составляющей при ультразвуковом исследовании. Уделено внимание актуальным проблемам и перспективам развития данной технологии.

Ключевые слова: *томография, ультразвук, тканевые гармоники.*

***THE USE OF TECHNOLOGY FOR EXTRACTING HARMONIC
COMPONENT OF THE ULTRASONIC SIGNAL IN
RECONSTRUCTIVE COMPUTATIONAL TOMOGRAPHY***

D.habil.E.Sc. N. N. Chernov, A.V. Dyakov

Southern Federal University, Taganrog

The material of the report contains information about the methods of development of reconstructive computed tomography, in particular, the application of technology of allocation of the harmonic component in ultrasound. Attention is paid to the actual problems and prospects of development of this technology.

Key words: *tomography, ultrasound, tissue harmonics.*

Реконструктивная вычислительная томография – это метод реконструкции истинного распределения плотности с помощью определённых вычислительных операций над данными, полученными в результате прохождения излучения через исследуемый объект. Истинным распределением плотности называют такое распределение, в котором для любой точки пространства значение реконструированной плотности (в идеальном случае) не зависит от значений истинной плотности вне окрестности этой точки [1].

Алгоритмы реконструкции по проекциям, основанные на методе интегральных преобразований, состоят из следующих последовательных этапов:

1. Формулировка математической модели, в рамках которой известная и неизвестная величины представлены функциями, аргументы которых изменяются на континууме вещественных чисел;
2. Нахождение формул обращения и определения по ним неизвестной функции;
3. Адаптация формулы обращения к дискретизованным зашумленным данным.

Актуальной задачей реконструктивной вычислительной томографии является преодоление технических трудностей, которые серьёзно препятствуют дальнейшему развитию уже известных применений томографии. Преодоление технических трудностей достигается комплексно по всем перечисленным этапам; решению указанной задачи способствуют синтез новых и совершенствование существующих алгоритмов обработки данных, а также поиски принципиально иных механизмов получения данных, основанных на явлениях самой разнообразной физической природы.

Каждому виду воздействующей зондирующей эманации на исследуемый объект характерны свои специфические особенности, благодаря которым открываются перспективы выделения новых информативных признаков. В частности, при достаточно высоком уровне ультразвуковых (УЗ) сигналов, используемых в современных приборах, следует учитывать нелинейные эффекты. Одно из проявлений нелинейных эффектов – искажение УЗ сигналов по мере прохождения вглубь биологических тканей, обусловленное тем, что скорость звука в среде зависит от уровня сигнала, при этом в области наибольшего сжатия скорость звука несколько больше, чем в области разрежения [2]. В спектре сигнала появляются дополнительные спектральные составляющие на частотах гармоник основного сигнала.

Tissue Harmonic Imaging (ТНІ) – технология выделения гармонической составляющей колебаний, вызванных прохождением сквозь тело базового УЗ импульса. Полезным считается сигнал, полученный при вычитании базовой составляющей из отраженного сигнала.

Известно [2], что при исследовании пациентов с хорошо развитой мускулатурой или избыточной массой вследствие ожирения, а также пациентов нормального телосложения, имеющих специфические особенности биологических тканей, зондирующий УЗ луч несколько рассеивается, что приводит к ухудшению качества акустического изображения. Данное обстоятельство вынуждает использовать датчики с более низкой частотой, что обеспечивает более высокую проникающую способность УЗ. Естественно, при этом снижается качество изображения вследствие уменьшения разрешающей способности, которая на низких частотах УЗ хуже, чем на высоких. Использование тканевой (нативной) гармоник дает возможность улучшить качество изображения при сохранении хорошей проникающей способности. Таким образом, режим тканевой гармоник целесообразно применять при УЗ

исследованиях сквозь ткани, интенсивно поглощающие первую (базовую) гармонику.

Помимо метода, основанного на контроле гармонической составляющей сигнала, порождаемой нелинейным распространением ультразвука в тканях, технология ТНІ подразумевает также применение «контрастной гармоники». В этом случае используется тот же физический принцип, что и при тканевой гармонике, с той разницей, что в исследуемую область вводят контрастные вещества, которые увеличивают степень появления гармонических составляющих в сигнале.

При визуализации тканевой гармоники уменьшается уровень боковых лепестков, уменьшаются артефакты, связанные с реверберацией, и, соответственно, изображение становится более ясным и четким (улучшается контрастное разрешение) [3]. Однако, в литературных источниках [4,5] отмечено систематическое завышение линейных размеров исследуемого объекта методом тканевой гармоники по сравнению с данными, получаемыми методами обработки сигнала основной частоты, что требует детального изучения.

Технология ТНІ предполагает использование широкополосных датчиков и приемного тракта высокой чувствительности, что также разворачивает новые горизонты задач перед современной наукой.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-07-00374/16.

Библиографический список

1. Хоконов А.Х., Степанченко К.А. Вычислительная компьютерная томография. Интегральные методы реконструкции. – Нальчик: Каб.-Балк. ун-т, 2003. – 43 с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы. Практическое руководство для пользователей. -М.: Видар, 1999. – 256 с.
3. ГОСТ Р 56327-2014 Изделия медицинские электрические. Ультразвуковые аппараты экспертного класса. Технические требования для государственных закупок. Утвержден и введен в действие Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии от 12 декабря 2014 г. № 2091-ст.
4. Рекомендации по количественной оценке структуры и функции камер сердца. Российский кардиологический журнал 2012, 3 (95): Пер. с англ. под ред. д. м.н., проф. Ю. А. Васюка
5. McGavigan AD, Dunn FG, Goodfield NE. Secondary harmonic imaging overestimates left ventricular mass compared to fundamental echocardiography. Eur J Echocardiogr 2003; 4.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭМГ-ДАТЧИКОВ В МОДЕЛИ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА РУКИ

Р.Н. Тарасов

Забайкальский государственный университет, г. Чита

Рассмотрен методический подход к реализации съёма сигнала с поверхности кожи для модели бионического протеза руки, расположение ЭМГ-датчиков и их роль в управлении.

Ключевые слова: Модель бионического протеза руки, ЭМГ-датчики, биосигнал, электрод.

THE USE OF EMG SENSORS IN THE MODEL THE BIONIC HAND PROSTHESIS

R. N. Tarasov

Transbaikal State University, Chita

A methodical approach to the implementation of signal removal from the skin surface for the model of bionic prosthetic arm, the location of EMG sensors and their role in control is Considered.

Key words: model of bionic prosthetic arm, EMG sensors, bio-signal, electrode.

Когда человек теряет конечность, то самая главная его мечта – снова ощутить руку или ногу. И не просто ощутить, а выполнять конечностью все движения, доступные до травмы или болезни: взять чашку, зашнуровать ботинки, идти с опорой на обе ноги. Современный уровень технологий позволяет разрабатывать протезы, дающие возможность функционального и косметического восстановления поврежденной или отсутствующей конечности. Бурное развитие технического прогресса даёт возможность создавать удивительные вещи, которые делают жизнь больных более свободной, позитивной и насыщенной. Вернуть утраченные возможности позволяет бионический протез.

Электронные устройства заменяют утраченные органы и конечности, взаимодействуя с нервными клетками. Их производят из искусственных материалов, но человек может управлять ими при помощи собственной нервной системы за счёт метода целевой мышечной реиннервации.

Современный бионический протез конечностей представляет собой электронно-механическое устройство, приводимое в движение нервными импульсами. Его конструкция состоит из следующих компонентов:

- Каркас. Изготавливается из пластика, обеспечивает жесткость протезу и защищает электронную начинку от повреждения. Каркас имеет гильзу, с помощью которой устройство надевается на остаток конечности.

- Механика. Бионический протез имеет встроенные сервоприводы, шарниры и тяги, которые обеспечивают устройству подвижность.
- Система управления. Для контроля над протезом в нем предусмотрены датчики нервных сигналов и обрабатывающий процессор, управляющий приводами.

Для изготовления модели протеза используются современные технологии 3D-печати. В конструкции модели протеза используются надежные двигатели и датчики.

Для управления протезом используются датчики ЭМГ (электромиографические), которые прикладываются к поверхности кожи в области предплечья и считывают электрические потенциалы мышц. Основными параметрами ЭМГ при снятии их поверхностными электродами являются амплитуда и частота потенциалов. Наиболее широкое распространение получил метод биоэлектрического управления, в основе которого лежит использование биоэлектрической активности мышц. Исследования показали, что для большинства скелетных мышц существуют зависимости между мощностью биосигналов, напряжением и скоростью сокращения или удлинения мышц. Эти зависимости используются при проектировании биотехнических систем управления, предназначенных для моделирования двигательных реакций.

Количество датчиков зависит от того, сколько активных мышц осталось у пациента после травмы. Чем больше рабочих мышц, тем больше сигналов управления протезом, следовательно, больше захватов и манипуляций возможно осуществить.

Важным для протезов с биоуправлением является точное расположение электродов без какой – либо возможности смещения, что может привести к изменению характеристик сигнала. Поэтому нужно позаботиться о том, чтобы конструкция электродов имела свои точные позиции и не имела возможности смещения.

Целью данной статьи является определение проблем, возникающих при съеме сигналов с поверхности кожи, обзор электродов для снятия сигналов для биоэлектрического управления протезами, а также анализ их эффективности для выполнения различных задач. Структурная схема системы управления бионическим протезом представлена на рисунке 1.

Схема преобразования представляет из себя датчик, который усиливает, фильтрует и преобразует сигнал, поступающий от электродов, чтобы было возможно его проанализировать и выработать пропорциональное ему управляющее воздействие. Такая схема должна обеспечивать высокое быстродействие, точность и не вносить дополнительные помехи.

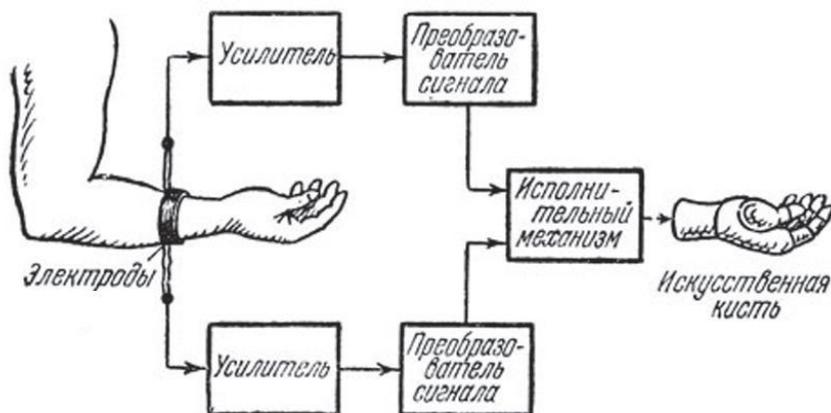


Рисунок 1 – Схема управления моделью бионического протеза

Амплитуда ЭМГ сигнала инвалида значительно ниже чем у здорового человека (от 20 мкВ до 2 мВ при максимальном сокращении), в следствие чего сигнал сильно подвержен влиянию помех. Для того чтобы повысить помехоустойчивость схемы, электроды следует располагать как можно ближе к измерительному усилителю, т.е. они должны быть выполнены на одной плате и между ними не должно быть никакой проводной связи. Сигналы от двух пар электродов поступают на входы измерительных усилителей, которые усиливают эти дифференциальные сигналы и с помощью пятого референтного электрода, который располагается в точке с небогатой мышечной активностью, например, немного выше сгиба локтя, сдвигают эти сигналы на величину потенциала, имеющегося на поверхности кожи и не связанного с мышечной активностью инвалида. Дальнейшая часть структурной схемы отвечает за преобразование формы сигнала. Она одинакова для обоих каналов измерения. И для того чтобы сократить кол-во необходимых микросхем, а следовательно размер платы датчика, оба канала объединяются в один с помощью быстродействующего аналогового мультиплексора, который подключает один из двух каналов измерения в зависимости от сигнала управления, поступающего от блока управления протезом. Разработанная к представлению модель бионического протеза и система его управления показала хорошие результаты и возможность его практического применения. Существует множество различных конструкций и видов биопротезов. Но несмотря на это использование электродов, как основной механизм снятия биопотенциалов с поверхности кожи для управления биопротезами, является эффективным и целесообразным.

Библиографический список

1. <https://docplayer.ru/26066720-Sem-i-obrabotka-bioelektricheskikh-signalov.html>
2. <https://www.twirpx.com/file/1177284/>

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС КОНТРОЛЯ ЛЕЧЕНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Е.В. Тихонравова, М.Н. Ахмедов, Р.В. Исаков

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир

Целью данной работы является разработка аппаратно-программного комплекса контроля лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Болезни системы кровообращения занимают второе место в структуре общей заболеваемости и первое место — среди причин смерти. Из существующих методов контроля лечения сердечно-сосудистых заболеваний наибольшую ценность приобретает методика электропунктурной диагностики (ЭПД), не оказывающая негативного влияния на организм человека.

Ключевые слова: контроль, сердечно-сосудистые заболевания, электропунктура, аппаратно-программный комплекс.

HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR MONITORING THE TREATMENT OF CARDIOVASCULAR DISEASES

E.V. Tikhonravova, M.N. Akhmedov, R.V. Isakov

Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay
Grigoryevich Stoletov, Vladimir

The purpose of this work is to develop a hardware-software complex for monitoring the treatment of cardiovascular diseases. Diseases of the circulatory system rank second in the structure of general morbidity, and first place among the causes of death. Of the existing methods of monitoring the treatment of cardiovascular diseases, the most valuable is the method of diagnostics of electroacupuncture, which does not adversely affect the human body.

Keywords: control, cardiovascular diseases, electro-puncture, hardware-software complex.

Одной из наиболее актуальных задач современной медицины является совершенствование существующих методов оценки эффективности проводимой терапии сердечно-сосудистых заболеваний. Болезни системы кровообращения занимают второе место в структуре общей заболеваемости (около 16%) и первое место — среди причин смерти (уровень смертности составляет более 980 случаев на 100000 жителей) [1]. Из существующих методов контроля лечения сердечно-сосудистых заболеваний наибольшую ценность приобретает методика электропунктурной диагностики (ЭПД), не оказывающая негативного влияния на организм человека. Метод позволяет проводить исследования электрических свойств биологически активных точек

(БАТ) человека с применением устройств, работающих на постоянном токе разной полярности [2, 3, 4]. При воздействии измерительным током на точку акупунктуры в случае ее нормального функционального состояния возникает равновесие между подаваемым и противостоящим возбуждением. Результатом этого воздействия является устойчивое показание прибора в диапазоне 50-65 мкА, имеющего шкалу в 100 мкА [2,5].

Целью научно-исследовательской работы является разработка аппаратно-программного комплекса исследования электрических параметров биологически активных точек человека. Конструктивное исполнение комплекса представлено на рис.1.

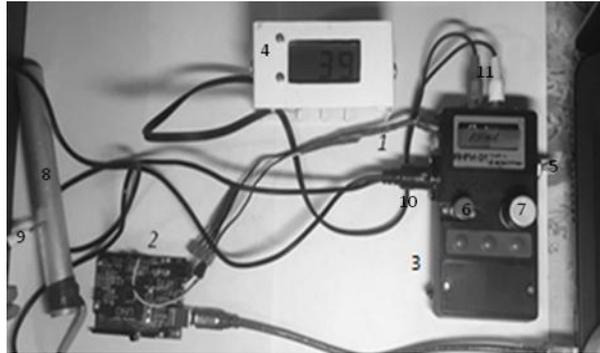


Рисунок 1 – Конструктивное исполнение аппаратно-программного комплекса исследования БАТ 1 – выводы к цифровому блоку; 2 – Arduino Uno; 3 – аналоговый блок; 4 – цифровой микроамперметр; 5 – тумблер вкл./выкл; 6 – кнопка смены полярности; 7 – тумблер для регулировки тока; 8 – пассивный электрод; 9 – активный электрод; 10 – вывод для пассивного и активного электродов; 11 – выводы для подключения цифрового микроамперметра

Основными техническими характеристиками аппаратно-программного комплекса являются: максимальная сила тока воздействия – 100 мкА; элемент питания прибора – 9 В; элемент питания цифрового микроамперметра – 3 В.

Схемы электрическая принципиальная и электрическая структурная аппаратно-программного комплекса представлены на рис. 2,3.

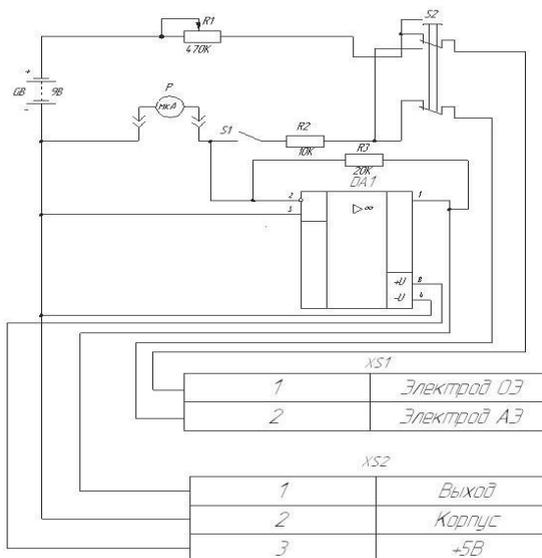


Рисунок 2 – Схема электрическая принципиальная аппаратно-программного комплекса

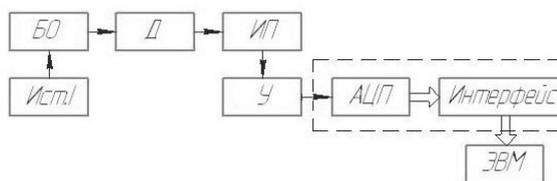


Рисунок 3 – Схема электрическая структурная аппаратно-программного комплекса

В ходе научно-исследовательской работы была разработана программная часть комплекса, интерфейс которой представлен на рис.4. После создания комплекса были сняты электрические показатели биологически активной точки, отвечающей за эндокард в течение лечения (рис. 4).

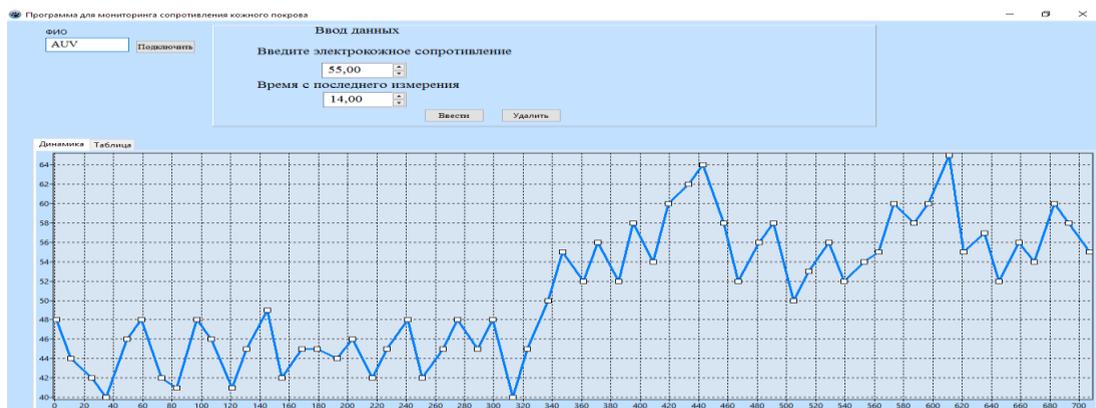


Рисунок 4 – Динамика электрического параметра биологически активной точки в течение лечения

В ходе научно-исследовательской работы был создан и протестирован аппаратно-программный комплекс исследования контроля лечения сердечно-сосудистых заболеваний, но также может быть использован для контроля других заболеваний. В дальнейшем планируется уменьшение габаритов данного комплекса и проведение расширенных исследований.

Библиографический список

1. Сердечно-сосудистые заболевания как медико-социальная проблема [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://studfiles.net/preview/3968774/page:39/> Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 03.03.2018).
2. Лупичев, Н.Л. Электропунктурная диагностика, гомеотерапия и феномен дальнего действия[Текст]/ Н.Л. Лупичев. – Москва: Ириус, 1990. - 124 с.
3. Калмыков С.В., Сагалеев А.С., Цыбиков А.С. Диагностика функционального состояния организма на основе электропунктурного метода Фолля // Вестник Бурятского государственного университета. – 2010. – Вып. 13. – С. 177–185.
4. Nakatani Y. Ryodoraku Akupuncture / Y. Nakatani, K. Yamashyta. – Tokyo, 1977.
5. Леднев И.А. Электропунктурная нейротерапия[Текст]: практическое пособие/И.А.Леднев. – Обинск: ЦИПК,1991. – 311 с.

УДК 616

ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ МАГНИТОТЕРАПИИ ПРИ ТРАВМАХ КОСТНОЙ ТКАНИ

Н.Р. Гавря

Научный руководитель Н.Н.Чернов доктор технических наук, профессор
Южный федеральный университет, г. Таганрог

Работа посвящена изучению применения магнитотерапии при травме костных тканей. Рассматриваются методы магнитотерапии, механизм воздействия магнитного поля на костные ткани и особенности использования магнитотерапии при лечении поврежденных костных тканей.

Ключевые слова: магнитотерапия, костная ткань, магнитное поле.

FEATURES APPLICATION OF MAGNETIC THERAPY FOR INJURIES OF THE BONE TISSUE

N.R. Gavrya

Scientific supervisor N.N. Chernov doctor of technical sciences, professor
Southern federal university, Taganrog

The work is devoted to the study of the use of magnetic therapy in bone tissue injury. The methods of magnetic therapy, the mechanism of the magnetic field effect on bone tissues and the features of the use of magnetic therapy in the treatment of bone tissue damage are considered.

Key words: magnetic therapy, bone tissue, magnetic field.

Магнитотерапия – это физиотерапевтический метод лечения, которой заключается в воздействии магнитного поля (МП) на человеческий организм. Магнитотерапия в основном применяется там, где лечение с помощью

традиционной медицины невозможно. Магнитотерапия может применяться как отдельно, так и совместно с другими методами лечения, поэтому пациент может сочетать свое лечение с этим методом без какого-либо риска. В магнитотерапии используется как переменное, так и постоянное магнитное поле.

Эффекты постоянного магнитного поля при воздействии северного и южного полюсов магнита различны. Так, например, воздействие северного полюса (МП): повышается внутренний потенциал организма, увеличивается умственная активность и работоспособность, повышается кислотность в организме, ускоряется рост и развитие микроорганизмов. А при воздействии южного полюса МП: уменьшается болевой синдром, оказывается противовоспалительное действие, прекращается рост и развитие бактерий, повышается эластичность сосудистой стенки, снижается кислотность, происходит успокаивающий эффект в отношении нервной системы [1].

При использовании переменного магнитного поля важно знать, что каждая клетка в теле человека имеет отрицательный заряд снаружи и положительный заряд внутри. Когда область тела травмирована или воспалена, это вызывает недостаток кровотока. В этой области уменьшается поступление кислорода и питательных веществ, всё это вызывает отсутствие полярности и нарушает естественные электрические токи в теле. Под действием магнитного поля в крови, состоящей из плазмы и клеток крови (эритроцитов, лейкоцитов и т. д.) возникают слабые токи, увеличивается скорость движения клеток по сосудам и улучшается полярность поврежденной клетки. Благодаря усилению кровотока ускоряется обмен веществ, необходимые питательные вещества и кислород быстрее достигают клеток, а токсины и другие продукты жизнедеятельности клеток быстрее выводятся из организма. Благодаря этому ткани, в том числе костные, быстрее регенерируют и восстановление проходит быстрее. Таким образом магнитная энергия считается катализатором, который ускоряет биологические процессы и позволяет организму уменьшить воспаление и исцелить себя [2].

Существующие приборы для проведения магнитотерапии в лечении костной ткани подразделяются на стационарные аппараты общей магнитотерапии, портативные приборы и магнитные аксессуары. Во время лечебного сеанса индукторы магнитного поля располагают на коже в области клинически значимой зоны, либо помещают конечности или все тело внутри цилиндрического индуктора (контакта с кожей при этом нет).

Существует два основных типа магнитотерапии при лечении поврежденной костной ткани переменным магнитным полем. Низкочастотная — относится к категории сосудорасширяющих, действие направлено на восстановление нарушенного кровообращения в тканях, которое достигается за счет расслабления мускулатуры сосудов. Гипс снижает эффективность метода, спицы усложняют процесс установки индуктора; Высокочастотная — под воздействием вихревых токов происходит нагревание тканей на 2-4 градуса,

наблюдается активизация белых кровяных клеток, в результате этих процессов повышается скорость выведения разрушенных клеток. Метод способствует также восстановлению костных тканей, на пораженном участке формируются новые сосуды, исчезает мышечный спазм, наблюдается анальгезирующее действие [3].

Восстановительное лечение основано на использовании магнитного поля, благотворно влияющего на активность ионов кальция, магния, калия и натрия. Соответственно сращение костей, поврежденных при переломе, происходит гораздо быстрее. Кроме того, применение магнитотерапии при переломах позволяет быстрее снимать отеки после репозиции. Время, требуемое для восстановления поврежденного участка при проведении физиотерапевтического лечения, с помощью магнитного поля, уменьшается вдвое.

Преимущества применения магнитотерапии в лечении травм костной ткани и её особенности заключаются в следующем. Пронизывающие кость мелкие кровеносные сосуды быстро восстанавливаются, а воздействие магнитного поля стимулирует кровоток. Применение магнитотерапии активизирует ионы кальция, магния, калия и натрия – элементов, без которых невозможно образование остеокластов. Благодаря противовоспалительному действию, которое оказывает магнитное поле, процедуры с их использованием помогают снять боль и отечность. Лечение магнитотерапией способствует регенерации тканей, улучшает их питание и активизирует клеточный метаболизм. За счет этого после магнитотерапии костная мозоль образуется быстрее, чем в тех случаях, когда терапия ограничивается иммобилизацией конечности [3].

Магнитотерапия – безболезненный и технически несложный метод физиотерапевтического воздействия, который можно использовать для восстановления костной и других видов тканей после их повреждений. Хорошая переносимость, низкая вероятность развития каких-либо осложнений и достаточный терапевтический эффект делают магнитотерапию достаточно востребованной. А возможность использования различных магнитных полей позволяет подбирать каждому пациенту оптимальный режим воздействия.

Библиографический список

1. Магнитотерапия: показания и противопоказания, польза и вред, при остеохондрозе, для суставов, в гинекологии [Электронный ресурс]: URL: http://zdravotvet.ru/magnitoterapiya-pokazaniya-i-protivopokazaniya-polza-i-vred-pri-osteoxondroze-dlya-sustavov-v-ginekologii/#h_11 (Дата обращения: 15.10.2018)
2. What is Magnetic Therapy? [Электронный ресурс]: URL: <https://magnetoterapiaefectos.com/en/> (Дата обращения: 15.10.2018)

3. Эффективность магнитотерапии при переломах [Электронный ресурс].: URL:<https://sustavi.guru/magnitoterapiya-pri-perelomah.html> (Дата обращения: 16.10.2018)

4. Магнитотерапия частей тела / Реабилитация при переломах: кости срастутся быстрее [Электронный ресурс].: URL: <http://magnitoterapiya.ru/reabilitatsiya-pri-perelomah-kosti-srastutsya-bistree/> (Дата обращения: 16.10.2018)

УДК 615.471.03.616 – 073.916.681.31

ОПЕРАТИВНАЯ РАДИОИЗОТОПНАЯ ДИАГНОСТИКА МЕТАСТАЗ И МАЛЫХ ОПУХОЛЕЙ

Н.Н. Чернов, М.Г. Сандросян, Р.А. Хади*, В.И. Мамай*

Южный федеральный университет, г. Таганрог

*ФГАНУ НИИ “Спецвузавтоматика, г. Ростов-на-Дону

Работа посвящена изучению метода оперативной радиоизотопной диагностики метастаз и малых опухолей. Рассматриваются механизмы проведения радионуклидной клинической диагностики злокачественных новообразований во время проведения операций и дальнейшие перспективы данного метода.

Ключевые слова: онкология, малые опухоли, радиоизотопная диагностика, операция.

OPERATIONAL RADIOISOTOPIC DIAGNOSTICS OF METASTASIS AND SMALL TUMORS

N.N. Chernov, M.G. Sandrosyan, R.A. Khadi *, V.I. Mamai *

Southern Federal University, Taganrog

* FGNU NII "Specvuzavtomatika", Rostov-on-Don

The work is devoted to the study of operational method of radioisotope diagnosis of metastasis and small tumors. The mechanisms of radionuclide clinical diagnostics of malignant tumors during operations and prospects of this method are considered.

Key words: oncology, small tumors, radioisotope diagnosis, surgery.

Общеизвестно, что онкологическая ситуация в мире остается неблагоприятной, как в экономически развитых, так и в развивающихся странах. Согласно данным статистики Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) за 2014 год, количество людей с диагностированными онкологическими заболеваниями превысило за год отметку в 14 миллионов человек по всему миру.

Риск развития злокачественных опухолей в возрасте 0-59 лет в 2014 г. в России составил 8,8%, в возрасте 0-69 лет – 19,0% (21,3% для мужчин и 17,7% для

женщин). По некоторым прогнозам, в ближайшее десятилетие смертность от рака на планете займет лидирующую позицию.

Одной из главных проблем онкологии является позднее выявление заболевания и рецидивы заболевания. Рецидив чаще всего возникает из-за недиагностируемости метастаз и малых опухолей при оперативном вмешательстве. Поэтому диагностика с помощью радиоизотопной интроскопии при проведении операции остается одной из наиболее актуальных задач современной медицины.

В последнее время значительное развитие получила диагностика метастаз и малых опухолей с помощью введения в организм человека радиоизотопов в индикаторных количествах. Подобные способы диагностики относятся к ядерной медицине. Один из её принципов основывается на свойстве злокачественной опухоли накапливать в себе радиоизотопы. Такие радиоизотопы называются радиофармпрепаратами (далее – РФП). Используются лишь РФП с низкой энергией (менее 250 кэВ), чтобы не вызвать у пациента осложнений. Как правило, это соединения препаратов, созданных на основе короткоживущих нуклидов (например, йод 123 или технеций 99), с различными органическими веществами. С их помощью можно произвести исследование (сканирование) опухолей, расположенных в различных участках тела и получить контрастное изображение опухолевого узла. Стоит отметить, что радиоизотопная диагностика имеет ряд преимуществ перед другими исследованиями. Например, метастазы рака в костях обнаруживаются изотопами на полгода раньше, чем при рентгеновской диагностике. Это безопасный и высокоинформативный метод, который позволяет своевременно обнаружить функциональные изменения в работе внутренних органов.

На сегодняшний день чаще всего проводят компьютерное радиоизотопное исследование – сцинтиграфию. После введения пациенту РФП, (в вену или ингаляционно) они, благодаря обмену веществ, концентрируются в пораженных опухолевой тканью органах, а также метастатических очагах. Излучение от изотопов улавливает гамма-камера, которую помещают над исследуемым органом. Это излучение преобразуется и передается на компьютер, на экран которого выводится изображение органа. Далее составляют карту очагов скопления РФП и судят о распространенности опухолевого процесса.

Но существующие установки для проведения такого вида диагностики отличаются большими размерами, что существенно сокращает область их эффективного использования и не применимы непосредственно в ходе операции. Кроме того, их невозможно применять в ходе малоинвазивных операций, которые в последнее время получили широкое развитие, в том числе и в онкологии.

Часто, во время выполнения операции, хирургу необходимо определить границу опухолевого роста в части органа или зону опухолевой инвазии в другой орган. Также остро стоит вопрос об интраоперационном выборе объема

лимфатической диссекции, что в конечном итоге влияет на сам объем хирургического вмешательства и степень его радикальности.

Таким образом, разработка и создание портативного прибора для интраоперационной радионуклидной диагностики злокачественных новообразований внутренних органов человека в ходе малоинвазивных оперативных вмешательств, является актуальной задачей. Данный прибор позволит существенно упростить процесс принятия решений хирургом (в т.ч. об объеме хирургического вмешательства) и повысить радикальность проводимых оперативных вмешательств.

Библиографический список

1. Паркер Р., Смит П., Тейлор Д. Основы ядерной медицины: Пер. с англ. – М.: Энергоиздат, 1981. – 303 с.
2. Сивошинский Д.С. Методологические основы радионуклидной диагностики//Радионуклидная диагностика / Под ред. Ф.М. Лясса. – М.: Медицина, 1983. – С. 17-67.
3. Клиническая рентгенорадиология. Т. 4. Радионуклидная диагностика. Компьютерная томография / Под ред. Г.А. Зедгенидзе. – М.: Медицина, 1985. – 368 с.
4. Наркевич Б.Я. Радиодиагностическая аппаратура // Радионуклидная диагностика / Под ред. Ф.М. Лясса. – М.: Медицина, 1983. – С. 96-130
5. И.А. Переслегин, Ю.Х. Саркисян Клиническая радиология – М.: Медицина, 1973. 456 с.
6. Изотопы. Свойства, получение, применение. // Под редакцией В.Ю.Баранова//М., ИздАТ, 2000, 704с.

УДК 57.089.22

РАЗРАБОТКА СРЕДСТВА ФОРМИРОВАНИЯ ЛАЗЕРНОГО МИКРОПУЧКА ДЛЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МИКРОИССЛЕДОВАНИЙ

Д.Г. Филон

Рязанский государственный радиотехнический университет, Россия, г. Рязань.

Статья посвящена разработке средства формирования лазерного микропучка для биологических микроисследований, а именно, выбору метода компрессии лазерного излучения, возможностях его реализации и применения.

Ключевые слова: компрессия, метод Доплера, микропучок, дифракционная решётка

DEVELOPMENT OF THE MEANS OF FORMING A LASER MICRO BEAM FOR BIOLOGICAL MICRO RESEARCH

D.G. Filon

Ryazan State Radio Engineering University, Russia, Ryazan

The article is devoted to the development of a means of forming a laser micro beam for biological micro research, namely, the choice of a method of compression of laser radiation, the possibilities of its implementation and application.

Keywords: *compression, Doppler method, micro beam, diffraction grating.*

Компрессия применительно к лазерной технике - это эффект сжатия импульсов излучения. Существующие на практике методы компрессии позволяют получать длительности импульсов порядка фемтосекунд, путём сжатия исходного импульса лазерного генератора, имеющий длительность порядка наносекунд или пикосекунд. Кроме того, с помощью методов компрессии, возможно существенно повысить мощность и интенсивность излучения, так как по закону сохранения вся энергия импульса распределённая в широком интервале времени, после сжатия концентрируется в коротком временном интервале.

Ультракороткие лазерные импульсы с широким диапазоном мощностей полученные с помощью таких методов применяются для многих целей, таких как: прецизионная обработка материалов, хирургические операции, создание нелинейных эффектов для новых исследований в области лазерного излучения. Отличительной чертой такого вида излучения, является высокая мощность в пике при малой длительности и умеренной средней мощности, которая позволяет воздействовать на материалы и ткани локально, то есть производить испарение (абляцию), не вызывая перепада температур и изменения структуры прилегающих слоёв. Характерным примером является хирургическая операция на глаза, где повышение температуры тканей на несколько градусов может вызвать отмирание тканей и свёртывание белков.

Суть методов состоит в пропускании лазерных импульсов через линию задержки, которая задерживает передний фронт импульса сильнее, чем задний. В результате, по мере движения через линию задержки, задний фронт постепенно догоняет передний, тем самым сокращая длительность импульса. Метод компрессии импульсов, который может быть технически реализован в современных лазерных системах, называется чирп-компрессия. Исходный импульс чирпируют путём пропускания через нелинейную среду с высокой степенью нелинейности, а затем приступают к компрессии в среде с аномальной дисперсией (рис.1).

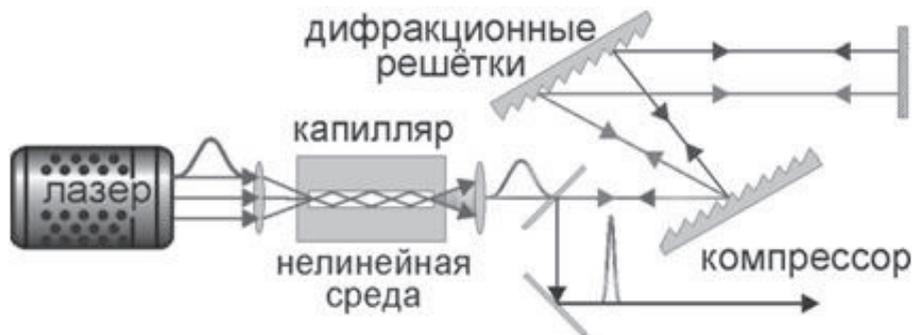


Рисунок 1 – Схема чирп компрессора

В качестве нелинейной среды используется оптическое волокно, в котором за счёт повышенной интенсивности и полного внутреннего отражения от границ сердцевины и оболочки, свет нелинейно взаимодействует с веществом. Далее лазерный пучок попадает в компрессор. В нём должна быть создана среда с аномальной дисперсией, которая в самом простом исполнении может быть создана из обыкновенных дифракционных решёток. Такая решётка подобно призме разлагает свет на лучи разных цветов за счёт нанесённых параллельных штрихов с интервалами порядка микрон. Полученные лазерные лучи можно заставить пройти разное расстояние, путём подбора углов и расстояния между решётками, а затем заново собрать в параллельный пучок с помощью дифракционной решётки и отразить в единый пучок с помощью глухого зеркала. Но данный метод имеет и существенное ограничение в виде ширины спектра $\Delta\nu$ и периода светового поля T , который не может быть короче нескольких фемтосекунд.

Для решения этой проблемы существуют методы, которые в теории позволяют достичь длины импульса порядка аттосекунд, это метод Доплер компрессии и метод инерционной компрессии. Они мало исследованы и сложны в реализации, однако при достижении спектрального предела, без компрессии с помощью уменьшения длины волны и увеличения частоты несущей не обойтись.

Метод Доплер компрессии схож по принципу с методом чирп компрессии. Однако для его реализации требуются громоздкие ускорительные установки для разгона электронов до релятивистских и ультрарелятивистских скоростей. Но возможен вариант реализации этого метода с более медленными электронами, если использовать многократное отражение (рис.2).

В качестве источников электронов можно использовать электронные пушки, которые испускают потоки электронов навстречу друг другу и при фазовой фокусировке образуют “электронные зеркала”. В результате отражений от таких “зеркал”, можно существенно сократить длину импульса. Важную роль этого метода играет форма “электронных зеркал”, поскольку на умеренных скоростях электроны не могут образовать плотную и гладкую поверхность. Для этих целей на выходе из электронных пушек используются

клистроны, которые фокусируют по фазе плотности потоков электронов. Также клистроны необходимы для синхронизации прихода в одну точку потока электронов и лазерных импульсов.

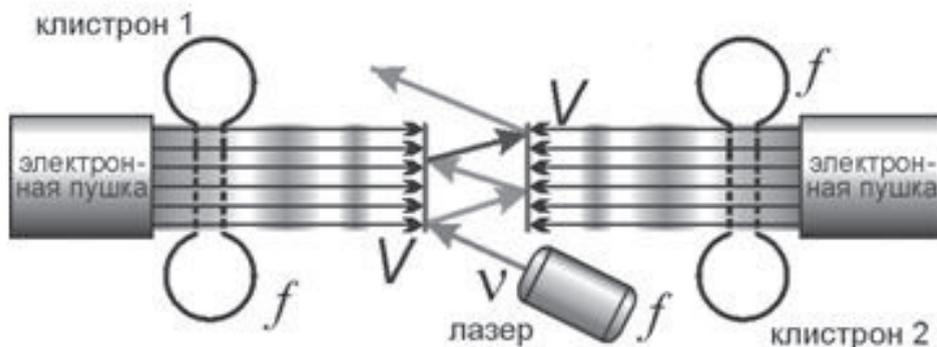


Рисунок 2 – Схема Доплер компрессора

Метод инерционной компрессии импульсов с помощью ускорения - это ещё менее разработанный метод, но более перспективный, так как нет необходимости разгонять частицы до околосветовых скоростей для сокращения длительности импульса и увеличения частоты несущей. Существенную роль данного метода играет ускорение частиц, а не их скорость как в эффекте Доплера. Суть инерционной компрессии состоит в воздействии лазерным излучением на свободные электроны, которые должны переизлучать свет на той же частоте за счёт томсоновского рассеяния. При этом, если заставить электроны двигаться с ускорением, можно значительно изменить длительность импульса и частоту несущей. На практике, метод не был исследован, поскольку необходим инерционный преобразователь частоты и компрессор импульсов, созданные на основе генератора аттосекундных импульсов.

Разработка средства формирования лазерного микропучка предполагает внесение ряда улучшений в уже существующие устройства, а именно применение компрессирующих систем на выходе из оптического квантового генератора. Приведённые выше методы, позволяют значительно повысить характеристики лазерных импульсов, такие как : мощность, интенсивность, позволяют сократить его длительность и увеличить частоту несущей. Выбор того или иного метода зависит только от типа лазера и принадлежности к его дальнейшему использованию. Для целей микробиологии и медицины, нет необходимости в колоссальных мощностях излучения, поэтому рациональным решением является разработка лазерной системы с применением методов чирп компрессии или упрощённой установки на методе Доплер компрессии.

Библиографический список.

1. Семиков С.А. МЕТОДЫ КОМПРЕССИИ ЛАЗЕРНЫХ ИМПУЛЬСОВ: учебно-методический материал. – Нижний Новгород, 2011.
2. Яшунин Д.А, Мальков Ю.А, Бодров С.Б. Фемтосекундная оптика: учебно-методическое пособие.- Нижний Новгород, 2014.
3. П. Г. Крюков, “Лазеры ультракоротких импульсов”, Квантовая электроника, 31:2 (2001), 95–119 [Quantum Electron., 31:2 (2001), 95–119]

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Л.А. Загирова

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

В статье приводится информация о сердечно-сосудистых заболеваниях, структурная схема устройство для синхронной регистрации сигналов электрокардиограммы и пульсовой волны. Приведено описание работы устройства.

Ключевые слова: *сердечно-сосудистая система, носимое устройство, синхронная регистрация ЭКГ и ПВ.*

DEVELOPMENT OF DEVICE FOR SYNCHRONOUS REGISTRATION OF ELECTROCARDIOGRAPH AND PULSE WAVE SIGNALS

L.Zagirova

Saint-Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI"

The article provides information about cardiovascular diseases, a block diagram of a device for synchronous recording of electrocardiogram signals and a pulse wave. There is a description of the operation of the device.

Key words: *cardiovascular system, wearable device, synchronous ECG and PW registration.*

По данным Всемирной организации здравоохранения проблемы с сердечно-сосудистой системой – является одной из главных причин смертности [1]. Сейчас есть возможность самостоятельно следить за своим здоровьем с помощью средств персональной диагностики в любом месте без особых усилий. Однако врачу необходимо знать о том, как функционирует сердечно-сосудистая система человека для выявления нарушений. Очень мало специалистов способны по словам пациента поставить диагноз о работе сердца, для этого им необходимо расшифровать сигналы ЭКГ, пульсовой волны, которые несут важную информацию о ССЗ. Поэтому в данной работе была

принята попытка решить эту задачу с помощью разработки носимого аппарата для синхронной регистрации пульсовой волны и ЭКГ [2].

На рисунке 1 представлена разработанная структурная схема устройства для синхронной регистрации сигналов ЭКГ и ПВ.

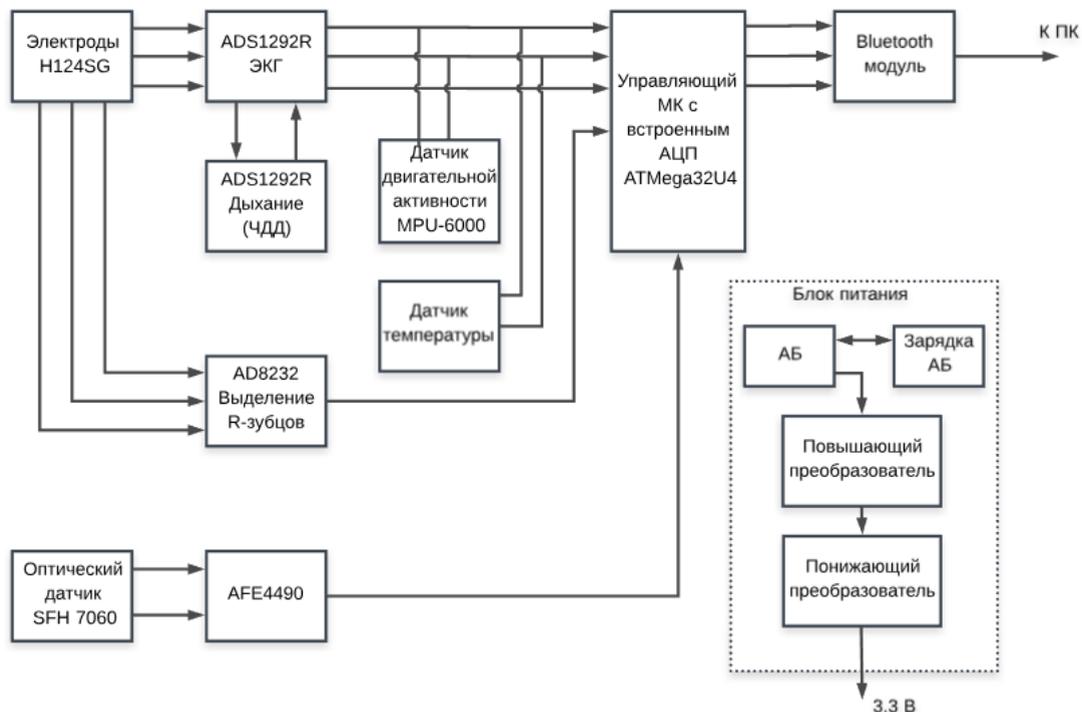


Рисунок 1 – Структурная схема устройства для синхронной регистрации ЭКГ и ПВ

Где H124SG – электроды для регистрации ЭКГ, SFH 7060 – оптический датчик для регистрации ПВ, ADS1292R – микросхема для обработки сигнала ЭКГ и ЧД, AD8232 – микросхема для обработки R-зубцов, AFE4490 – микросхема для обработки сигнала ПВ, ATMega32U4 – Управляющий микроконтроллер, MPU-6000 – датчик двигательной активности. Блок питания представляет собой: аккумуляторные батареи (АБ) в 3,7В и зарядка АБ, DC/DC-преобразователь, Виск-преобразователь. Для связи устройства с ПК применяется Bluetooth-интерфейс.

Для регистрации ЭКГ-сигнала используется блок из 3 электродов (1 нагрудный и 2 на конечности), сигнал с которых поступает на 3 параллельных канала обработки. Два канала организованы на базе базе ADS1292R, представляющий собой интегрированное решение с входным блоком программируемых усилителей (PGA-матрица), блоком предварительной фильтрации высокочастотных помех и сигма-дельта АЦП высокого разрешения (до 24 бит). Встроенный в микросхему реографический канал ADS1292R обеспечивает измерение дыхательного импеданса с разрешением до 20 МОм, что позволяет вести точный мониторинг и оценку корреляции

дыхания пациента с отклонениями в сигналах ЭКГ. Третий канал для анализа ВСР на базе микросхемы AD8232, представляющий собой чисто аналоговое решение для выделения R-зубцов. Выходной аналоговый сигнал подается на АЦП АТМega32U4.

Регистрация пульсовой волны осуществляется с помощью инфракрасного датчика SFH 7060. Для управления оптическим датчиком и обработки сигнала с фотодиода используется микросхема AFE4490. Регистрируемые сигналы передаются на персональный компьютер, для дальнейшей обработки, в цифровом виде через Bluetooth-интерфейс, который встроен в плату. Устройство крепится напротив сердца с помощью нагрудного ремня, сделанного из эластичной ткани. Регистрация сигналов может производиться как в спокойном состоянии человека, так и в движении.

Библиографический список

1. Р. Г. Оганов / Сердечно-сосудистые заболевания в начале XXI века: медицинские, социальные, демографические аспекты и пути профилактики/ Федеральный справочник. Здравоохранение России. – 2013. – Т. 13. – С. 257–264.
2. А. Малосиев «Обзор персонального кардиомонитора CardioQVARK. Одобрено Apple, сделано в России», 9 июня 2016 г. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.iphones.ru/iNotes/577205> .

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ ПОТОКА ВОЗДУХА

Е.А. Федоров, Н.Г. Калинин

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

В данной работе представлен первый этап разработки устройства для проверки аппаратов ИВЛ. Он включает в себя разработку модуля для измерения скорости потока воздуха. В ходе работы было рассмотрено два метода измерения скорости: ультразвуковой и метод измерения скорости по разнице давлений с использованием сужающего устройства.

Ключевые слова: *измерение скорости потока воздуха, искусственная вентиляция легких.*

DEVELOPMENT OF A MODULE FOR MEASURING THE AIRFLOW

E.A. Fedorov, N.G. Kalinin

Saint-Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI", Saint-Petersburg

In this paper, the first stage of the development of an apparatus for testing ventilators is presented. It includes the development of the installation measuring the velocity of the air. In the course of the work, two methods of measuring speed were considered: ultrasonic and the method of measuring velocity by the difference in

pressure using a narrowing device.

Key words: *air flow measurement, mechanical ventilation.*

Разработка модели для расчета потока необходима для дальнейшего проектирования устройства, предназначенного для проверки аппаратов искусственной вентиляции легких (ИВЛ). На сегодняшний день на российском рынке представлены устаревшие устройства, например, КП-3м. Данное оборудование уже не отвечает современным требованиям: имеет очень узкий диапазон измеряемых параметров, низкую информативность, большие размеры. Зарубежные устройства (например, Citrex H4) обладают гораздо большими возможностями, однако, при этом являются крайне дорогими и сложными в эксплуатации.

Первым этапом разработки устройства для проверки ИВЛ является создание системы способной измерять скорость потока воздуха. Существует большое количество методов измерения скорости потока: ультразвуковой [1], термоанемометры [2], чашечные анемометры, измерение перепада давления с использованием различных сужающих устройств [3,4,5].

В процессе разработки были рассмотрены два метода измерения: ультразвуковой и метод измерения перепада давления с использованием трубки Вентури. Первый метод оказался наиболее трудным в реализации, поэтому в ходе проектирования от него пришлось отказаться. На данный момент принято решение использовать метод с разностью давлений. Однако, в данной работе будут описаны оба метода и способы их реализации.

В ультразвуковом методе использовались две разнонаправленные ультразвуковые волны. Так как ультразвуковая волна является механическим колебанием воздуха, то при распространении ультразвуковой волны по движущемуся потоку воздуха, ее скорость изменится. К скорости ультразвука будет добавляться или вычитаться скорость потока воздуха, в зависимости от их взаимного направления. При сонаправленном движении скорости будут складываться, при противоположном вычитаться.

Таким образом, при использовании пары датчиков, можно вычислить скорость воздуха по следующему выражению (1):

$$V_{\text{возд}} = \frac{(C_1 - C_2)}{2}, \quad (1)$$

где c_1 и c_2 – скорости звука волн двух разнонаправленных пар датчиков. Так же по полученному значению, в зависимости от знака, можно определить направление потока воздуха по трубке. Тестовое устройство представляло из себя: трубку, внутри которой были размещены две пары датчиков (два приемника и два излучателя), управляющее устройство (платформа Arduino) и ПК. В ходе реализации данного способа возник ряд проблем: невысокая точность измерения используемого управляющего устройства, низкая точность имеющихся датчиков, а также чувствительность самого метода. Однако, иногда

удавалось получить качественно верные данные, но непродолжительное время.

По итогу проделанных испытаний было принято решение отказаться от использования данного метода для создания устройства по проверке аппаратов ИВЛ. Однако, сам метод видится нам достаточно перспективным и удобным в реализации, также он может иметь высокую точность измерений, при удачном подборе датчиков и управляющего устройства.

Во втором методе использовалось сужающее устройство трубка Вентури. Труба Вентури представляет собой трубку с горловиной, включаемую в разрыв трубопровода, используемую для измерения расхода или скорости потока газов и жидкостей. В основе принципа действия трубки Вентури лежит эффект Вентури — явление уменьшения давления в потоке жидкости или газа, когда этот поток проходит через суженный участок трубы, что, в свою очередь, является прямым следствием действия закона Бернулли.

Трубка Вентури, схема которой показана на рисунке 1, состоит из входного конуса конфузора (2), горловины (3) и диффузора (4). Для выравнивания давления на периферии горловина и входной конус имеют кольцевые усредняющие камеры (1), в нижней части которых устанавливают приспособления для спуска жидкости или газа. Отводы от трубы подключают к дифференциальному датчику давления. Поток воздуха рассчитывается по формуле (2):

$$Q_0 = \alpha \cdot \varepsilon \cdot \frac{\pi \cdot d^4}{4} \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta P}{\rho}}, \quad (2)$$

где Q_0 – объёмный расход, м³/ч, α – коэффициент расхода, зависящий от формы трубы, ε – коэффициент расширения, зависящий от свойств газа, d – диаметр отверстия сужающего устройства, м, ΔP – перепад давления среды при течении через сужающее устройство, Па, ρ – плотность газа, кг/м³.

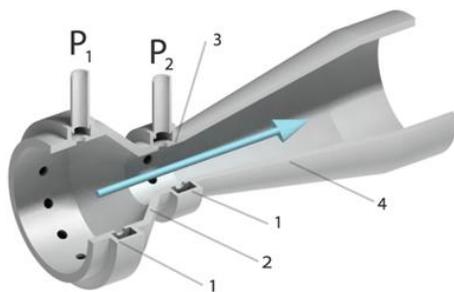


Рисунок 1 – Схема трубы Вентури

В результате анализа и обработки данных полученным этим методом оказалось, что после калибровки устройства все значения оказываются качественно верными, сигнал имеет очень слабые помехи и сам метод может

давать очень точные результаты. Поэтому принято решение использовать именно этот метод для реализации итогового устройства.

Однако, этот метод включает в себя достаточно большой объем математической обработки входных значений, и результаты, полученные тестовым образцом, количественно являются неверными. Все расчетные формулы, взятые из комплекса межгосударственных стандартов ГОСТ 8.586.1-2005 - ГОСТ 8.586.5-2005, требуют корректировки. На следующем этапе мы ставим задачей найти и скорректировать все требуемые коэффициенты в лабораторных условиях посредством доступных устройств (например, Citrex Н4). В ходе проведенной работы было рассмотрено два метода измерения потока расхода воздуха для разработки устройства проверки аппаратов ИВЛ: ультразвуковой и метод с использованием трубки Вентури. По результатам обработки полученных данных было установлено, что наиболее оптимальным, является метод с измерением разности давлений с использованием трубы Вентури.

Библиографический список

1. I.J. O'Sullivan, W.M.D. Wright, Ultrasonic measurement of gas flow using electrostatic transducers, Ultrasonics, Volume 40, Issues 1–8, 2002, Pages 407-411. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0041624X02002597>)
2. F Maily, A Giani, R Bonnot, P Temple-Boyer, F Pascal-Delannoy, A Foucaran, A Boyer, Anemometer with hot platinum thin film, Sensors and Actuators A: Physical, Volume 94, Issues 1–2, 2001, Pages 32-38. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424701006689>)
3. W. Jitschin, M. Ronzheimer, S. Khodabakhshi, Gas flow measurement by means of orifices and Venturi tubes, Vacuum, Volume 53, Issues 1–2, 1999, Pages 181-185. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0042207X98003522>)
4. Измерение расхода и количества жидкостей и газов с помощью стандартных сужающих устройств – Комплекс межгосударственных стандартов ГОСТ 8.586.1-2005 - ГОСТ 8.586.5-2005
5. Измерение расхода и количества жидкостей и газов с помощью стандартных сужающих устройств – Комплекс межгосударственных стандартов ГОСТ 8.586.1-2005 - ГОСТ 8.586.5-2005

ЭЛЕКТРОПУНКТУРНАЯ ДИАГНОСТИКА

Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Метод электропунктуры возник как синтез классической китайской акупунктуры и технических средств. Результатом анализа этих измерений являются заключение о возможных патологических процессах или выраженных нарушениях адаптивной регуляции в органах и системах, связанных с данными точками, и постановка предварительного диагноза.

Ключевые слова: электрокожное сопротивление, аппаратная диагностика, Риодораку.

ELECTRO-DIAGNOSTIC

D.R. Muhametkalieva

Ufa state aviation technical University, Ufa

The method of electropuncture appeared as a synthesis of classical Chinese acupuncture and technical means. The result of the analysis of these measurements is the conclusion about possible pathological processes or expressed violations of adaptive regulation in organs and systems associated with these points, and the formulation of a preliminary diagnosis.

Key words: electrocutaneous resistance, hardware diagnostics, Ryodoraku.

Электропунктурная диагностика — метод аппаратной диагностики, заключающийся в воздействии током слабой силы на точки акупунктуры, или биологически активные точки (БАТ), расположенные на пальцах, с последующим измерением кожного сопротивления (потенциала) в этих точках, по которому можно судить об активности связанных с ней органов и систем[1]. Результатом анализа этих измерений являются заключение о возможных патологических процессах или выраженных нарушениях адаптивной регуляции в органах и системах, связанных с данными точками, и постановка предварительного диагноза.

Метод электропунктуры возник как синтез классической китайской акупунктуры и тех технических возможностей, которые принёс с собой двадцатый век. Метод акупунктуры применяется китайскими врачами более 3000 лет. Дословный перевод термина: аку - игла, пункт - точка, метод иначе известен под названием иглорефлексотерапии[2]. Таким образом, электропунктура - это метод использующий для своих целей китайские акупунктурные точки, но для съёма с них информации, вместо игл применяющий специально разработанные электроды.

В 1956 году японский учёный И.Накатани предложил свой способ инструментальной диагностики меридианов. В результате многолетнего

исследования электрокожного сопротивления биологически активных точек, он пришёл к выводу о зависимости этого показателя от функционального состояния связанных с ними органов. В областях проекции классических китайских акупунктурных точек Накатани определял точки имеющие более низкое, чем окружающая кожа, сопротивление. Данные точки лежали на линиях с повышенной электропроводностью, расположение которых совпадало с ходом акупунктурных меридианов. Поэтому метод получил название «**Риодораку**» (от японского: гуо – хорошо, до – (электро) проводность, раку – линия)[3]. При этом Накатани была выявлена закономерность изменения электрического сопротивления в репрезентативных точках (в качестве которых используется дистальная группа точек, состоящая в основном из точек «пособников») и энергетического состояния меридиана, а соответственно и органа (органов) с ним связанного. Накатани была разработана достаточно удобная и наглядная диагностическая карта, наиболее оптимальная для врачей мыслящих категориями китайской акупунктуры. В дальнейшем различными исследователями предлагались многочисленные алгоритмы расчета измерений по Накатани, позволяющие интерпретировать результаты и под углом зрения европейского врача.

Родина одной из самых распространённых электропунктурных методик - метода Р.Фолля - Германия. Среди немецких соратников и последователей этого автора для обозначения метода применяется не совсем точный термин – электроакупунктура. Строго говоря, электроакупунктурой следовало бы назвать (и действительно называют) метод воздействия электрическим током через введённые акупунктурные иглы. Такой способ обычно применяется, и достаточно успешно, для анестезии (обезболивания) при хирургических операциях. Основные принципы метода Фолля заключаются в том, что организм и его функционирующие системы являются источником чрезвычайно слабых электромагнитных колебаний в широком спектре частот[4]. Эти колебания называются гармоничными. При появлении патогенных факторов или заболевании в организме образуются новые источники электромагнитных колебаний - так называемые "патологические" колебания, которые нарушают физиологическое равновесие, разрывая отлаженную систему регулирования организма. Р. Фолль показал, что биологически активные точки способны в зависимости от функционального состояния внутренних органов и систем изменять сопротивление кожи к электрическому току.

Библиографический список

1. Электропунктурная диагностика [Электронный ресурс]-URL: <http://meddoc.com.ua/elektropunktturnaya-diagnostika/> (дата доступа 26.10.2018).
2. Электропунктура [Электронный ресурс]-URL: <https://osoznanie.org/1186-elektropunktura.html/> (дата доступа 26.10.2018).
3. Ф. Крамер. Учебник по электроакупунктуре. Москва. "Имедис". 1995г.

4. Методическое пособие по работе с аппаратно-программным комплексом Life Expert Profi [Электронный ресурс]-URL: <http://vidasanasz.com/life-expert-profi-toolkit/> (дата доступа 26.10.2018).

УДК 60-7

ОСНОВНЫЕ МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Основными методами диагностики являются метод Накатани и метод Фолля. Объектом исследования в методике Накатани является меридиан, содержащий (интегрирующий) определенное количество БАТ, которые соответствуют какому-нибудь органу или системе. Метод Фолля основан на корреляции между электропроводностью биологически активных точек (БАТ) и функциональным состоянием органов и систем пациента.

Ключевые слова: электропроводность, биологически активные точки, функциональное состояние органов, электропунктура.

THE MAIN METHODS OF ELECTRO-DIAGNOSTICS

D.R. Muhametkalieva

Ufa state aviation technical University, Ufa

The main diagnostic methods are the Nakatani method and the Voll method. The object of study in the method of Nakatani is a Meridian containing (integrating) a certain amount of BANT, which correspond to any body or system. The Voll method is based on the correlation between the electrical conductivity of biologically active points (BAT) and the functional state of the patient's organs and systems.

Key words: electrical conductivity, biologically active points, functional state of organs, electropuncture.

Электропунктурная диагностика — метод аппаратной диагностики, заключающийся в воздействии током слабой силы на точки акупунктуры, или биологически активные точки (БАТ), расположенные на пальцах, с последующим измерением кожного сопротивления (потенциала) в этих точках, по которому можно судить об активности связанных с ней органов и систем[1].

Основными методами диагностики являются метод Накатани и метод Фолля.

Объектом исследования в методике Накатани является меридиан, содержащий (интегрирующий) определенное количество БАТ, которые соответствуют какому-нибудь органу или системе. Поэтому метод Накатани иногда называют интегральным методом рефлексодиагностики. В методе используются показания шести симметричных точек на обеих руках,

расположенных по три на тыльном и лицевом сгибах ладони[2]. Шесть точек на каждой ступне, четыре на внутренней стороне и две на внешней. Электропроводность БАТ измеряется при двух противоположных направлениях постоянного тока. Е. Накатани ввел понятие “физиологический коридор”. Для оптимально функционирующего органа основными характеристиками являются не абсолютные значения физиологических показателей, а их симметрия и минимальный разброс значений. При любых нарушениях в работе органа проводимость соответствующей БАТ изменяется на величину от 30 до 200 % от показаний здорового органа. Если асимметрия более 10 %, орган “выпадает” из “физиологического коридора” и нуждается в терапии. Для воздействия на БАТ применяется постоянный ток величиной 200 мкА при напряжении до 12 В. Время воздействия 7 секунд. Недостатком этого метода являются большие значения тока и напряжения, которые при длительном ежедневном наблюдении могут быть небезопасными.

Метод Фолля – метод электропунктурной диагностики и терапии, основанный на корреляции между электропроводностью биологически активных точек (БАТ) и функциональным состоянием органов и систем пациента. Диагностика организма по Фоллю используется для постановки диагноза по результатам измерения электрического сопротивления тела человека.

Метод диагностики по Фоллю основан на том, что при раздражении акупунктурной точки слабым электрическим током (порядка 12 мкА) в ней измеряется кожное сопротивление, по величине которого можно судить о состоянии организма.

Особенность метода измерения состояния БАТ, предложенного немецким ученым Р. Фоллем, заключается в использовании для измерения малых токов, что уменьшает влияние тока на состояние БАТ и дает возможность проведения многочисленных экспериментов.

Основной трудностью при проведении измерений методом Р. Фолля является очень сильная нелинейность вольт-амперной характеристики БАТ[3]. Поэтому выбор и постоянство тока для измерения (5...20 мкА) является основным фактором достижения результата. Кроме того, при значении тока менее 5 мкА и напряжении на электродах менее 1 В произвести измерения просто невозможно, так как при таком токе отсутствует отклик точки на внешнее раздражение, а при токах более 200 мкА и напряжении на электродах более 12 В в организме могут произойти нежелательные отрицательные изменения.

В своей методике измерения Р. Фолль условно использовал шкалу на 100 единиц. Значение в 50-60 единиц на шкале прибора — абсолютное энергетическое равновесие точки и нормальное состояние здоровья органа, с которым она связана. Менее 50 единиц — нарушение внутренней структуры органа, дефицит у него жизненных сил. Значения от 70 до 100 единиц — воспалительные процессы в организме.

Следует учесть тот факт, что состояние точки может очень сильно изменяться в зависимости от времени суток, поэтому при длительных наблюдениях для увеличения достоверности результатов необходимо проводить измерения в одно и то же время.

Библиографический список

1. Электropунктурная диагностика [Электронный ресурс]-URL: <http://meddoc.com.ua/elektropunktturnaya-diagnostika/> (дата доступа 26.10.2018).
2. [Электронный ресурс]-URL: <http://nauchebe.net/2012/08/fizioterapiya-na-domu-sxemu-ustrojstv-i-teoriya/> (дата доступа 26.10.2018).
3. А.В. Самохин, Ю. В. Готовский. Электropунктурная диагностика и терапия по методу Р. Фолля. Москва "Имедис". 1995г.

УДК 612.741

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ПОРТАТИВНОГО МИОСТИМУЛЯТОРА

К.В. Сидоров, А.В. Андреев

Тверской государственной технической университет, г. Тверь

Приведено описание портативного миостимулятора, разработанного на базе интегрального таймера NE 555. Описаны структурно-функциональная и принципиальная схемы. Продемонстрированы режимы работы миостимулятора.

Ключевые слова: миостимулятор, электростимуляция, стимуляция мышц, электрические импульсы.

DESIGN OF A PORTABLE MUSCLE STIMULATOR

K.V. Sidorov, A.V. Andreev

Tver State Technical University

The description of the portable muscle stimulator developed on the basis of the integrated timer NE555 is given. The structural-functional and principal schemes are described. Demonstrated modes of operation of the muscle stimulator.

Keywords: muscle stimulator, electrical stimulation, muscle stimulation, electrical impulses.

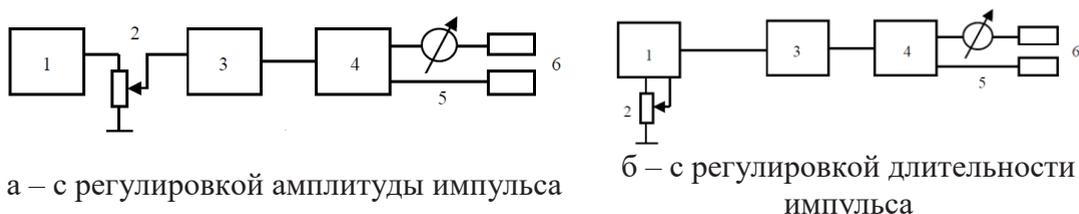
В настоящее время в медицинской практике широко применяются методы электростимуляции, например, при лечении ожирения, целлюлита и коррекции фигуры, при восстановлении мышц после длительной иммобилизации от переломов, при заболеваниях суставов и позвоночника, при нарушении осанки и сколиозах, а также на различных этапах тренировочных циклов у спортсменов и т.д. [1]. На рис. 1 представлены примеры импульсных токов различной формы, используемых в вышеприведенных случаях,

позволяющих получать разнотипные терапевтические эффекты.



Рисунок 1 – Импульсные токи (абсцисса – t , сек; ордината – U , В):
 а – прямоугольные; б – трапецеидальные; в – треугольные; г – колоколообразные

Прямоугольные импульсы (рис. 1, а) в большинстве случаев используются в электростимуляции, так как легко генерируются, регулируются и дозируются. Трапецеидальные импульсы (рис. 1, б) представляют собой комбинацию треугольного и прямоугольного импульсов. Треугольные импульсы (рис. 1, в) наиболее часто применяются в противоболевых ситуациях. Колоколообразные импульсы (рис. 1, г) используются при работе с низкими частотами. На зарубежном и отечественном рынках присутствует большое разнообразие миостимуляторов. В простейшем виде миостимулятор представляет собой устройство, приведенное на рис. 2.



а – с регулировкой амплитуды импульса

б – с регулировкой длительности импульса

Рисунок 2 – Блок-схема миостимулятора: 1 – задающий генератор; 2 – регулируемый элемент;

3 – усилитель мощности; 4 – блок разделения; 5 – индикатор; 6 – электроды

Стоимость подобных электростимуляторов варьируется от нескольких тысяч до десятков тысяч рублей, но стоит отметить тот факт, что фактически отсутствуют недорогие стимуляторы с регулируемыми режимами работы [2]. В особенности портативные миостимуляторы, которые можно настраивать для улучшения терапевтического эффекта у человека.

На основе вышеприведенных схем (рис. 2) для наших целей была спроектирована структурно-функциональная схема миостимулятора (рис. 3).

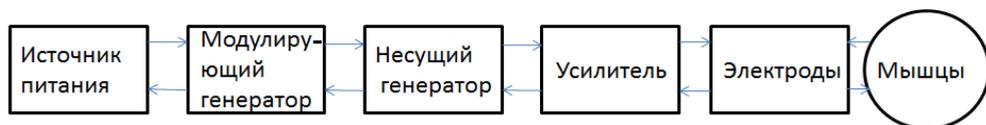
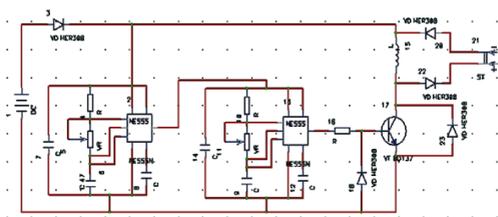


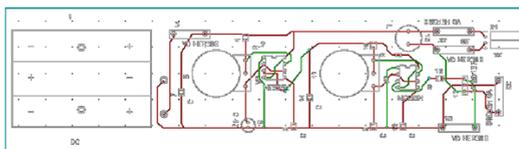
Рисунок 3 – Структурно-функциональная схема портативного миостимулятора

Источник питания обеспечивает работу элементов и энергию для генерации стимулирующего тока. Генератор модулирующей частоты задает форму сигнала стимуляции и интервалы между импульсами. Генератор несущей частоты задает импульсы. Усилитель мощности сигнала предназначен для обеспечения необходимой мощности сигнала, поступающего на выход стимулятора. Электроды, закрепленные на коже, передают усиленный сигнал на мышцы. Особое внимание в работе было отведено генераторам, которые реализованы на основе интегрального таймера NE 555 [3].

На основе структурно-функциональной схемы и технической документации к интегральному таймеру NE 555 в программном комплексе P-CAD реализована принципиальная схема миостимулятора (рис. 4).



а – принципиальная схема

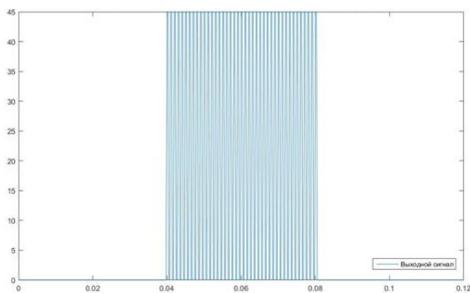


б – печатная плата

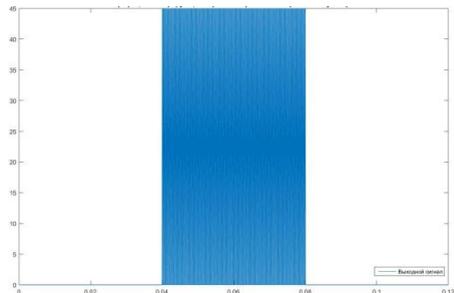
Рисунок 4 – Портативный миостимулятор

Диоды, показанные на принципиальной схеме (рис. 4, а), направляют токи и служат в качестве защиты от перенапряжения и выгорания элементов, а также позволяют выпрямлять ток в генераторах. Сами генераторы сконструированы таким образом, чтобы на них можно было регулировать частоту стимуляции. Усилитель представляет собой транзистор BD137 или его аналог KT815Б. Данный транзистор включается в схему с общим эмиттером и позволяет усилить сигнал, выходящий из генератора в 10 раз.

Миостимулятор имеет несколько режимов работы, вследствие того, что можно регулировать частоты модулирующего и несущего генератора. Эмпирически были подобраны наиболее оптимальные значения настроечных параметров для генераторов. Для 1-го режима работы за интервал 0,5 секунды генерируется 500 прямоугольных импульсов; для 2-го режима – за интервал 0,5 секунды генерируется 2500 импульсов; для 3-го режима (рис. 5, а) – за интервал 0,04 секунды генерируется 40 импульсов; для 4-го режима (рис. 5, б) – за интервал 0,04 секунды генерируется 200 импульсов.



а – 3-й режим



б – 4-й режим

Рисунок 5 – Режимы функционирования миостимулятора:
абсцисса – t , сек; ордината – U , В

Разработанный миостимулятор был использован при формировании баз биомедицинских сигналов (выборка паттернов ЭЭГ, ЭМГ, ЭКГ, РЭГ и речевых сигналов), отображающих изменение эмоциональных реакций человека при применении соматосенсорной стимуляции. Устройство показало свою работоспособность, в дальнейшем предполагается его модернизация.

Работа выполнена в рамках гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых - кандидатов наук (МК-1898.2018.9).

Библиографический список

1. Сахабиева Э.В. Электротерапевтическая аппаратура: учебное пособие. Казань: КНИТУ, 2013. 152 с.
2. Обзор рынка миостимуляторов [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://rusadvice.org/house/family/home-life/obzor_rinka_miostimulyatorov.html (дата обращения: 20.10.2018).
3. Подробное описание, применение и схемы включения таймера NE 555 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://ledjournal.info/spravochnik/ne555-datasheet.html> (дата обращения: 20.10.2018).

УДК 004.9:612

МОБИЛЬНЫЕ ДАТЧИКИ БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

А.И. Ефимов¹, Е.В. Бармин², В.А. Дерябин³

ФГБОУ ВО «РГРТУ»¹, ООО ИК СИБИНТЕК², ООО "СколковоТех"³, г. Рязань

В статье приводится описание используемых в настоящее время мобильных датчиков биометрической информации, а также анализируются перспективы развития данной области.

Ключевые слова: биометрия, датчики биометрической информации

MOBILE BIOMETRIC INFORMATION SENSORS

A.I. Efimov, E.V. Barmin, V.A. Deryabin

RSREU, Ltd. IC SIBINTEK, Ltd. "SkolkovoTech", Ryazan

The article provides a description of currently used mobile biometric information sensors, as well as analyzes the prospects for the development in this field.

Key words: *biometrics, biometric information sensors*

Текущий этап развития человеческого общества характеризуется повсеместным внедрением и лавинообразным ростом количества применяемых в повседневной жизни информационных технологий и решений. Одним из наиболее динамично развивающихся направлений в данной области является рынок мобильных устройств различного назначения. Функциональные возможности и возможные области применения мобильных устройств постоянно расширяются.

С мобильными технологиями каждый из нас сталкивается ежедневно или же ежечасно, когда берет в руки смартфон, весьма трудно отыскать человека, не использующего мобильные устройства. Одним из основных способов аутентифицировать своего владельца раньше выступал пароль или графический ключ, представляющий собой соединение расположенных на экране точек в определенной последовательности.

Но недавно внедренная технология сканирования и сопоставления отпечатков пальцев на смартфоне, позволяющая с легкостью получить доступ к своему устройству, не требует запоминать сложные пароли или графические ключи. Однако даже в самых дорогих моделях ведущих лидеров производства мобильных устройств на текущий момент нет возможности распознавания живой составляющей эпидермиса [1].

Следует отметить, что это далеко не единственный датчик биометрической информации в смартфоне или дополнительном аксессуаре к нему, который может быть установлен в эти мобильные решения. Таким примером могут выступать умные часы и фитнес-трекеры.

В основном используются датчики для считывания статических биометрических параметров: отпечатков пальцев, геометрии руки, сетчатки глаза и т. п., но возможно и применение средств идентификации динамических параметров: динамики воспроизведения подписи или рукописного ключевого слова, голоса и т. п. [2].

Но при применении подобных устройств возникают вопросы относительно их надежности и того, насколько можно доверять выдаваемой ими информации.

На текущий момент наиболее близкими к сертифицированным медицинским устройствам являются аппаратные решения от корпорации Apple. Речь идет про их умные часы – Apple Watch.

Последние нововведения в Apple Watch Series 4 (наиболее продвинутая

модель) – это ЭКГ-датчик, позволяющий записать полную электрокардиограмму за 30 секунд, все собранные данные автоматически передаются в приложение «Здоровье» на iOS. Также эти измерения могут быть направлены для расшифровки лечащему врачу. Как сообщает Apple, новый сенсор сертифицирован Управлением по контролю качества пищевых продуктов и лекарственных препаратов (FDA). Это означает, что в США смарт-часы могут официально использоваться в качестве медицинского прибора [3].

Благодаря новому ЭКГ-датчику устройство, помимо обычного измерения частоты сердечных сокращений, позволяет осуществлять выявление нарушений ритма сердца. Устройство позволяет распознавать аномальный сердечный ритм, фибрилляцию предсердий и другие отклонения от нормы на ранних этапах.

Аналогов этого решения корпорации Apple на текущий момент нет. Имеется в виду именно сертификация в FDA, о которой говорилось ранее. Иные решения с кардиографом можно встретить в Galaxy Watch от Samsung Group, Amazfit Bip от Xiaomi и в других.

В настоящий момент представляется востребованным и перспективным создание, соответствующая сертификация и повсеместное внедрение мобильных датчиков для биометрических измерений и оценки значений биомаркеров (характеристика, которую можно объективно измерить, и которая может служить в качестве индикатора физиологических и патологических биологических процессов или фармакологических ответов на терапевтическое вмешательство [4]). В частности, речь может идти о создании устройств для измерения температуры, пульса, частоты дыхания, артериального давления и т.д.

Принципиальным отличием приборов, поставляемых в медицинские учреждения, является гораздо более специфичный набор функций и возможности и значительно большая стоимость и габариты. Естественно, точность измерения биометрических показателей в них существенно выше, но неподготовленный специалист вряд ли сможет взять на себя управление и задание каких-либо функций.

Таким образом, широкое применение мобильных датчиков биометрической информации можно рассматривать как дополнительное средство диагностики и выявления потенциально опасных состояний здоровья человека, что, учитывая широчайшее распространение платформ, пригодных для внедрения данных устройств, способно оказать существенное влияние на состояние здоровья социума в целом.

Библиографический список

1.Строение и основные функции кожи человека [Электронный ресурс]: russianusa.tarima.org - <http://russianusa.tarima.org/skin-physiology.html> (дата обращения 1.10.2018)

2. Биометрические технологии [Электронный ресурс] URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Биометрические_технологии (дата обращения 7.10.2018)

3. Apple укрупнила "умные" часы и добавила ЭКГ-датчик [Электронный ресурс]: hitech.vesti.ru - <https://hitech.vesti.ru/article/1050203> (дата обращения 12.10.2018)

4. Биомаркер [Электронный ресурс]: [ru.wikipedia.org](https://ru.wikipedia.org/wiki/Биомаркер) - <https://ru.wikipedia.org/wiki/Биомаркер> (дата обращения 7.10.2018)

УДК: 615.47

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН

В.В. Петрова, А.С. Сысоева,

Научный руководитель – Геращенко С.И., доктор техн. наук, профессор
ГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Медицинский
институт, город Пенза

В статье рассматривается возможность создания устройства для визуализации вен. Применение данного прибора позволяет визуализировать вены для проведения инвазивных манипуляций за счет повышения давления в сосудах и увеличения их в диаметре.

Ключевые слова: венозные сосуды, гидроманжета, визуализация вен.

DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR VISUALIZING VEINS

V.V. Petrova, A.S. Sysoeva,

Scientific adviser – Gerashchenko S.I., doctor in Engineering sciences, professor.
Penza State University, Medical Institute, Penza

This article explores the possibility of creating a device for visualization of veins. The use of this device allows you to visualize the veins for invasive manipulations by increasing the pressure in the vessels and increasing their diameter.

Keywords: venous vessels, hydromancet, vein imaging.

Прокол вены – это одна из самых частых инвазивных манипуляций в медицине, которая проводится работниками медицинской сферы ежедневно и большое количество раз. Вены прокалывают для забора крови, для проведения анализов, постановки капельниц, переливания крови и т.д. Проблема нахождения вен встречается у каждого седьмого пациента, что усложняет дальнейшее проведение манипуляций. Вены могут оказаться труднодоступными, например, при венозной недостаточности, у туберкулезных больных, у пациентов, получающих длительный период внутривенные медикаментозные вливания и т.д. В таком случае в процессе поиска вены или ее прокола можно травмировать пациента. В связи с этим

исследования по поиску удобного доступа к венам пациента являются актуальными.

На сегодняшний день существуют визуализаторы вен, которые используют инфракрасное излучение для обнаружения вен на поверхности кожи, они делают видимыми вены и сосуды, которые не видны при обычном освещении. В качестве примера подобных устройств можно привести диагностический фонарь ЛУЧ-М200 (Россия), и Веновизор AccuVein AV400 (США), Веновизор VIVO500S (Китай).

Рассмотренным приборам свойственны следующие недостатки:

1. создают неудобства при проведении манипуляций, поскольку необходимо производить подсветку с задействованием одной руки;
2. вены становятся видимыми, однако не изменяют своих размеров, что затрудняет проведение манипуляций;
3. внешние источники света влияют на качество визуализации вен, так как во всех подобных существующих приборах используется световое и инфракрасное излучение с длиной волны не более 10 нм, которая позволяет визуализировать вену только при слабом освещении.

С целью снижения травматичности проведения манипуляций прокола вен предлагается устройство, основанное на использовании двух гидроманжет, размещаемых на запястье (нижняя манжета) и плече, между локтевым и плечевым суставом (верхняя манжета), помпа – нагнетатель, который накачивает жидкость в манжетах с клапаном для стравливания жидкости, манометр для измерения давления.

Работа осуществляется следующим образом. Верхняя и нижняя манжеты фиксируются на руке, после этого с помощью помпы нагнетается жидкость в обе манжеты одновременно до значения давления выше систолического. Таким образом, участки венозных сосудов между манжетами наполняются кровью. Вены становятся упругими, расширяются в диаметре. Медицинский работник может обнаружить вену с помощью пальпации, что упрощает проведение манипуляции прокола. По завершению процедуры с помощью клапана медленно выпускают жидкость, и ток крови возобновляется.

Плюсы разработанного устройства: простота в использовании, т.е. работа с прибором не требует высокой квалификации, дешевизна.

Устройство дает возможность сократить время поиска вены, снизить травмируемость тканей при проведении прокола вен, особенно у людей с болезнями сосудов, из-за которых вены становятся труднодоступными.

Библиографический список

1. Патент на полезную модель № 104437 Российская Федерация МПК А61В. Тонометр Геращенко./Геращенко М.С. – заявл. 17.01.2017;опубл. 20.05.2011.
2. Геращенко С.М., Геращенко М.С., Волкова Н.А., Писарев М.А. Разработка запястной гидроманжетной системы прогнозирования инфаркта миокарда// Вестник Пензенского государственного университета.-2016. – №1 , С 47-50.

О ПРИМЕНЕНИИ АКСЕЛЕРОМЕТРОВ В БИОМЕДСИСТЕМАХ РАЗЛИЧНОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Ю.Р. Альмисакова, В.В. Гончар

Приведены различные виды акселерометров, принципы их действия. Описано применение акселерометров в качестве датчиков биомедицинской информации для диагностики заболевания, его лечения и наблюдения.

Ключевые слова: акселерометр, датчик биомедицинской информации.

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

ON THE APPLICATION OF ACCELEROMETERS IN BIOMEDISTIC SYSTEMS OF DIFFERENT PURPOSE

J.R. Almisakova, V.V. Gonchar

Various types of accelerometers, the principles of their action. The use of accelerometers as sensors of biomedical information for the diagnosis of the disease, its treatment and observation is described.

Keywords: accelerometer, biomedical information sensor.

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Устройства, приборы и системы, применяемые для регистрации различных физиологических сигналов и параметров организма человека, могут включать в себя различные датчики, разновидности которых зависят от поставленных задач и целей.

Номенклатура датчиков биомедицинской информации очень обширна, также как спектр параметров, которые оцениваются с их помощью. Одним из широко распространенных датчиков является акселерометр, нашедший применение во многих областях науки и техники, в том числе и в биомедицинских измерениях.

Акселерометром принято называть прибор, которым измеряют проекцию ускорения. По конструктивному исполнению акселерометры подразделяются на однокомпонентные, двухкомпонентные, трёхкомпонентные. Соответственно, они позволяют измерять ускорение вдоль одной, двух и трёх осей.

По исполнению акселерометры можно разделить на две группы:

— пружинные, построенные по разомкнутой структурной схеме;

Такие акселерометры состоят из пружины, подвижной массы и демпфера (рис. 1). Когда происходит встряска, наклон или поворот объекта, инертная масса реагирует на изменение сил инерции. Специальный датчик фиксирует уровень смещения инертной массы от ее положения в состоянии «покоя» [4].

— компенсационные, построенные по замкнутой структурной схеме.

По принципу действия две группы акселерометров схожи, однако, в компенсационном, механическая пружина заменяется на электромеханическое устройство, которое создает момент, компенсирующий инерционный момент, возникающий из-за изменения ускорения.

В свою очередь, компенсационная группа делится на акселерометры с позиционной обратной связью (акселерометры с «электрической пружиной»), со скоростной обратной связью (интегрирующие акселерометры) и с обратной связью по ускорению (акселерометры с двойным интегрированием) [2].

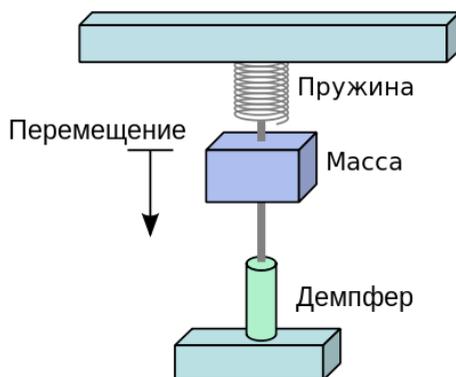


Рисунок 1 – Пружинный акселерометр

По виду чувствительного элемента разделяют:

- емкостные, фиксируют изменение емкости между статическим и динамическим состоянием;
- пьезоэлектрические, приложенное давление создает электрический потенциал в кристалле датчика;
- тензометрические, измеряют сопротивление материала при приложенном давлении;
- акселерометры с эффектом Холла, прибор фиксирует изменение напряжения, вследствие изменения магнитного поля вокруг него;
- магниторезистивные, измеряют значение сопротивления в переменном магнитном поле;
- акселерометры теплопередачи, измеряют изменения в теплопередаче, в зависимости от ускорения [3].

Применительно к медицине акселерометры могут быть использованы:

- для управления медицинским прибором с автономным питанием [1] посредством применения tap-tap акселерометров, которые фиксируют последовательности легких постукиваний по корпусу устройства;

- для определения пульса человека используется микромеханический трехосевой акселерометр. Датчик на специальном ремне располагается на груди в области сердца, что позволяет фиксировать даже слабые колебания сердечной мышцы через тело [7];

-так же акселерометры можно использовать в устройствах детектирования приступов эпилепсии. Например, датчик, который издает звуковой сигнал во время приступа для оповещения опекунов пациента [8]. Или в устройствах для установления наличия патологической двигательной активности у пациента при наличии измеренных и зарегистрированных разработанным устройством данных, по интерпретации амплитуды, частоте и повторяемости которых с высокой достоверностью может ставиться диагноз эпилепсии [9];

- для диагностики и лечения болезни Паркинсона. С помощью датчика, который крепится к части тела, подверженной тремору (обычно руки или голова), собирается информация о прогрессировании болезни, а так же об успешности методики, назначенной при лечебной физкультуре [5].

- для измерения и регистрации повседневной физической активности человека в оздоровительных и реабилитационных программах. Поскольку организмы людей, механизмы внутри, реакция на внешние факторы, скорость восстановления и продолжительность программы индивидуальны для каждого человека [6].

Резюмируя вышесказанное, акселерометры могут широко применяться в биомедсистемах различного назначения: датчики используются при диагностике заболевания, его лечении и наблюдении за его течением. Использование акселерометров позволяет повысить точность постановки диагноза и многократно увеличить эффективность лечения за счет постоянного наблюдения за состоянием пациента.

Библиографический список

1. Исследование возможности применения акселерометра для управления медицинским прибором с автономным питанием. А.А.Горбунов, В.В. Кириенко. Инженерный вестник Дона, №3, 2014. НТИЦ «Техноцентр» ЮФУ.
2. Устройства и элементы систем автоматического регулирования и управления. Техническая кибернетика. Книга 1. Измерительные устройства, преобразующие элементы и устройства. Колл. авторов. Под. ред. засл. деятеля науки и техники РСФСР, д-ра техн. наук проф. В. В. Солодовникова. М., изд-во «Машиностроение», 1973, 671 с.
3. Практическое руководство по акселерометрам. ДонНТУ. [Электронный ресурс]: [Сайт].[2000]. URL <http://masters.donntu.org> (дата обращения 27.10.18)
4. Национальная библиотека им. Н. Э. Баумана. Vauman National Library. [Электронный ресурс]: [Сайт].[2015]. URL: <https://ru.bmstu.wiki> (дата обращения 27.10.18).
5. Диагностика и лечение болезни Паркинсона. [Электронный ресурс]: [Сайт].[2015]. URL: <https://www.lvrach.ru> (дата обращения 27.10.18).
6. Возможности оценки физической активности человека с помощью датчиков движения – акселерометров. Разработка лечебно-диагностической аппаратуры и инструментария. Программное обеспечение новых медицинских технологий.

Вестник новых медицинских технологий. С. И. Логинов, 2007, №1, 149 с.

7. Патент РФ №2318432, класс МПК А61В5/024 – Измерение частоты пульса или частоты сердечных сокращений. Проскураков Д.В., Абрамова И.В., Соловьев А.Н. Опубл. 10.03.2008., Бюл. № 7.

8. Детектор приступа эпилепсии своими руками. [Электронный ресурс]: [Сайт].[2006]. URL: <https://habr.com> (дата обращения 27.10.2018).

9. Патент РФ №2640138 С2, класс МПК А61В5/11 – Способ диагностики эпилепсии и устройство для его реализации. Горбунов А.В., Егоров С.А., Егоров А.С., опубл. 26.12.2017., бюл. № 35.

УДК 615.47

ПРОТИВОПРОЛЕЖНЕВАЯ ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КРОВАТЬ

Л.Р. Дильмухаметова, Д.Р. Асаинова, Е.О. Дмитриева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье идет речь о функциональном медицинском приспособлении, предназначенном для реабилитации больных с сильными ожогами, пролежнями, послеоперационными ранами и другими повреждениями кожных покровов.

Ключевые слова: пролежни, противопролежневая кровать, псевдожидкость.

REVIEW OF PHYSIOTHERAPEUTIC METHODS OF THERAPEUTIC EFFECT ON BIOLOGICAL OBJECT

L.R. Dilmukhametova, D.R. Asainova, E.O. Dmitrieva

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article deals with a functional medical device intended for the rehabilitation of patients with severe burns, bedsores, postoperative wounds and other skin lesions.

Key words: bedsores, anti-decubitus bed, pseudo-fluid.

Пролежни - это участки ишемии (обескровливания) и некроза (омертвения) тканей, возникающие в результате длительного сдавления, сдвига или смещения их между скелетом человека и поверхностью постели.

Лечение и профилактика пролежней неразрывно связаны с целым комплексом мер по уходу за больным человеком. Материальные затраты на профилактику пролежней всегда меньше, чем на их лечение. С таким недугом поможет справиться функциональная противопролежневая кровать.



Рис.1 – пример образования пролежней

Противопролежневая кровать – это функциональное медицинское приспособление, предназначенное для реабилитации больных с сильными ожогами, пролежнями, послеоперационными ранами и другими повреждениями кожных покровов. Она разработана таким образом, чтобы существенно упростить реабилитацию и лечение, поддерживая наиболее комфортное положение определенных частей тела за счет смены углов наклона.



Рисунок2 – противопролежневая кровать

Принцип действия данного вида медицинского оборудования основан на эффекте «псевдожидкости»: слой микросфер из натровой извести внутри конструкции приводится в движение воздушным потоком, подаваемым снизу. Плотность наполнителя кровати сравнима с плотностью воды, поэтому пациент как бы «плавает» в нем. Это облегчает боль и способствует быстрому заживлению ран. При этом давление на тело больного распределяется таким образом, чтобы не затруднять циркуляцию крови. А воздух, проходящий через микросферы, автоматически нагревается до необходимой температуры и

оказывает подсушивающее действие на кожу, не допуская размножения бактерий.

Некоторые модели противопролежневых кроватей имеют встроенную систему дегидратации. Жидкости с тела больного удаляются сквозь воздухопроницаемую простыню из полиэстера, которой покрыта поверхность приспособления. Выделения скапливаются в виде конденсата в специальном отсеке. Там они обеззараживаются и испаряются в окружающую среду.

Реабилитационные кровати также могут дополнительно оснащаться цифровыми весами для измерения массы тела пациента, таймером, горизонтальным подъемником и другими функциями для облегчения положения больных и удобства работы медперсонала.

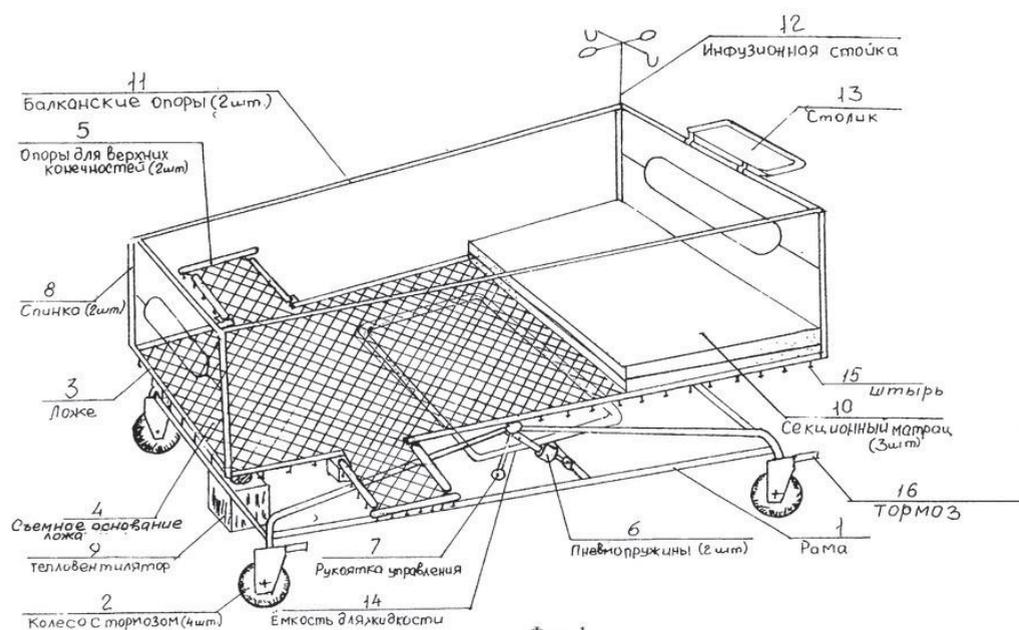


Рисунок 3 – компоновочная схема функциональной кровати

Функциональная противопролежневая кровать содержит: рама 1, колеса 2, поворотное ложе 3 трапецеидальной формы, шарнирно соединенное с рамой 1, съемное основание ложа 4 из капроновой кручено-плетеной сетки, опоры 5 для верхних конечностей, пневмопружины 6, осуществляющие наклон ложа в положение Фовлера - Трендленбурга, рукоятки управления пневмопружинами 7, съемные спинки 8, тепловентилятор 9, влагостойкий секционный матрас 10, съемные "балканские опоры" 11, инфузионная стойка 12, закрепляемая на любой из спинок, столик для лекарств и медаппаратуры 13, емкость для жидкости 14, штыви 15 для закрепления основания ложа, тормоза 16.

Недостатком данной кровати является то, что:

1) ложе кровати состоит из рамы с секциями из сплошного материала, что затрудняет приток сухого воздуха к пораженным тканям и не позволяет проводить санобработку больного с тыльной стороны, не переворачивая его;

2) наличие механизма подъема рамы в виде тросовой передачи вызывает при движении троса появление металлической пыли от трения.

Использование предлагаемой кровати в практике способствует более эффективному и качественному лечению больных, делает процесс менее болезненным и трудоемким, улучшает качество санитарной обработки больных.

Библиографический список:

1. Базилевская З.В. Профилактика и лечение прилежней, М., 1972;
2. Попкиров С. Гнойно-септическая хирургия, пер. с болг., София, 1977;
3. Раны и раневая инфекция, под ред. М.И. Кузина и Б.М. Костюченко, М., 1981;
4. Бакулев А.Н., Брусиловский Л.Я., Тимаков В.Д., Шабанов А.Н. Большая медицинская Энциклопедия М., 1959.

УДК615.84

АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Обозначен вариант построения исследовательской лечебно-диагностической системы биологического объекта на базе персонального компьютера с программным обеспечением для эффективной реализации физиотерапевтических технических средств в клинической практике.

Ключевые слова: диагностика, электротерапия, биологический объект, модуль сбора данных, датчики.

HARDWARE IMPLEMENTATION OF THE MEDICAL DIAGNOSTIC SYSTEM

E.P. Matyukhin, S.G. Gurzhin

Ryazan state radioengineering university, Ryazan

The variant of building a research medical diagnostic system of a biological object on the basis of a personal computer with software for the effective implementation of physiotherapeutic equipment in clinical practice is indicated.

Keywords: diagnostics, electrotherapy, biological object, data acquisition module, sensors.

Разработчики медицинской техники предлагают различные способы для повышения эффективности физиотерапевтических мероприятий. В настоящей работе представлен возможный способ аппаратной реализации. На рис. 1 представлен вариант построения лечебно-диагностической системы биологического объекта, которая предназначена, главным образом для исследовательских целей, то есть для поиска оптимального набора и значений биотропных параметров, разработки новых методик воздействия, способов повышения эффективности воздействия на биологические объекты и создания банков данных результатов курсового лечения пациентов [2].

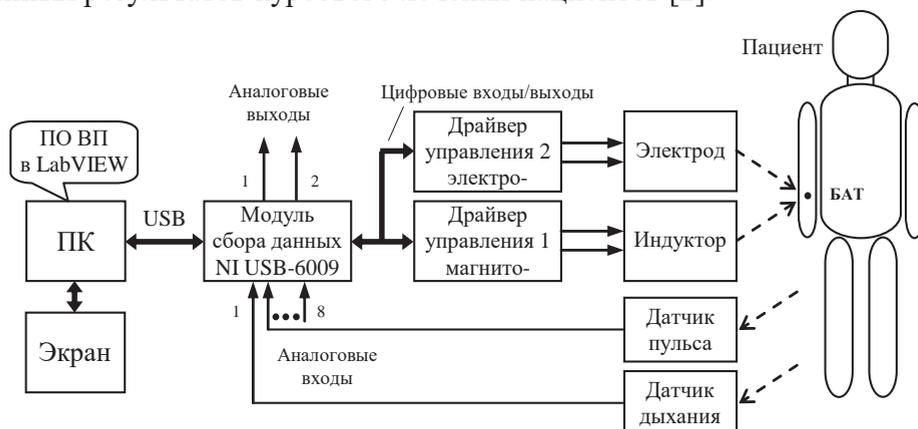


Рисунок 1 – Функциональная схема лечебно-диагностической системы

Разработка варианта представленной системы основывалось на следующих принципах:

- структурные элементы системы должны быть выполнены в большей степени из стандартных законченных средств;
- в качестве основного элемента формирования воздействия, управления исполнительными элементами, регистрации, анализа и оперативного представления лечебно-диагностической информации должен быть использован персональный компьютер;
- аппаратные средства должны поддерживать наиболее распространенные интерфейсы связи с персональным компьютером, обеспечивать гибкое согласование аналоговых и цифровых сигналов по входам и выходам между всеми функциональными элементами;
- программное обеспечение должно позволять пользователю интуитивно понятно и быстро задавать значения биотропных параметров воздействия, наглядно представлять его форму во времени, своевременно корректировать, регистрировать ответные реакции организма, анализировать их, оценивать диагностические показатели и визуализировать всю необходимую информацию.

Так как аппаратной платформой системы является персональный компьютер, то на него возлагается ряд важных функций, которые необходимо выполнять одновременно и качественно:

- формирование лечебного воздействия в виде сигналов с множеством регулируемых биотропных параметров, в широких пределах, с высоким разрешением и точностью;
- визуализация всех характеристик видов воздействия, их параметров, методик лечения, режимов работы;
- управление всеми функциональными элементами системы в реальном масштабе времени;
- прием, регистрация, анализ и оценивание ответных реакций организма пациента во время сеанса терапии или стимуляции и представление результатов измерения и расчета диагностических показателей [1].

Одним из требований, предъявляемых к персональному компьютеру (ПК), является его мобильность, для того чтобы врач мог одинаково надежно применить систему, как в больничной палате, так и на дому пациента. Здесь допустимыми вариантами исполнения являются использование планшета или ноутбука.

Для сопряжения ПК с различными внешними устройствами в системе предлагается использовать выносной универсальный модуль сбора данных NI USB-6009 компании National Instruments (рис. 2). Его достоинствами являются: небольшие массогабаритные характеристики – 84 г, 81,8 мм×85,1 мм×23,1 мм; привычный интерфейс шины – USB 2.0 full-speed; достаточное количество аналоговых и цифровых входов и выходов с относительно высоким разрешением преобразованных данных и др. [1].



Рисунок 2 – Модуль сбора данных для ПК

Поскольку в физиотерапии на сегодняшний день используются разнообразные виды воздействий, имеется широкий арсенал технических средств с обоснованными и апробированными на практике за многие годы параметрами сигналов и методик лечения целесообразно реализовать в системе самые развитые: электрическое и магнитное [2]. Причем, структура системы рассчитана на дальнейшее расширение функциональных возможностей.

Согласование терапевтических зондов или кластеров по каждому из видов воздействий осуществляется с помощью определенных драйверов управления 1, 2, которые обеспечивают на биологический объект электрическое и магнитное лечебное воздействие.

Система позволяет формировать независимо разные виды воздействия и производить их комбинированное или совместное излучение. Более того допускается использование терапевтических зондов стандартных, модифицированных или оригинальных.

Введение в систему датчиков основных показателей жизнедеятельности организма дает возможность реализации биотехнической обратной связи, которая замыкается через модуль сбора данных, обеспечивает получение оперативной и объективной информации о реакциях организма на заданное воздействие. Выделение характерных моментов у биомедицинских сигналов может быть использовано для синхронизации воздействия, служащей для повышения эффективности лечения и точности диагностики текущего состояния пациента [3].

Предложенная архитектура системы обеспечивает работу всех ее составляющих путем управляющей программы, созданной в среде программирования LabVIEW и именуемой виртуальным прибором. Название подчеркивает программный способ реализации устройства, которое подобно своей лицевой панели и функциональной схемой традиционным приборам. Пользователю представляются органы управления ВП и осциллограммы сигналов в привычном и наглядном виде на экране персонального компьютера.

Обозначенный вариант построения лечебно-диагностической системы биологического объекта на базе персонального компьютера с программным обеспечением может использоваться для эффективной реализации физиотерапевтических методов и средств в клинической практике.

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Каплан М.Б., Матюхин Е.П., Прошин Е.М. Особенности построения и реализации системы для формирования лечебных воздействий на биологически активные точки // Биомедицинская радиоэлектроника, №8, Радиотехника.: М, 2018, С. 19-25.
2. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Принципы построения системы для электромагнитотерапии // Сборник материалов международного научно-технического форума «Современные технологии в науке и образовании» 2018, РГРТУ, Рязань.
3. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Особенности методов диагностики при мониторинге биологического объекта // Сборник материалов XXX Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы. Биомедсистемы – 2017», РГРТУ, Рязань, 6-8 декабря 2017. С. 545-547.

АНАЛИЗ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

И.С. Явелов, А.В. Рочагов, А.В. Жолобов

ФГБУН Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН (ИМАШ РАН),
г. Москва

Дан исторический обзор исследований в области измерения артериального давления, приведены данные о новых тенденциях современных технологий измерения артериального давления.

Ключевые слова: артериальное давление, пульс, тонометрия.

ANALYSIS OF METHODS OF MEASURING BLOOD PRESSURE

I.S. Yavelov, A. V. Rochagov, A. V. Zholobov

Institute of machines science named. A.A. Blagonravova Russian Academy of
Sciences (IMASH), Moscow

The historical review of researches in the field of measurement of arterial pressure is given, data on new tendencies of modern devices and methods of measurement of arterial pressure are given.

Key words: blood pressure, pulse, tonometry.

Артериальное давление (АД) - один из важнейших параметров, характеризующих работу кровеносной системы человека. Оно довольно часто измеряется и служит предметом коррекции, как в клинических условиях (стационар, больница), так и в домашних по назначению врача-терапевта поликлиники. Факторами, определяющими величину АД, являются объемная скорость кровотока и величина общего периферического сопротивления сосудов (ОПСС). Объемная скорость кровотока (расход крови) для сосудистой системы большого круга кровообращения характеризуется минутным объемом крови (МОК), нагнетаемым сердцем в аорту. В этом случае ОПСС служит величиной, зависящей от тонуса сосудов мышечного типа (преимущественно артериол), от их радиуса, длины сосудов и вязкости протекающей крови.

О артериальном давлении ещё в средние века сказал Г. Харвео в 1628 году. В своей работе, изданной лишь несколько десятилетий назад в 1948 году, Харвео писал: «Существует одно заблуждение, от которого необходимо предостеречь хирургов. При ампутациях, при вырезании мясистых опухолей, при ранении кровь, выходя из артерий, бьет с большой силой». Само понятие артериального давления автор не использовал, но не вызывает сомнений, что он понимал под этой силой именно давление.

Впервые измерить артериальное давление удалось в 1733 году богослову Стивену Гейлсу. В бедренную артерию животного экспериментатор вводил латунную трубку, соединенную с установленной вертикально стеклянной трубкой. Нельзя не отметить и труды Жана Луи Мари Пуазёйля,

который впервые для определения давления применил ртутный манометр в 1828 году с «U» - образной трубкой. Следующим историческим годом стал 1847 год, когда известный физиолог Карл Людвиг на основе ртутного манометра Пуазёйля разработал прибор, позволяющий регистрировать результаты измерения давления, и назвал его кимографом, то есть был найден графический метод регистрации физиологических данных. Немецкий физиолог Карл Фирордт в 1855 году разработал первый сфигмограф и положил начало сфигмографии в медицине. Он вывел постулат о том, что неинвазивная техника (сфигмография) может быть использована для измерения внешнего давления, которое необходимо приложить к артерии для прекращения ее пульсации. Сфигмограф Фирордта усовершенствовал в 1860 году французский физиолог и кардиолог Этьен-Жюль Маре, который не только улучшил технику графической регистрации пульсовых колебаний артерии, но и повысил точность его регистрации. Давление регистрировалось ртутным манометром, и это давление, когда прекращались пульсации артерии, регистрировалось как систолическое. Метод Маре требовал сложной и хрупкой аппаратуры, но всё же оказался перспективным, так как позволял определять величину среднего артериального давления. Работа французского физиолога вышла в 1876 году под названием «Давление и скорость потока крови». Позднее опытами с измерением давления занимались такие выдающиеся ученые как австралийский врач физиолог Самуэль Зигфрид Карл Риттер фон Баш, французский кардиолог Пьер Потэн, Густав Гартнер, итальянский терапевт Шипионе Рива-Роччи, фон Реклингхаузен.

В истории медицины двадцатого столетия одним из наиболее значимых научных открытий является метод измерения артериального давления, изобретенный российским хирургом Николаем Сергеевичем Коротковым (1874–1920). Английские ученые М. Ланэр и Е. О'Брайен в статье «В поисках Короткова» писали: «Коротков, чье имя постоянно упоминается в литературе и чьим методом ежедневно пользуются в широкой врачебной практике, был забыт историками медицины». 8 ноября 1905 г. на научной конференции врачей Военно-медицинской академии Николай Сергеевич впервые сообщил об открытом им звуковом методе измерения АД человека. Тезисы доклада «К вопросу о методах исследования кровяного давления» были сразу же опубликованы в журнале «Вести Императорской военно-медицинской академии». Среди отечественных деятелей науки в области исследования давления человека отметим Савицкого Н.Н., Мясникова А.Л., Кушаковского М.С., Алмазова В.А., 1992; Арабидзе Г.Г. Метод Н.С. Короткова благодаря своей простоте, точности и доступности в настоящее время широко используется во врачебной практике всего мира, являясь общепризнанным мировым стандартом при измерении и оценке АД.

Классификация методов измерения и мониторинга артериального давления представлена в виде блок-схемы на рисунке 1.

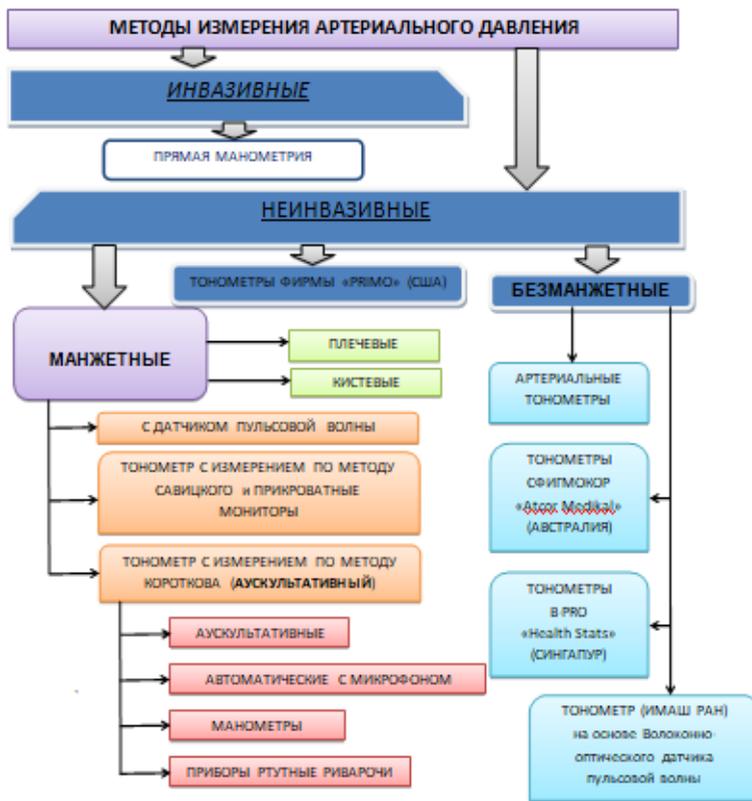


Рисунок 1 - Методы измерения артериального давления

Библиографический список

1. Явелов И.С. Тайна пульсовой волны.- М.- Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2012.- 256 с.
2. Жолобов А.В., Рочагов А.В. Анализ экспериментальных методов исследований биомеханических систем. XVIII Международная Интернет-конференция молодых учёных и студентов по проблемам машиноведения (МИКМУС-2006). Материалы конференции 27-29 декабря 2006 года. ИМАШ РАН. Москва. 2006, с. 193

ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИЯ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ

Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова, Н.Р. Хисамутдинова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье описывается действие высокочастотного тока, принцип работы коагулятора, приводится его структурная схема и ведется сравнение нескольких видов коагуляции

Ключевые слова: *офтальмология, хирургия глаза, высокочастотный ток.*

ELECTRO COAGULATION IN OPHTHALMOLOGY

E.R. Kadracheva, A.F.Sabbakhova, N.R. Khisamutdinova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article describes the effect of high-frequency current, the principle of operation of the coagulator, gives its block diagram and compares several types of coagulation.

Keywords: ophthalmology, eye surgery, high-frequency current.

Тепловую энергию, выделяющуюся в тканях при действии высокочастотного тока, можно использовать при хирургических операциях. Воздействие высокочастотного тока большой плотности электродом малой площадью поверхности приводит к закипанию жидкости в клетках, в результате чего она взрывается.

При проведении операции на глаз возникает необходимость коагуляции тканей. При разрезе конъюнктивы, отсепаровка склеры, а также фактоэмульсификация катаракты может возникнуть риск кровотечения, которое необходимо предотвратить, так как лишняя жидкость в полости глаза может увеличить время проведения хирургических вмешательств с использованием дополнительного оборудования.

Коагуляция представляет собой процесс «спайки» поврежденных тканей, за счет свойства свертывания крови. Большая часть способов коагуляции сосудов относится к физическим методам гемостаза (существуют еще механические и медикаментозные методы). Для коагуляции сосудов используются термовоздействие, криовоздействие, электрокоагуляция, радиоволновое воздействие, лазерная фотокоагуляция, плазменная коагуляция.

Термокоагуляция осуществляется путем соприкосновения нагретого концевого наконечника зонда с тканью, но в настоящее время данный метод уступил место электрокоагуляции и лазерокоагуляции. Данные методы считаются более безопасными и поддаются большему контролю.

Электрокоагуляция обладает наибольшей эффективностью. Это воздействие на ткани переменного тока частотой 500 кГц – 2 МГц с выделением большого количества тепла. Но в то же время не происходит изменений эндогенных электрических процессов.

Электрокоагуляция проводится с помощью аппаратов постоянного и переменного токов. Электрод же (наконечник) может быть различной формы: игольчатый, шарикообразный, плоский.

За счет высокочастотного тока осуществляется свертывание белковых структур при температуре 20-80 градусов.

Наиболее распространёнными являются электрохирургические высокочастотные аппараты, которые используются при хирургических операциях в любых областях медицины и предназначены для рассечения или электрокоагуляции (диатермии) тканей при локальном воздействии на них высокочастотным током.

Лазерная же коагуляция нашла широкое применение при операции на глазном дне. Максимальное пропускание и минимальное рассеяние оптическими средами глаза (роговицей, хрусталиком, стекловидным телом), гемостатические свойства ближнего ИК излучения позволяют использовать лазерный коагулятор с длиной волны 810 нм для решения множества задач офтальмохирургии.

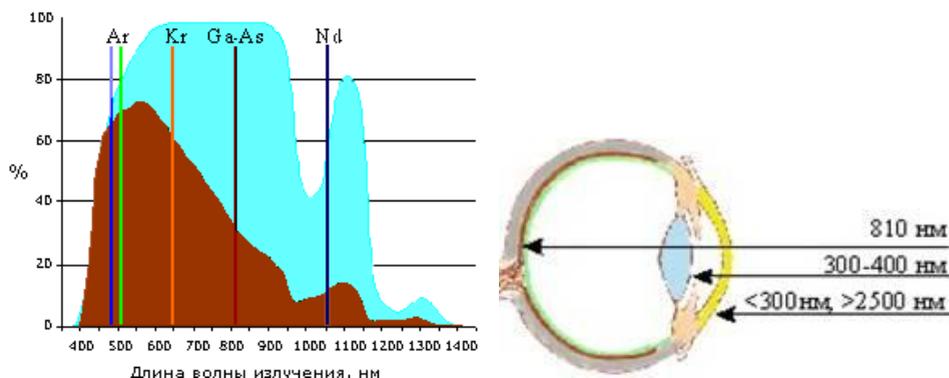


Рисунок 1 – Длины волн излучения.

Структура коагулятора состоит из нескольких модулей: блок питания, электродная часть и модулятор. Вариацию тока осуществляет усилитель тока, за значение мощности отвечает регулятор мощности. Управление лазером осуществляется с помощью ножного переключателя или педали. На выходе получается высокочастотный модулированный ток.

При проектировании подобного устройства особое внимание необходимо уделить электровзрывобезопасности. Это связано с тем, что в операционной может находиться смесь эфира с воздухом, которая является взрывоопасной. Также, необходимо обратить внимание на ножной переключатель, поскольку взрывоопасные и легкозагорающиеся газы тяжелее воздуха и скапливаются внизу

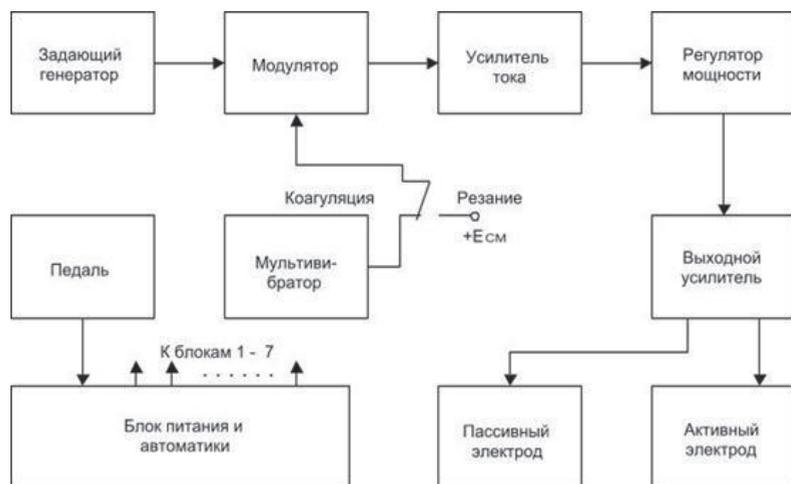


Рисунок 2 – Структурная схема коагулятора.

Таким образом, высокочастотные токи обладают наибольшей эффективностью при хирургическом вмешательстве. Лазерный гемостаз представляется одним из наиболее перспективных методов борьбы с кровотечением в ходе операции. Это связано не только с лазерной энергией, но и с перспективой прогресса в развитии лазерной техники.

Библиографический список

1. В.Г. Гусев «Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него» - М.Машиностроение, 2004
2. Дрягина О.Б. «Экспериментально – клиническое обоснование использования $nd\ yag$ лазера с длиной волны 1.44 мкм в технологии переднего капсулорексиса и дистанционного гемостаза» - Москва, 2014
3. <http://www.milon.ru>

УДК 613.7

УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ АПНОЭ

А.Ф. Саббахова, Э.Р. Кадрачева, Хисамутдинова Н.Р

Уфимский Государственный Технический Университет, г. Уфа

Синдром апноэ – расстройство дыхательной функции, характеризующееся периодическими остановками дыхания во сне, сопровождаемое эпизодами остановки дыхания продолжительностью не менее 10 секунд. При синдроме сонных апноэ может регистрироваться от 5 до 60 и более кратковременных остановок дыхания. Остановка дыхания во сне является потенциально опасным для жизни состоянием, сопровождающимся гемодинамическими расстройствами и нестабильной сердечной деятельностью.

Ключевые слова: апноэ, полисомнография, лечение, диагностика

THE DEVICE FOR RECORDING OF SLEEP APNEA

A.F.Sabbakhova, E.R.Kadracheva, Khisamutdinova N.R

Ufa State Technical University, Ufa

Apnea syndrome is a disorder of respiratory function, characterized by periodic stops of breathing in sleep, accompanied by episodes of respiratory arrest lasting at least 10 seconds. In sleep apnea syndrome can be recorded from 5 to 60 or more short-term stops of breathing. Stop sleep apnea is a potentially life-threatening condition, accompanied by hemodynamic disorders and unstable cardiac activity.

Key words: *Apnea, polysomnography, treatment, diagnostics*

Синдром апноэ – это нарушение, проявляющееся в спаде верхних путей дыхания во сне. Во время сна мускулы глотки полностью расслаблены, чем и обуславливается спад в дыхательных путях. Среди причин спада также выделяют отрицательное давление воздуха. Если во сне происходит перекрытие дыхательных путей, то ткани легких не получают достаточного количества кислорода, соответственно, дыхание прекращается. Для восстановления дыхательного процесса человек вынужден проснуться, что приводит к резкому снижению качества и количества сна. Именно по этой причине лечение апноэ непременно следует проводить.

Основная процедура диагностики апноэ – это полисомнография, которая проводится в течение одной ночи и направлена на получение всех необходимых данных о процессе сна, о специфике работы в это время всех систем и органов. В процессе данной процедуры на монитор прибора выводятся показатели физиологии человека во время сна. Для фиксирования данных используют небольшие датчики, которые на время процедуры крепят на голове, лице и теле спящего человека.

В процессе лечения апноэ должна решаться основная задача – устранение расстройства процесса дыхания и восстановление достаточной проходимости дыхательных путей в процессе всего того времени, на протяжении которого человек спит. Как правило, для лечения апноэ применяют приспособления, фиксируемые в ротовой полости. Такие приборы способствуют раскрытия путей дыхания, выдвигая язык вперед и, тем самым, увеличивая пространство за языком.

Нормализовать дыхание поможет и прибор «Экстра-ЛОР», разработанный в России. Эффект достигается путем механического воздействия на ткани глотки. Тонус мышц повышается, что приводит к уменьшению вибраций мягкого неба. Для лечения осложненного храпа, который представляет угрозу для жизни, были изобретены специальные приборы CPAP. С их помощью можно избежать остановок дыхания и вовремя «расправить» ткани глотки.

Российские специалисты создали уникальный прибор, позволяющий нормализовать дыхание во сне. Устройство успешно прошло клинические испытания не только в отечественных клиниках, но и в Вильнюсе. Мышцы напрягаются, что уменьшает вибрацию тканей мягкого неба.

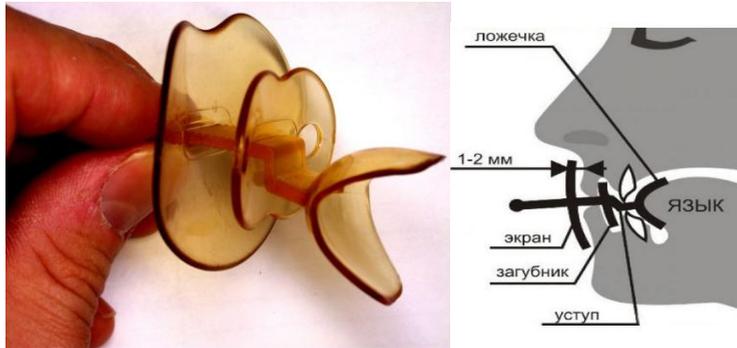


Рисунок 1— Аппарат для механического воздействия на ткани глотки

«Экстра-ЛОР» состоит из трех частей: фиксатора овальной формы, второго меньшего фиксатора и ложечки. Перед использованием желательно адаптироваться к прибору, вставляя его в ротовую полость несколько раз в день на пару минут. После чего можно применять устройство ночью.

CPAP терапия (СИПАП) – это новая специальная методика, которая помогает поддерживать постоянное положительное давление в дыхательных путях и органах дыхания. Термин CPAP расшифровывается как Continuous Positive Airway Pressure и означает «постоянное положительное давление в дыхательных путях». Проще говоря, для СИПАП терапии используется специальный аппарат, который искусственно помогает дышать спящему человеку, если он «забывает» это делать во сне.

Разновидности СИПАП аппарата:

1. Базовые (стандартные) СИПАП аппараты. Их чаще всего применяют для лечения легких форм храпа и апноэ. Такой прибор обеспечивает постоянное равномерное давление, которое не меняется в зависимости от особенностей дыхания человека.
2. Автоматические СИПАП аппараты. Это приборы, которые могут менять силу давления воздуха автоматически. То есть в определенный момент времени аппарат сам определяет, какое давление воздуха нужно обеспечить, с учетом особенностей дыхания пациента в конкретный момент.
3. Двухуровневые СИПАП-аппараты. Это приспособления, создающие различное давление при вдохе и выдохе. Симптомом сонного апноэ характеризуется совпадением респираторного отказа, т.е. понижением содержания кислорода в артериальной крови и нарушений ритмов сердца.

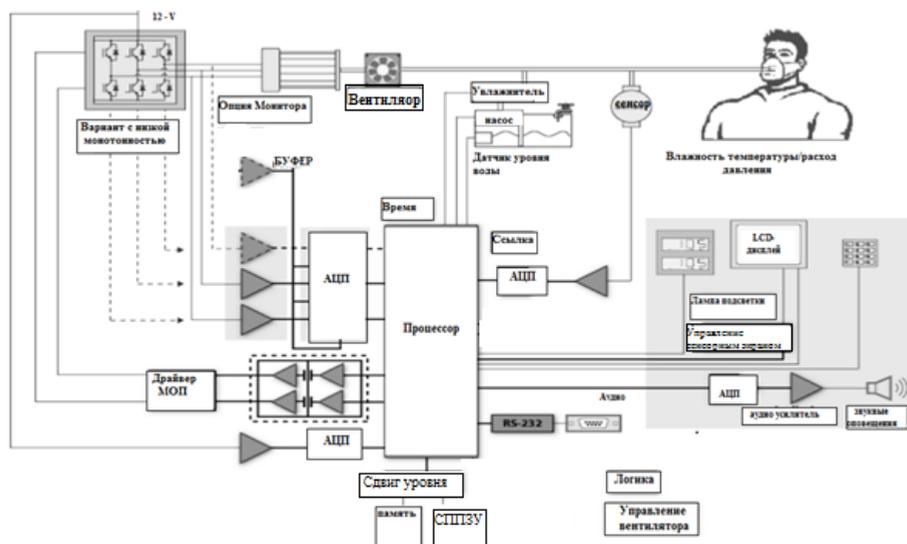


Рисунок 2 – Блок-схема прибора CPAP

В аппарате установлен датчик, который в реальном времени отслеживает давление в дыхательном контуре (в трубке), а также низкоинерционный малошумящий двигатель. Микропроцессор выполняет несколько операций, включая отбор проб с датчиков давления, влажности, расхода, температуры воздушного потока, вычисление желаемых давления, влажности, температуры в дыхательных путях и формирование сигналов управления.

В настоящее время многие вопросы касающиеся терапии апноэ с помощью аппаратов CPAP остаются до сих пор недостаточно исследованными. Симптомы апноэ выражены достаточно ярко, поэтому пациент может самостоятельно контролировать эффективность терапии и экспериментировать в домашних условиях. В связи с этим весьма актуальной является проблема проектирования и разработки устройств для лечения апноэ.

Библиографический список

3. Гуревич В. И. Апноэ и СИПАП: советы пациента и опытного пользователя. 2 издание. – Хайфа, 2017, 61 стр.
4. <http://poleznayamodel.ru/model/5/56155.html>
5. Строев, В.М. Проектирование измерительных медицинских приборов с микропроцессорным управлением : учебное пособие / В.М. Строев, А.Ю. Куликов, С.В. Фролов. – Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2012. – 96 с. – 100 экз. – ISBN 978-5-8265-1125-1.

АНАЛИЗ ОСНОВНЫХ ТИПОВ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДАТЧИКОВ И ОСОБЕННОСТЕЙ ИХ ПРИМЕНЕНИЯ

О.И. Чудин, Ю.А. Лукьянов

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данном докладе рассмотрены основные типы ультразвуковых преобразователей, которые наиболее распространены в наше время, а также проведён анализ их параметров при применении, которым отведено первостепенное внимание при проектировании различных систем.

Ключевые слова: *ультразвуковые датчики, ультразвуковой генератор, акустические свойства.*

ANALYSIS OF PECULIARITIES OF MEASUREMENT OF DISTANCE WITH ACOUSTICS

O.I. Chudin, Yu.A. Lukyanov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In this paper the main types of ultrasonic transducers that are most common in our time, and also analyzed their parameters in the application, which are given primary attention in the design of various systems.

Keywords: *ultrasonic sensors, ultrasonic generator, acoustic properties.*

1. Введение

На сегодняшний день создано и используется огромное количество ультразвуковых датчиков. При проектировании различных роботизированных систем и систем контроля необходимо учитывать, как минимум основные условия применения данных датчиков, а также существенное внимание уделяется их параметрам, которые определяются как диапазоном работы, так и конструкцией уз-датчика.

2. Типы ультразвуковых генераторов и приёмников

На сегодняшний день известны следующие основные типы ультразвуковых излучателей и приёмников:

Механические – в которых акустические колебания возникают при механическом ударе по твёрдому телу или при его трении [1]. Данный тип уже практически нигде не применяется, и как следствие на их базе невозможно реализовать современные высокотехнологичные системы. Наиболее распространены следующие типы.

Наибольшее широко применяемые имеют типы: пьезоэлектрический, магнитострикционный, электростатический и электродинамический.

3. Пьезоэлектрический тип

Пьезоэлектрические датчики – в них акустические колебания возникают при воздействии на пьезоэлектрик переменного электрического поля.

Принцип работы пьезоэлектрического излучателя ультразвука основан на использовании обратного пьезоэффекта, т.е. возникновении механических деформаций в некоторых кристаллах при воздействии на определенные грани кристалла внешнего электрического поля. Пьезоэлектрический эффект позволяет генерировать самый широкий спектр ультразвуковых частот. Только пьезоэлектрические излучатели способны создавать высокочастотные акустические колебания с частотой порядка 100 МГц [1].

Главным элементом пьезоизлучателя является твердотельная пластина (иногда полимерная пленка), изготовленная из пьезоэлектрического материала (кварц, турмалин, кристалл сегнетовой соли, титанат бария, цирконат-титанат свинца). [1]

В настоящее время все технологические, медицинские и бытовые ультразвуковые установки с пьезокерамическим преобразователем используют не дорогие пьезокристаллы, а дешевую пьезокерамику на основе титаната бария или цирконат-титаната свинца.

Акустические свойства и площадь поперечного сечения металлических частей преобразователя должны соответствовать таковым для пьезокерамики. Обе металлические части могут быть изготовлены из одинакового или комбинированного материала. Обычно используют сталь, алюминий, титан, магний, бронзу, латунь и медь. Часто только одна из металлических частей используется для выхода максимальной мощности, и преобразователь изготавливается как полуволновой вибратор с резонансной частотой от 20 кГц до 40 кГц. Для увеличения предела прочности пьезокерамического элемента, а также улучшения акустического контакта металлические части преобразователя стягиваются болтом, создавая предварительное механическое напряжение на пьезокерамике. [1]

Данного вида уз-датчики и приёмника наиболее пригодны для реализации в различных системах контроля и слежения, поскольку устройства на их базе могут быть достаточно компактными и прецизионными.

4. Магнитострикционный тип

Магнитострикционные датчики – в них акустические колебания возникают при воздействии на ферромагнетик переменного магнитного поля.

Эффект магнитострикции уже давно используется для генерации ультразвуковых колебаний. Принцип генерации состоит в следующем: если поместить ферромагнитный стержень в переменное магнитное поле, геометрические размеры стержня будут изменяться, т.е. в окружающей стержень среде возникнут акустические волны [3].

Амплитуда колебаний стержня-вибратора зависит не только от физических свойств конкретного ферромагнетика, но и от упругости твердого тела, из которого изготовлен стержень. Амплитуда акустических колебаний незначительна и исчисляется микронами, но и этого достаточно для создания высокоэффективных ультразвуковых технологических установок. [1]

В качестве материала для магнитострикционного преобразователя (вибратора) среди металлов-ферромагнетиков никель обладает самыми лучшими магнитострикционными свойствами, однако были найдены и другие.

Данный тип применяется достаточно давно, отличительными его особенностями можно отметить, более высокую надёжность и простоту реализации относительно других методов, однако при данном способе генерации не получится обеспечить компактность, поскольку данный параметр ограничивается материалами катушки и пластин уз-излучателя и уз-приёмника [2].

5. Электростатический тип

Электростатический, в данном типе датчиков акустические колебания возникают при воздействии на диэлектрик переменного электрического поля.

Принцип работы электростатического акустического генератора основан на взаимодействии электрически заряженных частиц. Как известно, однополярные заряды отталкиваются друг от друга, а разнополярные притягиваются. Если зарядить две параллельные металлические пластины разными зарядами, то пластины будут взаимно притягиваться. Если же подать на пластины переменное напряжение, пластины начнут совершать механические колебания, частота которых будет определяться частотой переменного напряжения. Как правило, в электростатическом излучателе одна пластина неподвижна, а другая представляет собой тонкую (десятки микрон) металлизированную пленку, которая и совершает колебания, возбуждая продольную акустическую волну. [1]

Электростатический излучатель способен генерировать ультразвук довольно большой частоты, исчисляемой десятками мегагерц, однако интенсивность получаемого ультразвука относительно мала.

Данный тип наиболее распространён в системах не требующих высокой точности.

6. Электродинамический тип

Электродинамический, в данном типе датчиков акустические колебания возникают при воздействии на электропроводную среду переменного магнитного поля.

На любой проводник с током, находящийся в магнитном поле, действует сила Лоренца. Это явление используется в электродинамическом акустическом генераторе.

Если в проводе катушки протекает переменный ток, его магнитное поле наводит вихревые токи в электропроводящем стержне, заставляя его совершать механические колебания. Стержень соединен с мембраной, которая и создает в окружающей среде продольную акустическую волну, частота которой зависит от частоты переменного тока в катушке. Электродинамики применяют для генерации низкочастотного ультразвука, частота которого не превышает 100

кГц. Электродинамический принцип получения ультразвука используют, главным образом, в микроэлектронике при создании так называемых электромагнитных акустических преобразователей. Работа таких преобразователей основана на возникновении акустических колебаний в твердом теле, на которое действует внешнее магнитное поле. При прохождении через твердое тело электрического тока на него действует сила Лоренца со стороны внешнего магнитного поля, и при переменном токе в твердом теле возникают акустические колебания, частота которых зависит от частоты переменного тока. В миниатюрных преобразователях в качестве твердого тела применяют металлизированный диэлектрик (стекло или керамика). [1]

7. Выводы

В заключении хотелось бы отметить, что выше изложенные типы являются обобщёнными и выбор какого конкретного устройства предполагает его доработку исходя из условий эксплуатации и реализуемого метода измерения параметра, так же ограничения и/или дополнительные условия применения накладывает сам измеряемый параметр т.е. это может быть расстояние до объекта, измерение расхода жидкости или сыпучего материала и т.д.

Библиографический список

1. Электронный ресурс <https://electrosam.ru/glavnaja/slabotochnye-seti/oborudovanie/ultrazvukovye-datchiki/>
2. Электронный ресурс http://ersplus.ru/index.php?option=com_content&view=article&id=364&Itemid=500
3. Электронный ресурс <https://school-science.ru/2/11/31342>

Секция 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ РОБОТОВ

УДК 004.932

СТЕРЕО РЕКОНСТРУКЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ ОПТИЧЕСКОГО ПОТОКА НА ПЛИС

П.В. Беляков, М.Б. Никифоров

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассматривается модификация вариационного метода вычисления оптического потока для его аппаратной реализации на ПЛИС, позволяющая осуществлять построение карты глубины изображений в реальном времени для навигации мобильных роботов.

Ключевые слова: карта глубины, оптический поток, вариационный метод, ПЛИС.

FPGA IMPLEMENTED OPTICAL FLOW BASED STEREO RECONSTRUCTION

P.V. Belyakov, M.B. Nikiforov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The modification of the variation optical flow method computation for FPGA hardware implementation, applicable for a real-time image depth map construction for autonomous robots navigation is considered.

Keywords: depth map, optical flow, variational method, FPGA

Одной из важнейших на сегодняшний день задач в робототехнике и в системах технического зрения [1] является задача получения информации о глубине каждой точки изображения в трехмерном пространстве по двум исходным плоским изображениям.

Имея на входе последовательность кадров, необходимо воссоздать запечатленное на них трехмерное пространство и те изменения, которые происходят с ним с течением времени. Например, мобильный робот часто не располагает информацией о своем положении в пространстве. На основе информации о глубине можно генерировать 3D модели окружающего пространства для навигации робота. Серьезной проблемой является построение карты глубины с приемлемым качеством в режиме реального времени, что очень важно для практического применения мобильных роботов [2].

Стереореконструкция заключается в установлении точного соответствия между левым и правым изображением стереопары. Это соответствие определяется расстоянием (диспаратетом) между пикселями одного и того же объекта на левом и правом изображении. Хорошо известны локальные методы вычисления диспаратета, основанные на принципе

«скользящего окна». Они обладают определенной сбалансированностью скорости-качества [3] и реализуются на таких параллельных архитектурах, как видеокарты. Основным недостатком данного метода все же остается не высокое качество определения соответствия между пикселями изображений.

Альтернативой поиска такого соответствия служит использование оптического потока, описывающего смещение точек изображений. Оптический поток - это изображение видимого движения, представляющее собой сдвиг каждой точки между двумя изображениями. По сути, он представляет собой поле скоростей (т.к. сдвиг эквивалентен мгновенной скорости) и для каждой точки первого изображения $I_1(x, y)$ находится такой сдвиг (dx, dy) , чтобы исходной точке соответствовала точка на втором изображении $I_2(x + dx, y + dy)$.

Одной из наиболее точной, но вместе с тем наиболее вычислительно сложной является постановка задачи вычисления оптического потока в вариационной формулировке и ее решение через минимизацию функционала [4]. Вычисление вариационного оптического потока основано на решении системы нелинейных дифференциальных уравнений в частных производных. Их аппроксимация конечными разностями приводит к системе линейных алгебраических уравнений, которые могут быть численно решены итерационными методами.

Современные ПЛИС обладают большими логическими ресурсами и высокой производительностью для реализации решения подобного класса задач. Применение языка аппаратного дизайна Verilog позволяет совмещать эффективную реализацию алгоритмов и скорость разработки.

Аппаратная организация вычисления оптического потока на ПЛИС, представленная на рис. 1, призвана обеспечить вычисление оптического потока вариационным методом в реальном масштабе времени с сохранением высокой точности. Предлагаемая аппаратная архитектура вычисления оптического потока предполагает параллельную конвейерную аппаратную реализацию [5].



Рисунок 1 - Функциональная схема аппаратной организации вычисления оптического потока

Библиотеки элементов современных ПЛИС позволяют относительно быстро реализовать вычисления в формате с плавающей точкой. Помимо аппаратной организации непосредственно вычислительного ядра оптического потока требуется организация работы с внешней памятью. Для итерационного вычисления оптического потока на используемой в данной работе архитектуре SoC Zynq [6] предлагается двойная буферизация памяти (см. рис. 2).

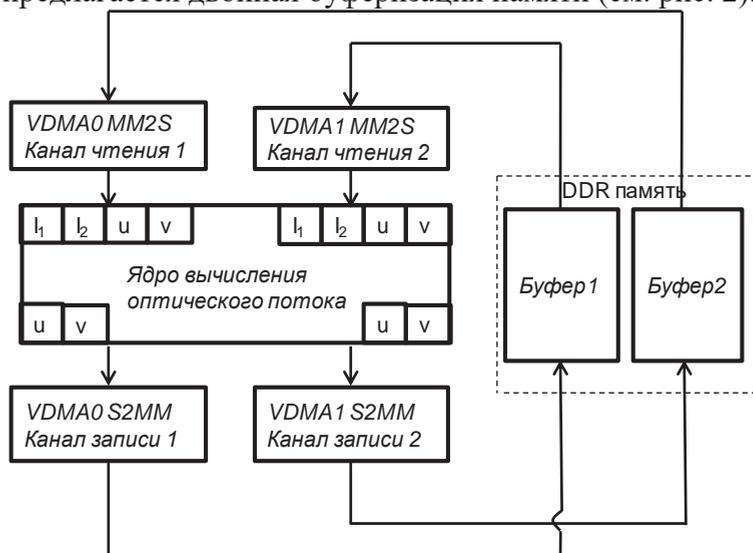


Рисунок 2- Организация двойной буферизации памяти для вычисления оптического потока

Посредством прямого доступа к памяти VDMA (Video Direct Memory Access) осуществляется доступ к DDR памяти системы на кристалле SoC Zynq

фирмы Xilinx [7] и производится обмен данными - входными изображения I_1 , I_2 и вектором оптического потока u, v .

В работе предложена модификация вариационного метода вычисления оптического потока и ее аппаратная реализации на ПЛИС, что позволяет использовать ее как ускоритель вычисления оптического потока для стерео реконструкции в реальном времени для навигации мобильных роботов.

Библиографический список

1. Обработка изображений в авиационных системах технического зрения/ Под ред. Л.Н. Костяшкина, М.Б. Никифорова. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2016, с. 28-32.
2. Ларкин Е.В. Моделирование процесса дистанционного управления роботом. Известия ТулГУ. Технические науки, 2016, Вып. 12. Ч. 4, с. 202-214.
3. Елесина С.И., Никифоров М.Б., Логинов А.А., Костяшкин Л.Н. Монография под ред. Л.Н. Костяшкина, М.Б. Никифорова. Совмещение изображений в корреляционно-экстремальных навигационных системах. М.: Радиотехника, 2015. 208 с.
4. T. Brox, A. Bruhn, N. Papenbergh, and J. Wieckert High Accuracy Optical Flow Estimation Based on Theory for Warping. //in Proc. European Conf. Computer Vision, vol. 4, pp. 25-36, 2004.
5. П.В. Беляков, Е.В. Ларкин, М.Б. Никифоров. Модификация вариационного метода вычисления оптического потока для реализации на ПЛИС. Известия ТулГУ. Технические науки, 2018, Вып. 9. с. 19-28.
6. П.В. Беляков, М.Б. Никифоров. Вариационный метод вычисления оптического потока в системе-на-кристалле. Цифровая обработка сигналов, 3/2018, с. 76-82.
7. Xilinx Zynq-7000 SoC. <http://www.xilinx.com/products/silicondevices/.soc/zynq-7000/index.html>

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ СТАБИЛИЗАЦИИ ХИРУРГИЧЕСКОГО ОПЕРАЦИОННОГО СТОЛА В МОБИЛЬНОЙ ТРАНСПОРТНОЙ СИСТЕМЕ

А.Р. Суфэльфа¹, М.А. Головин²

¹Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

²Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

В статье рассматривается вопрос обеспечения возможности проведения хирургических операций при движении на транспорте. Предложен вариант схемы устройства стабилизирующей платформы. Использование нелинейного пружинного аккумулятора на базе цилиндрических пружин является возможным путем решения задачи стабилизации.

Ключевые слова: *Стабилизирующая платформа, пружинный аккумулятор, цилиндрическая пружина.*

DEVELOPMENT OF A SURGICAL OPERATING TABLE STABILIZATION IN THE MOBILE TRANSPORT SYSTEM

A.R. Sufelfa¹, M.A. Golovin²

¹Saint-Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI"

²Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University

The article discusses the issue of ensuring the possibility of surgical operations when moving on transport. A variant of the device layout stabilizing platform is proposed. It is possible to use a non-linear spring battery based on cylindrical springs to solve the problem of stabilization.

Keywords: *Stabilizing platform, spring battery, cylindrical spring.*

Оказание неотложной медицинской помощи преследует цель доставки пострадавшего в стационар для проведения диагностических процедур и выполнения различных манипуляций, в частности – хирургических вмешательств. При этом обеспечение технической возможности осуществления стабилизации операционного стола является важным шагом на пути решения задачи осуществления ранних хирургических вмешательств в движении на транспорте.

Актуальность. Травмы и заболевания, при которых необходимо оперативное вмешательство, являются одной из причин вызова бригад скорой (неотложной) помощи. Объем мероприятий, которые возможно осуществлять врачам на вызове и при доставке в стационар, не включает оперативное вмешательство. В то же время, при наличии большого количества пострадавших, значительной удаленности стационара и вследствие других причин необходимо оказывать соответствующую раннюю хирургическую

помощь. При этом по-прежнему основным критерием оказания помощи является ранняя доставка в стационар. Соответственно, осуществление оперативного вмешательства при движении в стационар, то есть в движении на транспорте в условиях возможного отсутствия дорожного покрытия, означает одновременное решение двух указанных выше проблем.

Цель проведенного исследования заключается в разработке системы стабилизации положения хирургического операционного стола при движении на колесном, гусеничном и другом транспорте по неровной поверхности. Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

1. Разработка механизма стабилизации с использованием пружинного аккумулятора на базе цилиндрических пружин [1].
2. Разработка модуля системы стабилизации.

Исходя из поставленных задач разработан вариант организации системы стабилизации (рис.1).

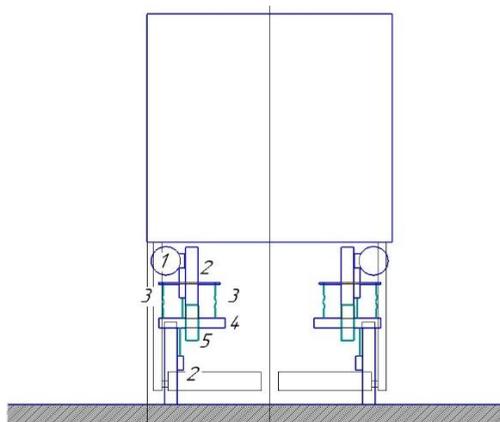


Рисунок 1 – Вариант организации стабилизирующей системы

Система стабилизации состоит из следующих основных элементов.

Мотор-редуктор (1) через цепную передачу сообщает крутящий момент валу, на котором закреплены зубчатое колесо (2). Зубчатое колесо (5) закреплено на валу (4). Зубчатые колеса (2) и (5) соединены ременной передачей. Концы цилиндрических пружин (3) закреплены на валах (3) и (4) так, что цилиндрические пружины (3) свободно вращаются на валах (3) и (4). Вал (4) соединен с узлом фиксации (2), установленном на направляющих.

Представленный вариант организации системы стабилизации способен осуществлять компенсацию движений при отклонении по двум плоскостям.

В процессе проектирования системы мехатронной стабилизирующей платформы были использованы методы теории автоматического управления, теории машин и механизмов.

Вывод. В результате проведенного исследования предложен вариант конструкции системы стабилизация хирургического операционного стола, в котором производится активная компенсация угла отклонения по двум плоскостям. Решение частных вопросов проектирования подобной системы

является перспективной темой дальнейшего исследования. Научный и практический интерес представляет решение вопроса обеспечения стабилизации положения хирурга и других врачей мобильной бригады во время оперативного вмешательства.

Библиографический список

1. Мехатронные рекуперативные приводы для цикловых перемещений: Учеб. пособие. / В. Л. Жавнер, А.М. Абрамов, О. Н. Мацко, М. В. Жавнер // В.Новгород. Изд-во Новгородского ун-та. 2013. – 97 с.

УДК 62-529

**РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ МЕХАТРОННЫМ
МОДУЛЕМ ПОДВЕСКИ ПЛАТФОРМЫ С УРАВНОВЕШИВАНИЕМ**

А.Р. Суфэльфа¹, М.А. Головин²

¹Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

²Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

В статье рассматривается разработка мехатронного модуля подвески платформы с уравниванием. Разработан макет и структурная схема устройства стабилизирующей платформы. Предложена система управления движением и автоматической стабилизацией положения платформы при изменении угла отклонения в одной плоскости.

Ключевые слова: *Стабилизирующая платформа, инерционное измерительное устройство, акселерометр, гироскоп, микросхема MPU5060.*

**DEVELOPMENT OF A CONTROL SYSTEM FOR MECHATRONIC
SUSPENSION MODULE PLATFORM WITH BALANCING**

A.R. Sufelfa¹, M.A. Golovin²

¹Saint-Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI"

²Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University

The article presented the development of a mechatronic suspension module platform with balancing. The breadboard model and block diagram of the stabilizing platform was developed. A system of motion control and automatic stabilization of the platform position with a change in the angle of deviation in one plane is proposed.

Keywords: *Stabilizing platform, IMU, accelerometer, gyroscope, integrated circuit MPU5060.*

Для повышения комфорта при перемещении на колесной технике по неровной поверхности предложено множество решений. Наиболее очевидным

примером такой техники, с точки зрения технических средств реабилитации (ТСР), является инвалидное кресло-коляска.

Актуальность. В настоящее время предложено большое число кресел-колясок с электроприводом, пригодных для самостоятельного использования инвалидом. При этом движение в городской среде с учетом ее специфики, например: въездов на пандусы, угол наклона которых может достигать 30 градусов, движения по эскалаторам, предъявляет дополнительные требования к обеспечению уровня комфорта и безопасности. Главным ограничением большинства существующих конструкций является отсутствие обеспечения заданного положения платформы, или сиденья кресла-коляски, при движении по наклонным поверхностям. Таким образом, представляется актуальным направление разработки адаптивных модулей подвески инвалидной коляски для использования в городских условиях.

Цель проведенного исследования заключается в разработке системы управления макетом кресла-коляски со стабилизацией положения сиденья при движении в одной плоскости. Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

1. Разработка и изготовление макета модуля подвески кресла-коляски.
2. Разработка структурной схемы системы управления.
3. Разработка и сборка электрической принципиальной схемы устройства.
4. Разработка и написание программного кода для микроконтроллера.

Исходя из поставленных задач разработан и изготовлен макет стабилизирующей платформы (рис.1).

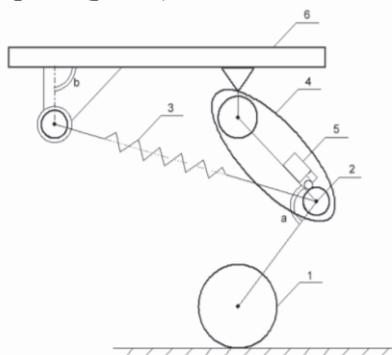


Рисунок 1 – Схема макета стабилизирующей платформы

Макет разрабатываемой системы позволяет оценить возможности управления мехатронным модулем подвески платформы с уравниванием. Макет состоит из пневмоцилиндра (1) для имитации неровностей дорожного покрытия, двух рычагов (2) межосевые расстояния которых одинаковы, уравнивающего устройства на базе пружинного аккумулятора (3), мотор-редуктора (5), зубчато-ременной передачи (4) и платформы (6) с установленным инклинометром, имитирующей сиденье кресла-коляски. Структурная схема предлагаемой системы управления, приведена на рисунке 2.

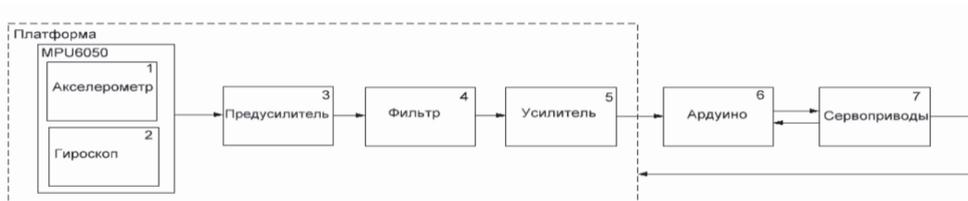


Рисунок 2 – Структурная схема системы

Принципиальная электрическая схема является модульной и включает в себя плату Arduino Uno, IMU модуль GY86 и двигатель. IMU модуль GY86 включает: акселерометр и гироскоп (MPU5060), магнитометр (HMC5883L) и барометр (MS5611).

Работа системы управления построена по следующему принципу. Микросхема MPU5060 определяет изменения мгновенной угловой скорости по трем осям и линейное ускорение, фиксирует изменение в пространстве независимо от направление движения. Полученная информация поступает через шину I2C на плату Arduino Uno, где производится ее обработка. В системе управления программно задан допустимый коридор значений угла отклонения, в котором стабилизация платформы не производится. При выходе значения угла наклона платформы за допустимые пределы производится включение мотор-редуктора: при отклонение вверх ($\angle\beta > 90^\circ$) - для уменьшения угла α , при отклонении вниз ($\angle\beta < 90^\circ$) - для увеличения угла α .

Дрейф значений акселерометра и гироскопа устраняется путем учета их одновременных показаний.

Таким образом, разрабатываемая система управления подвеской инвалидного кресла-коляски обеспечивает сбор необходимых данных, их обработку и выдачу команд управления для стабилизации положения платформы, что полностью соответствует поставленной задаче.

В процессе проектирования системы мехатронной стабилизирующей платформы, были использованы методы теории автоматического управления, приближенного решения нелинейных дифференциальных уравнений, элементарных вычислений и цифрового моделирования на ЭВМ [1].

Вывод. В результате проведенного исследования разработана конструкция испытательного стенда модуля подвески мехатронной инвалидной кресла-коляски и изготовлен макет, который автоматически стабилизирует положение платформы при изменении угла наклона в одной плоскости. Представленная тема является перспективной для дальнейшего исследования. Научный и практический интерес представляет разработка системы управления с учетом отклонения в двух плоскостях.

Библиографический список

1. Воронин, С.Г. Электропривод инвалидной коляски: принципы построения и проблемы реализации / С.Г. Воронин, Д.В. Коробатов, А.И. Согрин // Вестник ЮУрГУ. Серия «Энергетика». 2001. - вып. 1. - № 4(04). - С. 84-88.
2. Коробатов, Д.В. Цифровая система управления движением инвалидного кресла-коляски / Д.В. Коробатов // Интеллектуальные системы управления и обработки информации: тезисы докл. науч-тех. конф. Уфа.: УГАТУ, 1999. - С. 32-34.
3. Основы теории непрерывных и дискретных систем регулирования. – 5-е изд., перераб. и доп.: учеб. пособие / А.С. Востриков, Г.А. Французова, Е.Б. Гаврилов. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2008. – 476 с. ISBN 978-5-7782-1129-9
4. Согрин, А.И. Система аварийного торможения инвалидной коляски с электроприводом.: дис. .канд. техн. наук / А.И. Согрин. Челябинск, 2007. — 130 с.

УДК 004.896: 621.865.8

**ФОРМИРОВАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ
ДЛЯ ОТЛАДКИ АЛГОРИТМОВ НАВИГАЦИИ МОБИЛЬНЫХ
РОБОТОВ
ПО ДАННЫМ МАГНИТОМЕТРОВ**

А.Г. Борисов, С.А. Голь

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной статье предлагается использовать автоматизированный стенд, моделирующий естественное магнитное поле Земли в рабочем объеме, для сбора первичных данных и отладки алгоритмов навигации мобильного робота. Формируемое стендом искусственное магнитное поле изменяется в соответствии с заданным алгоритмом и имитирует магнитное поле в предполагаемой среде применения робота.

Ключевые слова: *мобильный робот, магнитное поле, навигация, автоматизированный стенд.*

**PRECISION ULTRASOUND RANGEFINDER
FOR SEARCH AND RESCUE MOBILE ROBOT**

A. Borisov, S. Goll

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This article discusses a method to increase the measurement resolution of the ultrasonic rangefinders to meet the needs of vital signs noncontact registration by mobile robot based on the chest movements during search and rescue operations,

also presents the experiments results of the respiratory processes registration and the comparison with time-of-flight method.

Keywords: *ultrasound, rangefinder, resolution, envelope, phase spectrum.*

Важным дополнением к инерциальной навигационной системе мобильного робота являются магнитометры. Окружающее магнитное поле области функционирования выступает объектом картографирования, области с аномалиями магнитного поля служат для определения опорных точек [1-3]. На магнитометры влияют как электрооборудование самого робота, так и взаимное положение составных частей робота. Компенсация собственного влияния робота на показания магнитометров осуществляется вычислительными методами. Чтобы получить исходные данные для компенсации, необходимы эксперименты в невозмущенной магнитной обстановке [4].

В работе предлагается для сбора первичных данных использовать автоматизированный стенд, моделирующий естественное МП Земли в рабочем объеме [5,6]. Формируемое стендом искусственное магнитное поле изменяется в соответствии с заданным алгоритмом и имитирует магнитное поле в предполагаемой среде применения робота.

Особенности стенда:

- рабочее пространство, достаточное для размещения мобильного робота;
- коррекция температурного дрейфа катушек контурной системы;
- равномерная частотная характеристика в рабочем диапазоне частот;
- компенсация помех от источника питания и других подобных помех;
- выравнивание чувствительности каналов формирования магнитного поля;
- компенсация несоосности систем координат датчика магнитного поля и контурной системы.

Разработана интерактивная модель в графической среде имитационного моделирования Simulink, позволяющая оценивать и настраивать параметры автоматизированного стенда. Создан экспериментальный образец автоматизированного стенда (рисунок 1), результаты эксплуатации подтверждают адекватность предложенной модели.



Рисунок 1 – Автоматизированный стенд моделирования магнитного поля

Библиографический список

1. Haverinen J., Kemppainen A. Global indoor self-localization based on the ambient magnetic field // *Robotics and Autonomous Systems*. — 2009. — Т. 57, No 10. — С. 1028—1035.
2. Magnetic field-based SLAM method for solving the localization problem in mobile robot floor-cleaning task / I. Vallivaara [и др.] // *15th International Conference on Advanced Robotics: New Boundaries for Robotics, ICAR 2011, Tallinn, Estonia, June 20-23, 2011*. — IEEE, 2011. — С. 198—203.
3. Grand E. L., Thrun S. 3-Axis magnetic field mapping and fusion for indoor localization // *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems, MFI 2012, Hamburg, Germany, September 13-15, 2012*. — IEEE, 2012. — С. 358—364.
4. Christensen L., Krell M. M., Kirchner F. Learning magnetic field distortion compensation for robotic systems // *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2017, Vancouver, BC, Canada, September 24-28, 2017*. — IEEE, 2017. — С. 3516—3521.
5. Testing of the three axis magnetometers for measurements of the earth magnetic field / S. Roman [и др.] // *Journal of Automation, Mobile Robotics and Intelligent Systems*. — 2009. — Т. 3, No 4. — С. 96—98.
6. A simple geomagnetic field compensation system for uniform magnetic field applications / A. R. Alvarez [и др.] // *Revista Facultad de Ingeniería*. — 2017. — Т., No 83. — С. 65—71.

СИСТЕМА СЛЕЖЕНИЯ СПАСАТЕЛЬНОГО МОБИЛЬНОГО РОБОТА ЗА АКТИВНЫМ МАЯКОМ

С.А. Голь, Е.А. Захарова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной статье рассматривается оценка траектории ведущего для сценария движения наземного автономного мобильного робота за ним в режиме «Следуй за мной». Предложено ввести в состав бортовой сенсорной системы мобильного робота пространственную решетку ультразвуковых приемников, которые принимают периодически излучаемые сигналы активным ультразвуковым маяком, расположенном на преследуемом роботом ведущем объекте. Начало каждого излучения ультразвуковой волны маркируется радиоимпульсом.

Ключевые слова: *мобильный робот, ультразвуковой маяк, ультразвуковой приемник, фильтр Калмана.*

AN ACTIVE BEACON-BASED RESCUE MOBILE ROBOT TRACKING SYSTEM

S. Goll, E. Zakharova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The paper is focused on the mobile robot convoying along the path travelled by some leader carrying the active ultrasonic beacon. The robot is equipped with the three-dimensional receiver array in order to receive both the ultrasonic wave and the RF wave marking the beginning of the measurement cycle.

Keywords: *mobile robot, ultrasonic beacon, ultrasonic receiver, Kalman Filter.*

Одним из ключевых сценариев работы мобильного наземного робототехнического комплекса является движение в составе конвоя, предполагающее следование в автономном режиме за лидером, в качестве которого может выступать другое транспортное средство или человек. Сценарий работы «Следуй за мной» широко востребован как в военной, так и в гражданской сфере и может быть применим для транспортировки грузов различного назначения. В международных полевых робототехнических испытаниях указанный сценарий является одним из основных. Так, например, в европейских испытаниях ELROB «Следуй за мной» входит в состав заданий «Мул» и «Конвой».

Системы, позволяющие определить взаимное расположение лидера и ведомого транспортного средства, основаны на системах глобального спутникового позиционирования ГЛОНАСС/GPS [1], видеокамерах видимого и инфракрасного диапазонов [2], лазерных сканирующих дальномерах [3], радарных и ультразвуковых дальномерах [4]. Каждый из перечисленных

методов имеет ряд преимуществ и ограничений. Так же следует отметить, что дождь, снег, туман, задымление, а также препятствия между лидером и ведомым транспортным средством, существенно ухудшают оценку их взаимного расположения при использовании всех выше перечисленных сенсоров. Таким образом, существует необходимость в точной и надежной оценке положения лидера относительно ведомого транспортного средства в неблагоприятных условиях окружающей среды.

В этой работе мы предлагаем систему определения положения лидера относительно ведомого транспортного средства, включающую в себя активный ультразвуковой маяк, расположенный на ведущем, и систему из нескольких ультразвуковых приемников, размещаемых определенным образом на ведомом транспортном средстве (рис. 1).

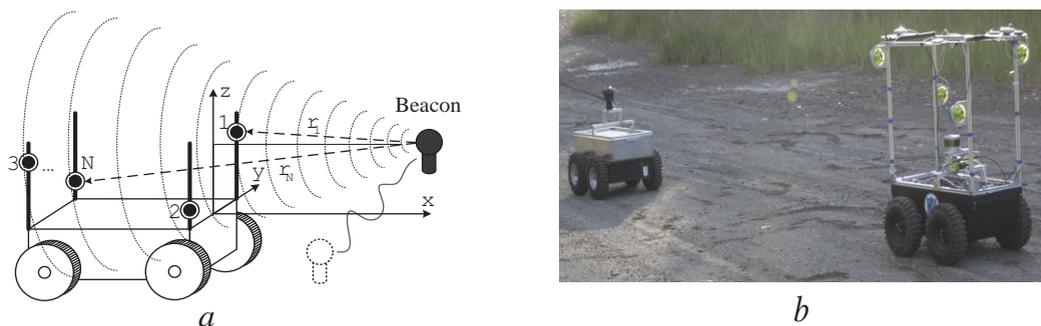


Рисунок 1 – а) маяк и пространственная решетка приемников на мобильном роботе,
б) мобильные роботы в режиме «Следуй за мной».

Маяк представляет собой устройство, испускающее ультразвуковую волну через равные промежутки времени. Одновременно с ультразвуковым импульсом маяком формируется и излучается радиоимпульс, обозначающий начало очередного цикла измерения. Каждый из приемников измеряет временной интервал от момента приема радиоимпульса до момента приема ультразвуковой волны. Указанные временные интервалы пропорциональны расстояниям между маяком и приемниками. Для определения координат маяка в локальной системе координат ведомого транспортного средства решается система нелинейных алгебраических уравнений, по числу приемников, закрепленных на ведомом транспортном средстве.

Наблюдаемые величины – зарегистрированные временные интервалы пролета ультразвуковой волны до каждого из приемников – определяют квадраты расстояний от каждого приемника до маяка в известной системе нелинейных алгебраических уравнений. Она включает в себя и структурные параметры – координаты приемников в системе координат, связанной с мобильным роботом. Скрытыми же и подлежащими оценке переменными являются координаты маяка, определение которых с помощью трилатерации

осложнено нелинейностью модели и двусторонним экспоненциальным распределением наблюдаемых переменных с растущей (нестационарной) дисперсией при увеличении расстояния от маяка до пространственной решетки приемников. Нелинейная система уравнений позволяет перейти к линейной системе алгебраических уравнений путем введения новых наблюдаемых переменных, представляющих собой все комбинации разностей квадратов расстояний от маяка до приемников. При этом новые наблюдаемые переменные имеют нормальное распределение, а их линейная связь со скрытыми переменными делает возможным применение классического фильтра Калмана для оценки координат маяка в реальном времени. Особенностью является использование в фильтре Калмана нестационарной матрицы ковариации вектора измерения, зависящей от этой оценки. К тому же маяк находится при движении большую часть времени на значительном расстоянии от преследуемого его робота, где дисперсия наблюдаемых данных достаточно велика. Но факт, что между мобильным роботом и текущим положением маяка всегда присутствует множество точечных оценок его положения в прошлом, делает возможным их уточнение с помощью алгоритма сглаживания Рауха-Тунга-Штрибеля.

Экспериментальное сравнение оценки траектории этим методом с оценками нелинейным методом наименьших квадратов с экспоненциальным сглаживанием, расширенным фильтром Калмана, ансцентным фильтром Калмана и фильтром частиц (методом Монте-Карло) показало его преимущество в точности и быстродействии. К тому же использование в каждом ультразвуковом приемнике двух независимых измерительных каналов с автоподстройкой усиления, алгоритма интерполяции пропущенных данных и отбрасывания артефактов позволило в некоторых применениях (в узких) исключить использование других дорогостоящих сенсоров мобильного робота для планирования его траектории среди ям и препятствий, которые заведомо обошел ведущий.

Библиографический список

1. Spencer M., Jones D., Kraehling M., Stol K. Trajectory based autonomous vehicle following using a robotic driver, Australasian conference on robotics and automation, Brisbane: Australian Robotics and Automation Association, Sydney, Australia, 2007, pp. 1-10.
2. Changchen Z., Weihai C., Zhiwen Z., Jingmeng L. An RGBD data based vehicle detection algorithm for vehicle following systems, Industrial Electronics and Applications (ICIEA) 2013 8th IEEE Conference on, Melbourne, Australia, 19-21 June 2013, pp. 1506-1511.
3. Ng T C, Ibanez-Guzman J, Shen J, Gong Z, Wang H, and Cheng C 2004 Vehicle following with obstacle avoidance capabilities in natural environments, Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation ICRA '04, New Orleans, LA, USA, April 2004, vol. 5, pp. 4283-4288.

4. Shoval S and Borenstein J 2001 Measuring the relative position and orientation between two mobile robots with binaural sonar, Proceedings of the ANS 9th International Topical Meeting on Robotics and Remote Systems, Seattle, Washington, USA, 4-8 March 2001.

УДК 004.896: 681.5.08

ПРЕЦИЗИОННЫЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДАЛЬНОМЕР ДЛЯ ПОИСКОВО-СПАСАТЕЛЬНОГО МОБИЛЬНОГО РОБОТА

С.А. Голь, Ю.С. Максимова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной статье рассматривается метод повышения разрешающей способности ультразвуковых дальномеров в целях проведения поисково-спасательных работ при удаленном определении показателей жизнедеятельности пострадавшего мобильным роботом на основе информации о перемещении его грудной клетки и приводятся результаты экспериментов при регистрации процессов дыхания и результаты сравнения с время-пролетным методом.

Ключевые слова: ультразвук, дальномер, разрешающая способность, огибающая, фазовый спектр.

PRECISION ULTRASOUND RANGEFINDER FOR SEARCH AND RESCUE MOBILE ROBOT

S. Goll, J. Maximova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This article discusses a method to increase the measurement resolution of the ultrasonic rangefinders to meet the needs of vital signs noncontact registration by mobile robot based on the chest movements during search and rescue operations, also presents the experiments results of the respiratory processes registration and the comparison with time-of-flight method.

Keywords: ultrasound, rangefinder, resolution, envelope, phase spectrum.

Спасательные операции в зонах техногенных катастроф и военных конфликтов все чаще полностью исключают присутствие спасателей в этих районах или же связаны с высокими рисками для их жизни и здоровья. Поэтому своевременное дистанционное получение достоверной информации о местонахождении пострадавших и показателях их жизнедеятельности позволяет лучшим образом спланировать операцию спасения силами бригады спасателей или в ближайшем будущем телеуправляемыми и автономными роботам-эвакуаторами. Выяснить параметры жизнедеятельности пострадавшего, в первую очередь дыхания и пульса, нетривиальная задача

даже для телеуправляемого поискового мобильного робота. Самые информативные для этих целей – видеодатчики и тепловизоры – требуют, в случае невозможности проводного интерфейса, широкополосного канала радиосвязи, который в отсутствии прямой видимости и при сильных помехах может привести к ошибочным выводам. К тому же уже безжизненное тело может еще значительное время давать тепловое изображение живого человека. Другой способ – контактное измерение пульса и дыхания с помощью накладываемых роботом электродов на определенные участки тела пострадавшего – связан с еще большим комплексом проблем дистанционного или автономного распознавания зон наложения датчика и управления его перемещением в пространстве, а также травмоопасностью.

Технология мало дистантных радиолокаторов является многообещающей для бесконтактной оценки дыхания и пульса. Однако в условиях электромагнитных помех и мешающих факторов для повышения надежности оцениваемых параметров мы предлагаем дополнительно использовать данные от дублирующего бесконтактного измерительного канала, основанного на ультразвуке. Сегодня ведутся активные поиски способов увеличения разрешающей способности ультразвуковых дальномеров, в частности, на основе линейной частотной модуляции ультразвукового сигнала или на основе комбинированных видов модуляции [1]. Но они требуют дорогих аппаратных решений, связанных с широкополосными ультразвуковыми излучателями и приёмниками.

Предлагается решение, основанное на новом алгоритме обработки сигнала с бюджетного ультразвукового преобразователя, используемого в автомобильных системах помощи при парковке и контроле опасных сближений при движении. Лучшие варианты широко применяемого для таких излучателей время-пролетного метода измерения дистанции [2] могут обеспечить разрешающую способность до четверти длины волны ультразвукового излучения. Но для регистрации процессов жизнедеятельности необходима разрешающая способность в субмиллиметровом диапазоне, которую обеспечивает предлагаемый метод. Он основан на слежении за значимыми составляющими фазового спектра огибающей эхо-сигнала, получаемого в результате каждого излучения пачки зондирующих импульсов. Метод позволяет получать измерительные данные в том же темпе, что и время-пролетный метод, но с более высоким разрешением. Задача определения границ повышения разрешающей способности разработанного метода является на сегодняшний день основной.

Адекватность предлагаемого решения подтверждена данными экспериментов. На рисунке 1а представлены оценки относительного движения грудной клетки, полученные на основе слежения за 10 значимыми составляющими фазового спектра огибающей эхо-сигнала, в процессе дыхания (3 вдоха/выдоха). На рисунке 1б – оценка относительного смещения алюминиевой пластины, перемещающейся по пилообразному закону с

амплитудой 4 мм вдоль оси диаграммы направленности ультразвукового излучателя, полученная разработанным методом, на рисунке 1в – время-пролетным методом.

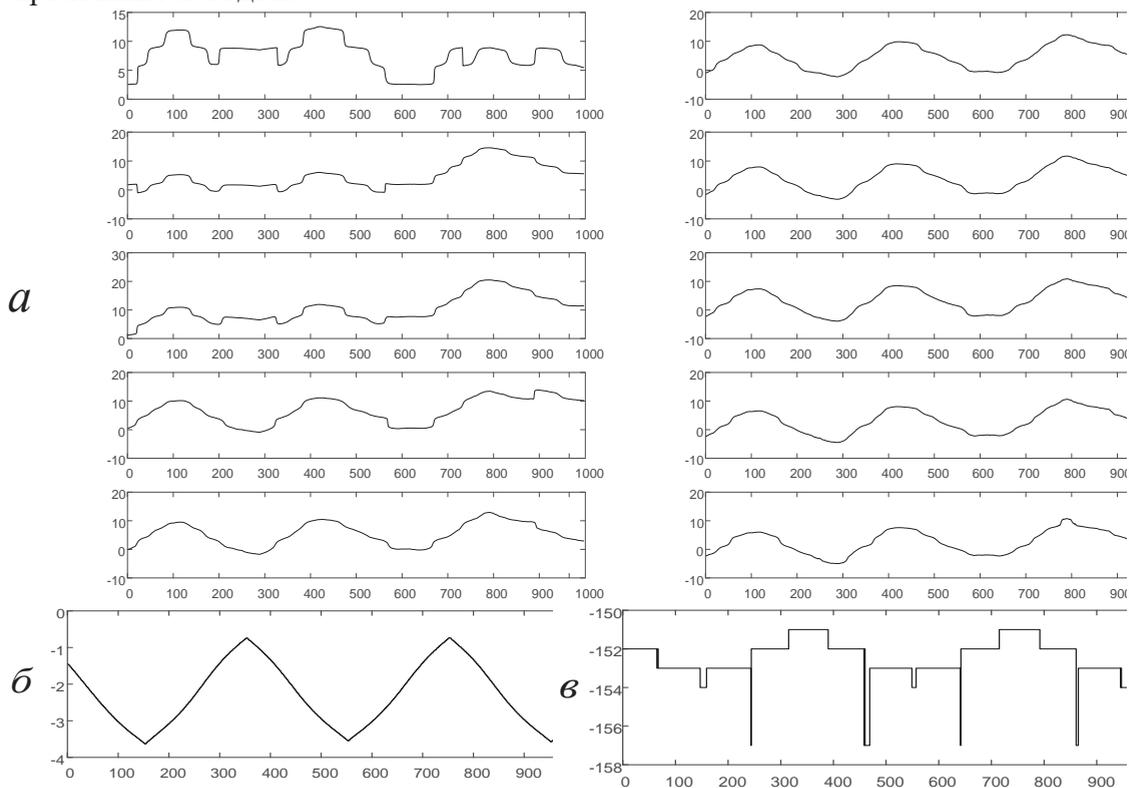


Рисунок 1 – а) Оценки смещения грудной клетки человека в процессе дыхания, б) оценка смещения алюминиевой пластины с амплитудой 4 мм, полученная разработанным методом, в) оценка смещения алюминиевой пластины с амплитудой 4 мм, полученная время-пролетным методом

Библиографический список

1. Saad A., Radwan A., Sadek S., Obeid S., Zaharia G., El Zein G. Remote monitoring of heart and respiration rate using a wireless microwave sensor, 12th International Healthcare, Hospital Supplies and Medical Equipment Shows (Saudi Medicare 2009), Riad, Saudi Arabia, May 2009.
2. Huang S.S., Huang C.F., Huang K.N., Young M.S. A high accuracy ultrasonic distance measurement system using binary frequency shift-keyed signal and phase detection, The Review of scientific instruments, vol. 73, no. 10, pp. 3671-3677.

УДК 615.47

ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ИНВЕРСНОЙ КИНЕМАТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРОГРАММНОЙ СРЕДЫ V-REP

А.В. Кондрашов, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данном докладе рассмотрено исследование задачи обратной кинематики для управления робототехническим манипулятором KUKA YouBot, а также основные компоненты разрабатываемого алгоритма.

Ключевые слова: *инверсная кинематика, метод градиентного спуска, манипулятор, интеллектуальное управление.*

RESEARCH OF THE ALGORITHM OF INVERSE KINEMATICS USING THE V-REP SOFTWARE

A.V. Kondrashov, S.S. Luksha

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This paper is about the solution of the inverse kinematic problem for controlling the KUKA YouBot robotic manipulator, as well as the main components of the developed algorithm.

Keywords: *inverse kinematics, gradient descent method, manipulator, intelligent control.*

Прямая задача кинематики заключается в определении положения конечного звена манипулятора при известных углах поворота сочленений. В данном случае одному вектору углов поворота будет соответствовать единственное расположение звеньев, а, следовательно, и единственная точка в пространстве.

Координаты положения каждого последующего сочленения напрямую зависят от положений предыдущих звеньев, а также от оси вращения самого звена.

Математически преобразование координат происходит путем использования матриц поворота.

Матрицы поворота вокруг осей X, Y, Z:

$$M_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{pmatrix}$$

$$M_y = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix}$$

$$M_z = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Также необходимо учитывать габаритные размеры самого сочленения. Итоговая формула для расчета координат положений звеньев:

$$p_1 = M_1 \cdot l_1$$

$$p_2 = p_1 + M_1 \cdot M_2 \cdot l_2$$

$$p_3 = p_2 + M_1 \cdot M_2 \cdot M_3 \cdot l_3$$

$$p_4 = p_3 + M_1 \cdot M_2 \cdot M_3 \cdot M_4 \cdot l_4$$

$$p_5 = p_4 + M_1 \cdot M_2 \cdot M_3 \cdot M_4 \cdot M_5 \cdot l_5$$

где M_i – матрица поворота i -го звена, l_i – длина i -го звена.

Решение обратной задачи кинематики состоит в установлении соответствия между конечной точкой, которая задаётся как входной параметр, и соответствующим вектором углов поворота сочленений. Трудность заключается в том, что одной точке в пространстве может соответствовать множество различных положений сочленений, что делает невозможным составление единственного кинематического уравнения.

Разрабатываемый алгоритм управления моделью манипулятора KUKA YouBot включает в себя несколько этапов:

1. Установление сеанса обмена данными в среде программирования Matlab со средой симуляции V-REP посредством локальной сети.
2. Установка начальных значений углов поворотных устройств для задания исходного положения манипулятора.
3. Установка коэффициентов, используемых в методе градиентного спуска для задания необходимой точности и скорости достижения целевой точки.
4. Ввод целевой точки в виде координат X, Y, Z.
5. Итерационный расчет требуемых углов методом градиентного

спуска:

$$\theta_i = \theta_{i-1} + \gamma_i \left((x_c - x_i) \frac{\partial x}{\partial \theta_i} + (y_c - y_i) \frac{\partial y}{\partial \theta_i} + (z_c - z_i) \frac{\partial z}{\partial \theta_i} \right)$$

где x_c, y_c, z_c - координаты захвата, x_i, y_i, z_i – координаты на текущем шаге.

6. Проверка совпадения рассчитанной и целевой точки осуществляется путем подстановки значений углов θ_i , полученных на текущей итерации в заранее известное уравнение прямой кинематики. Если разность их координат меньше или равна установленной погрешности уточнение θ_i прекращается и точка интереса считается достигнутой.

7. Передача команд на модель манипулятора:

8. Завершение сеанса обмена данными между средой симулирования и средой программирования.

Исследования разработанного алгоритма показали, что помимо ограничений на углы поворота необходимо ввести ограничения на задание целевой точки, которую манипулятор должен физически достигать.

Первое условие определяет расстояние до заданной точки и сравнивает его с максимально достижимым. В случае, когда точка недостижима, команды на модель не передаются и выводится ошибка.

Второе условие ограничивает введение точек, приводящих к саморазрушению робота. В данном случае, когда целевая точка является внутренней точкой самого манипулятора, команды на модель также не передаются и выводится ошибка.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в Dyn-Soft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

АЛГОРИМЫ АНАЛИЗА ОБЪЕКТОВ ОБЛАСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА ПО ДАННЫМ RGB-D КАМЕРЫ

А.А.Большакова, С.С.Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В данной статье рассмотрено позиционирование робота в пространстве при использовании RGB-D камеры – Kinect. Использование алгоритма нахождения особых точек позволяет оценивать перемещение объекта в пространстве. Также в статье рассказывается про обработку облака точек в целях получения 3D модели карты проходимости, в которой определены препятствия.

Ключевые слова: робот, Kinect, особые точки, позиционирование робота, облако точек, препятствия.

ALGORITHMS FOR MOBILE ROBOT ENVIROMENT OBJECT ANALYSIS USING RGB-D CAMERA DATA

A.A.Bolshakova, S.S.Luksha

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This article describes the positioning of the robot in space when using the RGB-D camera – Microsoft Kinect. Using the algorithm for finding Keypoints allows one to estimate the movement of an object in space. The article also describes the processing of a cloud of points in order to obtain a 3D model of a cross-country map, in which obstacles are identified.

Keywords: robot, Kinect, Keypoints, positioning of the robot, point cloud, obstacles.

Для автономного движения робота по заданной траектории необходима система, которая будет определять его местоположение в пространстве. В настоящее время существует различные устройства, позволяющие осуществлять навигацию. Но ни одна из них не является универсальной, например, некоторые из них имеют большую стоимость, которая не позволяет их использовать в условиях ограниченного бюджета, другие имеют недостаточную точность в условиях помещений, такие как спутниковые навигационные системы. С другой стороны, мобильный робот обладает широким набором датчиков, для получения информации об объектах, таких как Microsoft Kinect.

Kinect возможно использовать как в режиме камеры так и с получением карты глубины. На получаемом потоке кадров, можно найти большое количество особых точек, которые при перемещении робота будут так же менять свое местоположение, т.е. их координаты будут смещаться. Особые точки — элементы растрового изображения, по которым можно классифицировать изображение, распознать его, они представляют собой

отображение уникального сочетания объектов окружающего мира. Как правило, это угловые точки, либо вектора цветов, которые указывают на резкий перепад градиента. Методы распознавания особых точек используют различные дескрипторы, в которых хранится информация о точке. Возникает проблема с определением реального расстояния смещения робота в пространстве, которая может разрешиться с помощью облака точек – набора вершин в трехмерной системе координат. Пиксели, на которых найдены особые точки, можно обнаружить на облаке точек и найти их реальное смещение в метрах. Адекватное решение нахождение этих точек обеспечивает точное определение траектории движения робота.

Облако точек позволяет определять координаты объектов в трехмерном пространстве, следовательно, можно обнаружить плоскость пола и координаты различных препятствий, которые должен в дальнейшем объезжать робот. Для этого необходимо знать размеры объекта и выделить плоскость пола, по которой он сможет передвигаться, учитывая различные неровности и впадины. Полученные координаты проходимых и непроходимых объектов разделяются на два массива точек, которые могут быть использованы при построении траектории в заданную точку.

Предметом исследования настоящей работы является система позиционирования робота в пространстве и обнаружение препятствий. Целью является разработка алгоритма для определения положение робота в пространстве и пройденный им путь, а также обнаружение объектов, которые являются для них препятствием.

Алгоритм обработки функционирования системы состоит из следующих этапов.

1. Получение изображения с RGB-D камеры.
2. Распознавание особых точек на потоке кадров, полученных с камеры.
3. Нахождение смещения точек на кадрах.
4. Получение облака точек.
5. Сопоставление перемещения особых точек на изображении и на облаке точек.
6. Определение координат в метрической системе.
7. Обнаружение плоскости пола и препятствий.
8. Создание карты проходимости.

Полученные данные позволяют не только оценивать параметры перемещения мобильного робота, но и проводить первичный анализ объектов с распознаванием препятствий, что является входной информацией для алгоритма планирования траектории.

Библиографический список

1. Математическое и программное обеспечение вычислительных систем: Межвуз. сб. науч. тр. / Под ред. А.Н. Пылькина – Рязань (РГРТУ), 2018. – 184 с.

2. Remondino Fabio. FROM POINT CLOUD TO SURFACE: THE MODELING AND VISUALIZATION PROBLEM. Швейцарская высшая техническая школа Цюриха. Institute of Geodesy and Photogrammetry, Swiss Federal Institute of Technology (24-28 февраля 2003 года).

3. Matthias Hopf. Point Cloud Visualization. Университет Штутгарта. Institute for Visualization and Interactive Systems (13 апреля 2006 года).

УДК 615.47

ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ АЛГОРИТМОВ ТРАЕКТОРНОГО УПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ РАЛИЧНЫХ ТИПОВ МОБИЛЬНЫХ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИХ ПЛАТФОРМ

Е. В. Тишковец, С.С.Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе присутствует сравнительный анализ траекторного управления для двух типов робототехнических платформ. Описаны особенности кинематики платформ. В качестве примера траекторного управления используется объезд роботом препятствия во время движения по точкам с использованием алгоритмов планирования.

Ключевые слова: *робот, траекторное управление, планирование пути, мобильная платформа*

STUDY OF THE PECULIARITIES OF TRAJECTOR CONTROL ALGORITHMS FOR RARIAL TYPES OF MOBILE ROBOTS

E.V. Tishkovets, S.S.Luksha

There is a comparative analysis of the trajectory control for two types of robotic platforms. The features of kinematics of platforms are described. As an example of trajectory control, a robot avoids obstacles during movement on points using scheduling algorithms.

Keywords: *robot, trajectory control, path planning, mobile platform*

Траекторное планирование и управление является одной из ключевых задач в мобильной робототехнике. Целью данной работы является сравнительный анализ алгоритмов планирования движения двух типов мобильных платформ – голономной и неголономной, в качестве которых выступают роботы KUKA youBot и UNIOR 1.0 соответственно.

В ходе работы были выполнены следующие задачи:

1. Исследованы особенности кинематики голономной и неголономной платформ.

2. Осуществлено математическое описание процесса управления.

3. Исследование алгоритма планирования A^* применительно к

платформе KUKA youBot.

4. Исследование алгоритма планирования RRT*Dubins применительно к платформе UNIOR 1.0.

Все платформы можно разделить на голономные и неголономные. Голономная платформа способна перемещаться во всех направлениях, а неголономная ограничена в перемещении определенным набором движений. Каждый тип обладает собственной кинематикой движения, поэтому управление ими различно.

В качестве примера работы алгоритмов управления рассмотрен объезд препятствия каждой платформой. При этом предполагается, что данные о своем местонахождении и о препятствиях робот получает в условиях реального времени с помощью установленных на нем датчиков.

Входными данными для алгоритма планирования являются координаты точек, которые должен преодолеть мобильный робот. Робот же, в свою очередь, анализируя постоянно обновляющиеся данные с датчиков об окружающих объектах, должен двигаться к точкам самым коротким способом, объезжая препятствия.

В результате сравнения алгоритмов траекторного управления платформ были выявлены следующие особенности:

Для голономной платформы:

1. Более простой алгоритм планирования движения
2. Минимальный учет особенностей кинематики движения при планировании

Для неголономной платформы:

1. Более сложный и затратный алгоритм планирования движения;
2. Необходимость учёта особенностей кинематики движения при планировании;
3. Возможность использования робота на платформе с автомобильной кинематикой.

Таким образом, обе платформы обладают своими достоинствами и недостатками. Выбирать тип используемой платформы необходимо исходя из задач, которые она должна выполнять, учитывая её возможности.

Библиографический список

1. ROS wiki [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://wiki.ros.org/ru>
2. Поиск A* [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/A*
3. Казаков К.А., Семенов В.А. Обзор современных методов планирования движения. Труды ИСП РАН, том 28, вып. 4, 2016, стр. 241-294
4. Final Report: Dynamic Dubins-curve based RRT Motion Planning for Differential Constrain [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://shuoli.github.io/robotics.pdf>
5. RRT for Holonomic and Dubin's car [Электронный ресурс]. – Режим доступа:

https://webpages.uncc.edu/sbadguja/CourseProjectReport_sbadguja.pdf

6. Holonomic and Nonholonomic Constraints [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://alliance.seas.upenn.edu/~meam535/cgi-bin/pmwiki/uploads/Main/Constraints10.pdf>

УДК 004.896:621.865.8

АЛГОРИТМЫ ИЗМЕРЕНИЯ РАЗМЕРА И РАССТОЯНИЯ ДО ОБЪЕКТОВ СРЕДСТВАМИ РОБОТОТЕХНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

П.Д. Гаджиев, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассматривается способ получения линейных размеров объектов роботом-автомобилем или промышленным роботом средствами технического зрения и комплекса датчиков: гироскопа и акселерометра.

Ключевые слова: *техническое зрение, Java, Android, Processing*

ALGORITHM OF MEASUREMENT SIZE AND DISTANCE TO OBJECT BY MEANS OF THE ROBOTIC SYSTEM

P.D.Gadzhiev

Ryazan state radio engineering University

The article presents the method of creation of lineal dimensions of objects by a robot-car or an industrial robot by means of technical vision and a set of sensors: a gyroscope and an accelerometer.

Keyword: *Computer vision, Android, Processing.*

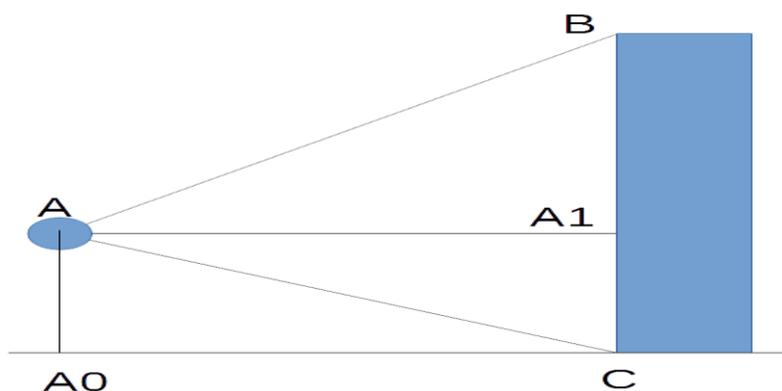


Рисунок 1 — Условное изображение принципа работы

Задача нахождения расстояния до объектов окружающего пространства актуальна в робототехнике, как в мобильной так и в промышленной. Одним из самых бюджетных способов является алгоритм нахождения расстояния до объекта по камере и гироскопу, акселерометру.

Для быстрой реализации и тестирования алгоритма будет использоваться open source IDE Processing 3.6. На языке Java будет написана программа под операционную систему Android смартфона Samsung J3 (2016). Отладка через смартфон удобна не только возможностью использования всего встроенного комплекса датчиков: камеры, акселерометра, гироскопа, но и возможностью в дальнейшем оставить получившееся приложение в бытовых нуждах в качестве линейки.

Определение размера объекта будет проводиться с помощью простейших тригонометрических преобразований. На рисунке точка А обозначает место проведения измерений, отрезок А0А - h высота на которой находится устройство во время измерений. Отрезок СВ – Н высота измеряемого объекта. На экране отрисовываем точку находящуюся по центру изображения. Зная высоту на которой находится камера и углы под которыми необходимо ее расположить, для того чтобы точка совпадала с краями изучаемого объекта, то

$$H = \frac{h |\tan(a) + \tan(b)|}{\tan(b)}$$

по формуле , где a и b углы под которыми располагается камера, находим высоту объекта Н.

Для получения начальной высоты перед выполнением измерения через смартфон придется провести калибровку высоты с помощью акселерометра. Телефон опускается до уровня пола (поверхности на которой находится предмет), и вычисляется двойной интеграл от ускорения по оси Z от нижней точки до точки в которой будет располагаться смартфон. Также учитывается расположение объектива в корпусе устройства

После получения высоты объекта через косинус угла a или угла b можно вычислить AA1- расстояние до объекта или нормаль. В дальнейшем рассматривая объект в плоскости XY и зная нормаль, не трудно найти ширину объекта по формуле

$$W = N(\sin(c) + \sin(d))$$

, где c и d углы поворота камеры вокруг оси Z, а N - нормаль. Таким образом возможно обнаружение контрастных препятствий перед автономным транспортом или измерение объектов в быту или строительстве. Ключевыми условиями получения точных измерений является точность акселерометра, гироскопа. Ошибка полученная при калибровке увеличивается в разы конечные значения измерений. Самым важным условием выполнения данного метода является совпадение плоскости в которой находится измеряемый предмет с нулевым уровнем, относительного которого измеряется высота на которую поднята камера. Данный способ не работает если измеряемый объект находится ниже плоскости от которой измеряется h.

Библиографический список

1. Processing for Android: Create Mobile, Sensor-Aware, and VR Applications Using Processing . Andrés Colubri. Издание 2017, Apress. 381 страниц.
2. Справки по библиотеке ketai для Processing IDE <http://ketai.org/reference/>
(дата обращения: 4.11.18)
3. Руководство разработчика Android <https://developer.android.com/studio/intro/>
(дата обращения: 1.11.18)

СОДЕРЖАНИЕ

АНАЛИЗ И ОБРАБОТКА РЕЧЕВЫХ И АКУСТИЧЕСКИХ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ МНОГОУРОВНЕВОГО ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Ю.Г. Горшков, С.Н. Кириллов3

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ПРИРОДНЫХ ВОД НА СЕРДЕЧНО- СОСУДИСТЫЕ ЗАБОЛЕВАНИЯ НАСЕЛЕНИЯ

В.Ю. Вишневецкий.....8

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ СОПРОВОЖДЕНИЯ ФИЗИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ В МОБИЛЬНЫХ СИСТЕМАХ

М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов23

Секция 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ

СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ.....29

СИСТЕМА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МЕНЕДЖМЕНТА В ТРУБНОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ

А.В. Губарев, С.В. Волкова29

РАЗРАБОТКА 3D-МОДЕЛИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПРИМЕРЕ ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ЧЕЛОВЕКА

А.И. Никонова.....32

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ РАСТЕНИЙ ПО НАЛИЧИЮ ЗЕРКАЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩЕЙ В ОТРАЖЕННОМ СВЕТОВОМ ПОТОКЕ ОТ ИХ ЛИСТЬЕВ

М.В. Суханова, Л.А. Бондарева.....35

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К БЕСКОНТАКТНОЙ ОЦЕНКЕ ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МНОГОСПЕКТРАЛЬНЫХ ОПТИЧЕСКИХ СИСТЕМ

О.В. Мельник, М.Б. Никифоров, А.В. Савин.....38

МОДЕРНИЗАЦИЯ ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ

С.С. Тонких, М.М. Верхотуров42

АЛЬТЕРНАТИВНОЕ ТОПЛИВО ДЛЯ АВТОМОБИЛЕЙ

М.С. Лобанова, Т.П. Шуварикова44

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА

Р.Р. Фролова47

ОСОБЕННОСТИ ВЫБОРА АКСЕЛЕРОМЕТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ФЕТАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ	
Т.С. Токарчук, Ю.О. Боброва	50
КОМПЬЮТЕРНАЯ ПРОГРАММА «ИНТЕРАКТИВНАЯ ИГРА «ПАРОВОЗИК» ДЛЯ РАЗВИТИЯ ФОНЕМАТИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ У ДЕТЕЙ С НАРУШЕНИЕМ РЕЧИ	
С.А. Новиков, Е.В. Каплан	53
ЭЛЕМЕНТЫ ТЕСТОВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА	
Ю.Л. Гостева, А.А. Рязанцева, Р.Ю. Щегольков.....	56
СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ ПЛОВЦА	
С.А. Новиков.....	60
К ВОПРОСУ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АППАРАТА НЕЙРОСЕТЕЙ ДЛЯ ОЦЕНКИ ДАННЫХ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА	
Д.А. Сикорский, В.Ю. Вишневецкий	62
К ВОПРОСУ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ ВОЗДЕЙСТВИЯ АВИАЦИОННОГО ШУМА НА ЧЕЛОВЕКА	
Е.А. Заветный, В.Ю. Вишневецкий	64
МОНИТОРИНГ БИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ВО ВРЕМЯ АНЕСТЕЗИИ	
И.Н. Логинова	67
ОПТИЧЕСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ВО ВРЕМЯ НЕЙРОХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ	
И.Н. Логинова	70
АНАЛИЗ НАДЕЖНОСТИ СИСТЕМЫ КАРДИОСТИМУЛЯЦИИ	
И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова	73
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ДИНАМИКИ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ ЧЕЛОВЕКА	
А.В. Андреев, К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова.....	76
МОНИТОРИНГ И СТИМУЛЯЦИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ХОДЕ ДЛИТЕЛЬНОГО РЕШЕНИЯ КОГНИТИВНЫХ ЗАДАЧ	
П.Д. Шемаев, Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров, Н.И. Бодрина	79
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ФОТОМЕТРИЧЕСКИХ ГЛЮКОМЕТРОВ	
И.С. Шарипов, Э.С. Шарипова	83

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПО ВРЕМЕННЫМ ПАРАМЕТРАМ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА	
С.А. Кутышова	85
СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ФОНОКАРДИОГРАММЫ	
О. К. Петрова	87
СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ МЕТОДОМ ПРЯМОГО ИЗМЕРЕНИЯ	
В.В. Павлов.....	89
СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ ПРИЗНАКОВ ИБС НА ЭКГ	
А. А. Аксенова	91
СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ ПРИЗНАКОВ АРИТМИИ НА ЭКГ	
Н.Н. Миронов.....	93
ПРОЦЕССЫ ГИДРООЧИСТКИ НЕФТЕПРОДУКТОВ В РЕШЕНИИ ЭКОЛОГИЧЕСКИХ ПРОБЛЕМ	
Е.Ю. Ларькина, Т.П. Шуварикова.....	94
ИССЛЕДОВАНИЕ ЩЕЛОЧНОЙ ОЧИСТКИ ТЯЖЕЛЫХ НЕФТЯНЫХ ОСТАТКОВ И КОТЕЛЬНЫХ ТОПЛИВ	
Т.П. Шуварикова, Я.Э. Лебедев	98
ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИСАДОК ИНДУСТРИАЛЬНОГО МАСЛА ИГП-18 ИК-СПЕКТРОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ	
Я.В. Дёмочкина, Т.А. Модина, Г.И. Мельник, М.В. Лызлова	101
ОЧИСТКА ГАЗОВ РАЗЛОЖЕНИЯ ОТ СЕРОВОДОРОДА РАСТВОРОМ МЕТИЛДИЭТАНОЛАМИНА	
М.Э. Керимова, В.В. Коваленко, М.В. Лызлова	104
ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ АППАРАТА ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ В ПЕРИОД РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТА ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА	
А.Р. Габдрахманова, М.В. Казакова, С.В. Смирнова	106
ВЫЯВЛЕНИЕ ИНФОРМАТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ КАРДИОРИТМОГРАММЫ В ЗАДАЧЕ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА	
Ю.А. Челебаева, О.В. Мельник	109

ОБОСНОВАНИЕ ИНФОРМАТИВНЫХ КАНАЛОВ НЕЙРОГАРНИТУРЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ УРОВНЯ СТРЕССА	
Д.Р. Абдрахимова, Г.В. Матросов, М.М. Тюрин	113
КАНАЛ ИЗМЕРЕНИЯ КИСЛОТНОСТИ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ПИЩЕВОДА ЖЕЛУДОЧНОГО ПЕРЕХОДА	
А.В Бердников, А.А. Нурмухаметова	116
ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ УСТРОЙСТВА РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ ВО ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОЧНОГО ПРОЦЕССА У СПОРТСМЕНОВ	
М.В. Казакова	119
АНАЛИЗ АРТЕФАКТОВ ВЛИЯЮЩИХ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ЭМГ ИССЛЕДОВАНИЯ	
М.В. Казакова, А.Р. Габдрахманова	122
СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ЧЕЛОВЕКА	
И.С.Авдошкин, В.Н. Морозов	123
АНАЛИЗ АТМОСФЕРНОГО ВОЗДУХА САНИТАРНО-ЗАЩИТНОЙ ЗОНЫ АО «РНПК»	
Е.В. Зубкова	126
СОВРЕМЕННОЕ МЕДИЦИНСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ- 3D-ПРИНТЕР	
Е.О. Дмитриева, Д.Р. Асаинова, Л.Р. Дильмухаметова	129
ЦИФРОВАЯ ДИАФАНОСКОПИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ОКОЛОНОСОВЫХ ПАЗУХ	
Е.О. Брянская, И.Н. Маковик, О.А. Бибилова, А.В. Дунаев, О. Минэ, У. Забарило, В.Г. Артюшенко	132
ФЛУОРЕСЦЕНТНАЯ ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ ТКАНЕЙ ОБЩЕГО ЖЕЛЧНОГО ПРОТОКА ПРИ МЕХАНИЧЕСКОЙ ЖЕЛТУХЕ	
К.Ю. Кандурова, Е.В. Потапова, А.В. Дунаев	135
СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ИНФОРМАТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА В ЭЛЕКТРОМАГНИТОТЕРАПИИ	
Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин	139
ОСОБЕННОСТИ РЕПРОДУКТИВНОГО ЗДОРОВЬЯ ЮНЫХ СПОРТСМЕНОК-ПЛОВЧИХ	
Е.С. Кияшева, А.А. Сафронова, М.Б. Каплан, А.А. Супряга	142

ВОЗМОЖНОСТИ КОРРЕКЦИИ СПОРТАССОЦИАТИВНОЙ АМЕНОРЕИ
ЮНЫХ СПОРТСМЕНОК-ПЛОВЧИХ

А.Н. Основин, Д. Пирметова, А.С. Тарасов, А.Сафронова, М.Б. Каплан, А.А. Супряга146

СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ТОНУСА МЫШЦ

Н.А. Шилин, М.Б. Каплан149

**Секция 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ
МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ.....152**

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АНАЛИЗА РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ
С ЭНДОКРИНОПАТИЯМИ

И.А. Лызин152

3D-МОДЕЛИРОВАНИЕ В ФАРМАЦИИ

М.А. Копаница, Д.А. Кузнецов155

МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ С
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫХ УРАВНЕНИЙ

Д.А. Дубова157

РАСЧЕТ ЭФФЕКТИВНОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ В ЛИТОТРИПСИИ

Н.Ю. Попова.....161

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

А.В. Кошелева.....164

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВИРУСОВ В
БИОЖИДКОСТИ

А.М. Созинова.....167

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛОВОГО РЕЖИМА ФОТОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО
МОДУЛЯ С ОХЛАЖДЕНИЕМ КАНАЛЬНЫМ РАДИАТОРОМ

В.Т. Фам, В.В. Сускин.....170

ИССЛЕДОВАНИЕ ИДЕНТИФИКАЦИОННОЙ ЗНАЧИМОСТИ
ПАРАМЕТРОВ НЕЛИНЕЙНОЙ МОДЕЛИ РЕЧЕОБРАЗОВАНИЯ НА
ВЫХОДЕ КАНАЛА ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ В ЗАДАЧАХ
ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ ОРГАНОВ ГОРТАНИ

Д.Ю. Мамушев173

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЭНДОГЕННЫХ И ЭКЗОГЕННЫХ
ФАКТОРОВ НА СПЕКТРАЛЬНЫЕ ПАРАМЕТРЫ МИКРОВИБРАЦИЙ
ГОЛОВНОГО МОЗГА

И.И. Алексеева, Р.В. Исаков175

КЛАССИФИКАЦИЯ И ИССЛЕДОВАНИЕ ФОРМ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН	
Е.О. Белоруссова, Р.В. Исаков	179
МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДИАГНОСТИКИ ОСТРОГО НАРУШЕНИЯ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ ДИСКРИМИНАНТНОГО АНАЛИЗА	
В.Н. Коровин.....	183
ЧИСЛЕННЫЙ МЕТОД В ЗАДАЧЕ УПРАВЛЕНИЯ ГИРОСТАБИЛИЗАТОРАМИ В МЕДИЦИНЕ	
К.М. Ву	186
РАЗРАБОТКА МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НЕЛИНЕЙНОГО ПАРАМЕТРА В ПЛОСКОМ СРЕЗЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ	
А.Ю. Вареникова, В.В. Гривцов	189
МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИЗМЕНЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АКУСТИЧЕСКОЙ ВОЛНЫ ПРИ РАСПРОСТРАНЕНИИ В БИОТКАНЯХ	
М.В. Лагута	192
МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ГОЛОСОВОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА	
Д.М. Кумова.....	195
АНАЛИЗ И КЛАССИФИКАЦИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ЭЭГ НА БАЗЕ КОНТУРНОЙ МОДЕЛИ	
Я.А. Фурман, В.В. Севастьянов, К.О. Иванов	198
ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА РЕКОНСТРУКЦИИ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ДИПОЛЬНОГО ИСТОЧНИКА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА	
А.Ю.Бойко.....	204
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ДЛЯ СОВМЕСТНОГО АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ	
Т.В. Моргунова	208
АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ ФОРМ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ КОМПЛЕКСВ СИГНАЛА ЭКГ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРНЫХ СЕТЕЙ ПРЯМОГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ	
И.А. Некрасов, Г.В. Ван., А.Н. Калиниченко	211

АЛГОРИТМ ОКАЗАНИЯ УДАЛЕННОЙ ПЕРСОНИФИЦИРОВАННОЙ
МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ БОЛЬНЫМ С ХРОНИЧЕСКИМИ
ЗАБОЛЕВАНИЯМИ

Г.В. Тимохов214

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОНТРОЛЯ ВЕСА У ПАЦИЕНТА

Д. С. Карамушко217

ОБЗОР ШКАЛ ОЦЕНКИ ТЯЖЕСТИ СОСТОЯНИЯ И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ
РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ПОТЕНЦИАЛА ПОСТИНСУЛЬТНЫХ
ПАЦИЕНТОВ

А.Б. Блинова220

ПОСТРОЕНИЕ ПРОГНОЗНОЙ МОДЕЛИ ПОСТИНСУЛЬТНЫХ
ПАЦИЕНТОВ

А.Б. Блинова, Ю.О. Уразбахтина223

БЕСКОНТАКТНЫЕ МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ ДЫХАНИЯ И
СЕРДЦЕБИЕНИЯ. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ РЕШЕТКА

М.И. Качмар, Е.М. Прошин226

ГИДРОМАНЖЕТНЫЙ МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН

А.С. Сысоева, В.В. Петрова228

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ УСРЕДНЕННЫХ КАРДИОЦИКЛОВ В
ЗАДАЧАХ РАННЕГО ВЫЯВЛЕНИЯ ИБС

Е.М. Талеб, В.А. Аль-Хайдри231

РАСЧЕТ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ СИСТЕМЫ ЭКСПРЕСС
ДИАГНОСТИКИ HELICOVASTER PULORI

Р.М. Нафикова, В.М. Денисенко, А.Ф. Латыпов234

СИНХРОНИЗАЦИЯ СИГНАЛОВ ДЫХАНИЯ И СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Т.А. Витязева, А.А. Михеев237

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ С ПОМОЩЬЮ
АДАПТИВНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ

А.С. Трифан, А.Л. Виноградов240

ДИСТАНЦИОННОЕ ИЗМЕРЕНИЕ ГИПОКСИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ
ПЛОДА

Э.У. Гарифуллина241

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ВНУТРИУТРОБНОГО СОСТОЯНИЯ ПЛОДА

Э.У. Гарифуллина245

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ С.О. Иванова	248
ОЦЕНКА ПОТЕРЬ ИНФОРМАЦИИ ПРИ ФИЛЬТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА И.А. Маркин, А.А. Михеев	250
ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ РЕГИСТРАЦИИ ПУЛЬСА И ДЫХАНИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ СЕАНСОВ МАГНИТОТЕРАПИИ В.В. Пинчукова, С.Г. Гуржин	253
МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ ЭКГ-СИГНАЛА ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЁМКОСТНЫМИ ЭЛЕКТРОДАМИ О.В. Мельник, О.Ю. Соловейкина	257
ПЕРСПЕКТИВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПОКАЗАНИЙ ОТРАЖЕННОГО ИК-ИЗЛУЧЕНИЯ В ДИАГНОСТИКЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ А.В. Бердников, Н.М. Назмутдинова	260
ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОЖНОГО ПОКРОВА М.М. Тюрина, Л.А. Ибрагимова, А.А. Порунов	263
АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ О СИЛОВЫХ ФАКТОРАХ, ВЛИЯЮЩИХ НА МОМЕНТ ОТРЫВА АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОЙ БЛЯШКИ Э.А. Рыжова, М.М. Тюрина, А.А.Порунов	266
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ РЕГИСТРАЦИИ ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ С.Г. Гуржин, В.Л. Нгуен	269
АНАЛИЗ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ Н.А. Якименко, С.Г. Гуржин	272
ИССЛЕДОВАНИЕ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ИЗМЕНЕНИЯ ФОРМЫ ЭРИТРОЦИТОВ С ПОМОЩЬЮ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО МЕТОДА Д.А. Кравчук	276
МЕТОДЫ БОРЬБЫ С ИНСОМНИЕЙ НА ПРИМЕРЕ АППАРАТА «ЭЛЕКТРОСОН» Э.В. Габитова, Е.А. Жилкина	278

ОБЗОР ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТ	
Д.Р. Асаинова, Е.О. Дмитриева, Л.Р. Дильмухаметова.	281
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ИНФОРМАТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ АЛГОРИТМА ФОРМАЛЬНОЙ КЛАСТЕРИЗАЦИИ КАРДИОЦИКЛОВ ЭКГ	
Г.В. Ван, И.А. Некрасов, А.Н. Калиниченко	284
ПРИМЕНЕНИЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ И ПРОВЕДЕНИИ ЭНДОВИДЕОХИРУРГИЧЕСКОЙ ОПЕРАЦИИ НА БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ	
М.А. Савельева.....	289
МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ТОПОЛОГИЧЕСКОЙ КЛАССИФИКАЦИИ ПРИТОКОВ ВЕРХНЕЙ БРЪЖЕЕЧНОЙ ВЕНЫ С ПРИМЕНЕНИЕМ БАЙЕСОВСКИХ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ	
Г.А. Машевский, Ю.В. Тимакова, А.А. Смирнов, А.Л. Овсепьян, А.И. Назмиев, Н.В. Щемеров.....	292
ИССЛЕДОВАНИЕ АСИММЕТРИИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ КОНТРАЛАТЕРАЛЬНЫХ КОНЕЧНОСТЕЙ	
Ю.И. Локтионова, И.О. Козлов, Е.В. Жарких, Е.А. Жеребцов, А.И. Жеребцова	294
ИССЛЕДОВАНИЕ АВТОФЛУОРЕСЦЕНЦИИ КОЖИ В РАЗНЫХ ВОЗРАСТНЫХ ГРУППАХ ДЛЯ ОЦЕНКИ НАКОПЛЕНИЯ КОНЕЧНЫХ ПРОДУКТОВ ГЛИКИРОВАНИЯ	
К.В. Нечушкина, Е.В. Жарких, Е.В. Потапова	297
ЛАЗЕРНАЯ СПЕКЛ-КОНТРАСТНАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ИШЕМИИ ПОДЖЕЛУДОЧНЫЙ ЖЕЛЕЗЫ НА ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ	
Е.С. Серёгина, М.А. Мезенцев, И.О. Козлов, В.В. Шуплецов, В.В. Дрёмин.....	300
ВОЗМОЖНОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО РУСЛА ПРИ СОВМЕЩЕНИИ МЕТОДОВ ВИДЕОКАПИЛЛЯРОСКОПИИ И ЛАЗЕРНОЙ ДОППЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ	
Д.Д. Ставцев, И.О. Козлов, И.Н. Маковик, А.В. Потёмкин, А.В. Дунаев	303

МЕТОДИКА МОНОВОЛЮМЕТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ В ЛЁГКИХ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ БОЛЬНЫМ РЕСПИРАТОРНОЙ ТЕРАПИИ АППАРАТАМИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ ОБЩЕГО НАЗНАЧЕНИЯ	
О.В. Абрамова, В.В. Горячев, А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина, П.С. Провоторов, Н.М. Толкач.....	307
ПРАВИЛА ОПРЕДЕЛЕНИЯ СУДОРОЖНОЙ ГОТОВНОСТИ У ДЕТЕЙ	
О.В. Абрамова, О.В. Окрут, А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина, П.С. Провоторов, Н.М. Толкач.....	308
КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПОЛЯ ПРОВОДИМОСТИ ИССЛЕДУЕМОГО ОБЪЕКТА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ У ДЕТЕЙ	
Г.К. Алексанян, И.Д. Щербаков, А.И. Кучер, М. А. Прийма.....	310
ЗАДАЧИ ИДЕНТИФИКАЦИИ ВНУТРЕННИХ СТРУКТУР БИООБЪЕКТА НА ОСНОВЕ РЕЗУЛЬТАТОВ МОНИТОРИНГА ПОЛЯ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОВОДИМОСТИ	
А.И. Кучер, Г.К. Алексанян, И.Д. Щербаков.....	313
Секция 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ	317
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ	
П.О. Егорова.....	317
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭМГ-СИГНАЛОВ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	
А.Н. Спиркин, С.В. Саракуца.....	320
РАЗРАБОТКА РЕГИСТРАТОРА ЭЭГ-СИГНАЛА ДЛЯ НЕЙРОКОМПЬЮТЕРНОГО ИНТЕРФЕЙСА	
А.В. Кошелева.....	324
МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА	
В. А. Жвибуль	326
ОСОБЕННОСТИ РЕАЛИЗАЦИИ МОДУЛЯ СБОРА И ПЕРЕДАЧИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ДАННЫХ НА ОСНОВЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА STM32	
Р.Р. Муллаянов, М.А. Васильев, А.С. Кружков	329

АЛГОРИТМ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ПУЛЬСА

Т.А. Клишковская, А.Ю. Аксенов.....	332
ОЦЕНКА ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРИ ОРТОСТАТИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ	
А.А. Анисимов, Т.В. Сергеев	334
АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ ИМПУЛЬСНЫХ РЧ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ НА КОНТРАСТ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ПРИСУТСТВИИ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ	
А.В. Никитина, Ю.В. Богачев.....	338
ОЦЕНКА ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ У ПАЦИЕНТОВ В ПРОЦЕССЕ КАРДИОРЕАБИЛИТАЦИИ	
А.Д. Сулягина, Е.К. Ляхова, А.А. Анисимов,	342
ВЫСОКОЧАСТОТНЫЕ НАНОСЕКУНДНЫЕ ГЕНЕРАТОРЫ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ	
Г.Е. Абрамова, А.А. Сережин.....	346
РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ КОЖНЫХ ВЕГЕТАТИВНЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ НА БАЗЕ УСТРОЙСТВА СБОРА ДАННЫХ	
С.Э. Тетерина, М.Б. Каплан	348
АНАЛИЗ РЕФЛЕКТОМЕТРИЧЕСКИХ СПОСОБОВ ИЗМЕРЕНИЯ УРОВНЯ ЖИДКОСТИ В УСЛОВИЯХ КОЛЕБАНИЙ ОТРАЖАЮЩЕЙ ПОВЕРХНОСТИ В СИСТЕМАХ ОЧИСТНЫХ СООРУЖЕНИЙ	
К.И. Колбенева, А.Л. Виноградов.....	350
СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ	
И.В. Трушкин	353
УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ПОВЕРКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ	
А.Ф. Латыпов, Р.М. Нафикова, В.М. Денисенко	355
К ВОПРОСУ РАЗРАБОТКИ АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА ГЛЮКОЗЫ	
А.И. Титов, В.Ю. Вишневецкий.....	358
УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА ВРОЖДЕННЫХ ПОРОКОВ СЕРДЦА У ПЛОДОВ	
Э.У. Гарифуллина	361

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦИИ ТЕСТА НА РАСПОЗНАНИЕ МЕСТОПОЛОЖЕНИЯ ЗВУКА В СЛОВЕ	
С.А. Новиков.....	362
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ ФОНОКАРДИОГРАММ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ	
О.В. Мельник, В. С. Токарев	365
СИСТЕМА КОНТРОЛЯ МЕСТНОГО КРОВОТОКА С АВТОМАТИЧЕСКОЙ СТАБИЛИЗАЦИЕЙ УСИЛИЯ ПРИЖИМА ДАТЧИКА	
Г.В. Матросов, Д.Р. Абдрахимова, М.Ю. Новиков, А.В. Бердников	368
ПРИБОР ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МЫШЦ	
В.И. Жулев, К.О. Гальцова	371
СИСТЕМА КОНТРОЛЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ	
И.Д. Канаев, М.Б. Каплан	374
ПРИНЦИПЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ПРИ НЕИНВАЗИВНОМ ИЗМЕРЕНИИ УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ИНФРАКРАСНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ	
Т.П. Муранова, С.Г. Гуржин	376
ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ МОНИТОРИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА РОДОВСПОМОЖЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРИНЦИПА КВОРИРОВАНИЯ КАНАЛОВ	
А.Р. Гизамова, А.Н. Муфаздалова, А.А. Порунов.....	380
ВИДЕОЭНДОСКОПИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ГИСТЕРОСКОПИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ С РАСШИРЕННЫМИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ	
А.Н. Муфаздалова, А.Р. Гизамова, А.А. Порунов.....	383
АНАЛИЗ ХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА И КОНЦЕНТРАЦИИ ИНОРОДНЫХ МИКРОЧАСТИЦ В РАСТВОРАХ ДЛЯ ИНФУЗИОННОЙ ТЕРАПИИ	
М.В. Кулакова, А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина, П.С. Провоторов, Н.М. Толкач.....	386
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА	
А.А. Давыдов, Д.Н. Баранбоев	389

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС «СТАБИЛОГРАФ» - ДЛЯ
ИССЛЕДОВАНИЯ СТАТОДИНАМИЧЕСКОЙ УСТОЙЧИВОСТИ
ЧЕЛОВЕКА

Д.Н. Баранбоев, А.А. Давыдов394

ВИЗУАЛЬНОЕ ОТОБРАЖЕНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ КОНЦЕПЦИИ
«БЕРЕЖЛИВАЯ ПОЛИКЛИНИКА»

Н.Р. Хисамутдинова, Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова.....397

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ РИСКА
ВОЗНИКНОВЕНИЯ ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ У ДЕТЕЙ РАННЕГО
ВОЗРАСТА С НАРУШЕНИЯМИ СЛУХА

Г.А. Машевский, Ю. В. Саблина.....400

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО МОДУЛЯ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ
ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА У ДЕТЕЙ С
НАРУШЕНИЯМИ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Е. А. Смирнова.....403

АВТОМАТИЗАЦИИ ОЦЕНКИ УРОВНЯ ВЫРАЖЕННОСТИ
НЕВРОЛОГИЧЕСКОГО ДЕФИЦИТА И КЛИНИЧЕСКОЙ СИМПТОМАТИКИ
У ДЕТЕЙ С ИШЕМИЧЕСКИМИ ИНСУЛЬТАМИ

Г.М. Федотова.....405

ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ
РЕШЕНИЙ ВРАЧА-ГАСТРОЭНТЕРОЛОГА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ
ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ КИШЕЧНИКА

Н.М. Шелякина, Г. А. Машевский, М. И. Скалинская. Смирнов А. А.407

**Секция 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ
УСТРОЙСТВА**411

ФОКУСИРОВАННЫЙ УЛЬТРАЗВУК ВЫСОКОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ
В ТЕРАПИИ

М.С. Галушка411

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ВЫДЕЛЕНИЯ ГАРМОНИЧЕСКОЙ
СОСТАВЛЯЮЩЕЙ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛА В
РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ТОМОГРАФИИ

Н.Н. Чернов, А.В. Дьяков414

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭМГ-ДАТЧИКОВ В МОДЕЛИ БИОНИЧЕСКОГО
ПРОТЕЗА РУКИ

Р.Н. Тарасов.....417

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС КОНТРОЛЯ ЛЕЧЕНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ	
Е. В. Тихонравова, М. Н. Ахмедов, Р. В. Исаков	420
ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ МАГНИТОТЕРАПИИ ПРИ ТРАВМАХ КОСТНОЙ ТКАНИ	
Н.Р. Гавря	423
ОПЕРАТИВНАЯ РАДИОИЗОТОПНАЯ ДИАГНОСТИКА МЕТАСТАЗ И МАЛЫХ ОПУХОЛЕЙ	
Н.Н. Чернов, М.Г. Сандросян, Р.А. Хади, В.И. Мамай	426
РАЗРАБОТКА СРЕДСТВА ФОРМИРОВАНИЯ ЛАЗЕРНОГО МИКРОПУЧКА ДЛЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МИКРОИССЛЕДОВАНИЙ	
Д.Г Филон.....	428
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ	
Л.А. Загирова	432
РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ ПОТОКА ВОЗДУХА	
Е.А. Федоров, Н.Г. Калинин.....	434
ЭЛЕКТРОПУНКТУРНАЯ ДИАГНОСТИКА	
Д.Р. Мухаметвалеева	438
ОСНОВНЫЕ МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ	
Д.Р. Мухаметвалеева	440
ПРОЕКТИРОВАНИЕ ПОРТАТИВНОГО МИОСТИМУЛЯТОРА	
К.В. Сидоров, А.В. Андреев	442
МОБИЛЬНЫЕ ДАТЧИКИ БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ	
А.И. Ефимов, Е.В. Бармин, В.А. Дерябин	445
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН	
В.В. Петрова, А.С. Сысоева,.....	448
О ПРИМЕНЕНИИ АКСЕЛЕРОМЕТРОВ В БИОМЕДСИСТЕМАХ РАЗЛИЧНОГО НАЗНАЧЕНИЯ	
Ю.Р. Альмисакова, В.В. Гончар.....	450
ПРОТИВОПРОЛЕЖНЕВАЯ ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КРОВАТЬ	
Л.Р. Дильмухаметова, Д.Р. Асаинова, Е.О. Дмитриева	453

АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ	
Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин	456
АНАЛИЗ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
И.С. Явелов, А.В. Рочагов, А.В. Жолобов	460
ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИЯ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ	
Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова, Н.Р. Хисамутдинова	463
УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ АПНОЭ	
А.Ф. Саббахова, Э.Р. Кадрачева, Хисамутдинова Н.Р	465
АНАЛИЗ ОСНОВНЫХ ТИПОВ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДАТЧИКОВ И ОСОБЕННОСТЕЙ ИХ ПРИМЕНЕНИЯ	
О.И. Чудин, Ю.А. Лукьянов	469
Секция 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ РОБОТОВ	473
СТЕРЕО РЕКОНСТРУКЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ ОПТИЧЕСКОГО ПОТОКА НА ПЛИС	
П.В. Беляков, М.Б. Никифоров	473
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ СТАБИЛИЗАЦИИ ХИРУРГИЧЕСКОГО ОПЕРАЦИОННОГО СТОЛА В МОБИЛЬНОЙ ТРАНСПОРТНОЙ СИСТЕМЕ	
А.Р. Суфэльфа, М.А. Головин	477
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ МЕХАТРОННЫМ МОДУЛЕМ ПОДВЕСКИ ПЛАТФОРМЫ С УРАВНОВЕШИВАНИЕМ	
А.Р. Суфэльфа, М.А. Головин	479
ФОРМИРОВАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ ОТЛАДКИ АЛГОРИТМОВ НАВИГАЦИИ МОБИЛЬНЫХ РОБОТОВ ПО ДАННЫМ МАГНИТОМЕТРОВ	
А.Г. Борисов, С.А. Голь	482
СИСТЕМА СЛЕЖЕНИЯ СПАСАТЕЛЬНОГО МОБИЛЬНОГО РОБОТА ЗА АКТИВНЫМ МАЯКОМ	
С.А. Голь, Е.А. Захарова	485
ПРЕЦИЗИОННЫЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДАЛЬНОМЕР ДЛЯ ПОИСКОВО-СПАСАТЕЛЬНОГО МОБИЛЬНОГО РОБОТА	
С.А. Голь, Ю.С. Максимова	488

ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ИНВЕРСНОЙ КИНЕМАТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРОГРАММНОЙ СРЕДЫ V-REP	
А.В. Кондрашов, С.С. Лукша	491
АЛГОРИТМЫ АНАЛИЗА ОБЪЕКТОВ ОБЛАСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА ПО ДАННЫМ RGB-D КАМЕРЫ	
А.А.Большакова, С.С.Лукша	494
ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ АЛГОРИТМОВ ТРАЕКТОРНОГО УПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ РАЛИЧНЫХ ТИПОВ МОБИЛЬНЫХ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИХ ПЛАТФОРМ	
Е. В. Тишковец, С.С.Лукша.....	496
АЛГОРИТМЫ ИЗМЕРЕНИЯ РАЗМЕРА И РАССТОЯНИЯ ДО ОБЪЕКТОВ СРЕДСТВАМИ РОБОТОТЕХНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА	
П.Д. Гаджиев, С.С. Лукша.....	498

Для заметок

Для заметок

Для заметок

Научное издание

**XXXI Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские, экологические
системы и робототехнические комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2018)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Подписано в печать 48.11.2018 г. Формат бумаги 92 322/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.-печ. листов 34,5.

Уч.-изд. листов 522. Тираж 100 экз. Зак.1: 47

Рязанский государственный радиотехнический университет

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Издательство Коняхин А.В. (Book Jet)

Отпечатано в типографии «Book Jet»

390046, г. Рязань, Скорбященский пр-д., д.20, оф. 23

Сайт: <http://bookjet.ru>

Почта: info@bookjet.ru

Тел.: +7(4912) 466-151

ISBN 978-5-6041469-6-5



9 785604 146965