

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

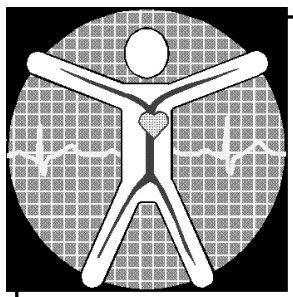
**ФГБОУ ВО «Рязанский государственный
радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина»**

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

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2021

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

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2021

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

- Б 63 Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2021 [текст]: сб. тр. XXXIV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 8-10 декабря 2021 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2021. – 412 с., ил.

ISBN 978-5-907400-87-0

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2021). 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 устройства и робототехнические комплексы.

Авторская позиция и стилистические особенности публикаций сохранены.

Члены оргкомитета: Чиркин М.В. – председатель, ректор 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; Михеев А.А. – д.т.н., профессор; Прошин Е.М. – д.т.н., профессор; Чернов Е.И. – д.т.н., профессор; Борисов А.Г. – к.т.н., доцент; Голь С.А. – к.т.н., доцент; Гуржин С.Г. – 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. – специалист по обеспечению образовательного процесса кафедры ИИБМТ, секретарь оргкомитета.

ISBN 978-5-907400-87-0

УДК 615.47:621.37/89

© ФГБОУ ВО «РГРТУ», 2021

© ИП Коняхин А.В., 2021

УДК 378.37.012.7

**ПРИМЕНЕНИЕ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ
ДЛЯ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ПРЕПОДАВАНИЯ ФИЗИКО-
МАТЕМАТИЧЕСКИХ ДИСЦИПЛИН И РАЗВИТИЯ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СТУДЕНТОВ
В МЕДИЦИНСКОМ УНИВЕРСИТЕТЕ**

Т.Г. Авачева, А.А. Кривушин, М.А. Шмонова

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени
академика И.П. Павлова» Минздрава России, г. Рязань

Рассмотрены особенности преподавания непрофильных дисциплин естественнонаучного цикла в медицинском университете в условиях введения новых ФГОС ВО и в период пандемии. Предложены принципы применения информационных технологий для реализации современных методических приемов организации обучения физико-математическим дисциплинам студентов медицинских специальностей, развития исследовательской деятельности первокурсников. Описана реализация учебно-методических средств на базе кафедры математики, физики и медицинской информатики РязГМУ. Продемонстрированы возможности внедрения дисциплин по выбору технического профиля для реализации личностно-ориентированного подхода в формировании индивидуальной траектории обучения.

Ключевые слова: физика в медицине, системы дистанционного обучения, анимационные модели, исследовательская деятельность.

**THE APPLICATION OF INFORMATION TECHNOLOGIES TO
IMPROVE THE TEACHING OF PHYSICAL AND MATHEMATICAL
DISCIPLINES AND DEVELOP THE RESEARCH ACTIVITY OF
STUDENTS AT THE MEDICAL UNIVERSITY**

T.G. Avacheva, A.A. Krivushin, M.A. Shmonova

Ryazan State Medical University named after Academician I.P. Pavlov, Ryazan

The features of teaching non-core disciplines of the natural science cycle at a medical university in the context of the introduction of new federal state educational standards and during a pandemic are considered. The principles of using information technologies for the implementation of modern methodological methods of organizing training in physical and mathematical disciplines of students of medical specialties, the development of research activities 1-year students are proposed. The article describes the implementation of educational and methodological tools on the basis of the Department of Mathematics, Physics and Medical Informatics of Ryazan State Medical University. The possibilities of introducing disciplines for choosing a technical profile for the implementation of a

student-centered approach in the formation of an individual learning path are demonstrated.

Key words: *physics in medicine, distance learning systems, animation models, research activities.*

При подготовке медицинских кадров важное значение имеет формирование базовых представлений о процессах, протекающих в организме человека на различных уровнях организации материи от клеточного уровня до органов и тканей. Для понимания физических принципов функционирования организма, действия диагностических и терапевтических методов, используемых в медицине, необходимо уже на младших курсах создать крепкий базис фундаментальных физико-математических знаний. С этой целью на первом курсе медицинского университета для подготовки специалистов по направлениям 31.05.01 Лечебное дело и 31.05.02 Педиатрия преподаются дисциплины «Физика», а по направлениям 31.05.03 Стоматология и 32.05.01 Медико-профилактическое дело «Физика, математика». Эти дисциплины нацелены на формирование целого ряда компетенций выпускника медицинского вуза, необходимые для его успешной профессиональной реализации, причем не только универсальные компетенции, но и общекультурные и профессиональные.

Однако, поступая в медицинский университет, абитуриенты не осознают, что изучение физики имеет большое значение в связи с совершенствованием техники, усложнением методов диагностики и терапии, необходимостью понимания и адекватной оценки результатов клинических исследований. Без знания основных физических величин и явлений, законов невозможно далее изучать такие дисциплины, как нормальная физиология, патологическая физиология, физиотерапия и т.д. Да и в практической деятельности врач ежедневно сталкивается с количественными данными, оценками их точности, которые рассчитаны на основе теории вероятности и математической статистики. При этом школьный курс физики всё более сокращается в непрофильных классах, а математика в последние годы с учетом эпидемической ситуации не является обязательным для сдачи ЕГЭ. Отмена обязательности сдачи ЕГЭ по математике хотя бы базового уровня привела к резкому снижению баллов входного контроля, проводимого на первых занятиях по физике в медицинском вузе. Нынешние студенты сталкиваются с проблемами в элементарных вычислительных операциях, не знают единицы измерения физических величин, основных законов физики [1]. Сложность представляет и выделение главных мыслей в прочитанном тексте, а основным методом подготовки к занятиям является простое зазубривание материала.

С учетом такой ситуации резко возрастает роль методических приемов, применяемых преподавателем для организации учебного процесса,

подготовка адаптированных учебно-методических материалов. В этой связи особые возможности организации обучения в период пандемии предоставляет электронная образовательная среда медицинского университета, основанная на системе дистанционного обучения Moodle. Это открывает возможности использования интерактивных методов, анимации физических процессов, повышающих эффективность учебного процесса, уровень усвоения учебного материала, интерес к изучению естественнонаучных дисциплин [2].

Анализ психолого-педагогических и методических работ по проблемам развития исследовательской деятельности в процессе изучения физики, математики, информатики и других естественнонаучных дисциплин (В.А. Далингер, В.И. Загвязинский, И.А. Зимняя, А.С. Обухов, А.Н. Поддяков, С.Л. Рубинштейн, А.И. Савенков, А.В. Хуторской, М.В. Шабанова, А.В. Ястребов и др.) позволил сформулировать понятие исследовательской деятельности студентов-медиков в процессе обучения физико-математическим методам.

Под исследовательской деятельностью студентов-медиков в процессе обучения математическим методам и информационным технологиям будем понимать деятельность, осуществляемую на основе самостоятельной постановки проблемы студентом (или группой студентов), формулировки гипотезы и её доказательства, поиска информации, а также её анализа, планирования способов деятельности по доказательству гипотезы или её опровержению, с использованием современных информационно-коммуникационных технологий.

В качестве средства развития исследовательской деятельности студентов медицинских специальностей в вузе нами были выбраны контекстные математические задачи [5-12] и разработка индивидуальных исследовательских проектов в рамках НИРС. Автором теории контекстного образования является А.А. Вербицкий [3]. Сущность контекстного образования состоит в последовательном моделировании на языке наук с помощью всей системы форм, методов и средств обучения (традиционных и новых) предметного, социального и морально-нравственного содержания усваиваемой профессиональной деятельности.

Под контекстными математическими задачами понимают такие задачи, целью которых является разрешение не только стандартных, но и нестандартных ситуаций (предметных, межпредметных или практических). В рассматриваемых задачах должны применяться соответствующие оптимальные способы решения и обязательно с использованием математических и физических знаний [8-11].

Для повышения мотивации нами применяются в процессе обучения контекстных математических задачи, демонстрация физических явлений и процессов в виде анимаций, учебные фильмы как на занятии в аудитории, оборудованной мультимедийной техникой, так и для самостоятельной

подготовки. Ссылки на такие учебные ресурсы располагаются в системе дистанционного обучения РязГМУ-онлайн и доступны студентам в режиме 24/7 с любого устройства по паролю. Использование таких ИКТ позволяет студентам воспринимать преподаваемые законы и теории не как нечто абстрактное, не связанное с будущей деятельностью, а как инструмент профессионального развития.

Так, например, при изучении математических моделей развития изолированных популяций некоторого биологического вида можно попросить студентов решить следующую контекстную математическую задачу. Дифференциальное уравнение $dN/dt=kN$ представляет собой простейшую модель процесса изменения численности популяции некоторого биологического вида со временем и со свободным ростом. Дифференциальное уравнение $dN/dt=k-bN$ представляет собой модель процесса изменения численности популяции некоторого биологического вида со временем и с ограниченным ростом. Найдите частные решения представленных уравнений, удовлетворяющие начальному условию: $N(t_0)=N_0$, в соответствии с которым численность популяции в некоторый начальный момент времени равна N_0 . Конкретные значения начальных условий и параметров могут варьироваться в зависимости от индивидуального варианта.

При решении рассматриваемой контекстной математической задачи студенты-медики строят и анализируют математические модели свободного роста и ограниченного роста популяции, находят аналитические решения соответствующих дифференциальных уравнений.

Решение рассматриваемой и схожих контекстных математических задач предполагает анализ условия задачи; постановку цели; определение проблемы исследования; выделение факторов, влияющих на исследуемый математический объект; формулировку и проверку гипотезы; установление причинно-следственных связей между заданными условиями и характеристиками исследуемого математического объекта; построение математической модели исследуемого явления или процесса; формулирование выводов, на основании полученных результатов. Таким образом, процесс решения контекстной математической задачи повторяет основные этапы проведения исследования. В связи с этим использование контекстных математических задач является весьма рациональным и целесообразным для развития исследовательской деятельности студентов медицинских специальностей в вузе в процессе обучения решению контекстных математических задач с использованием информационно-коммуникационных технологий.

Также для лучшего понимания исследуемого биологического процесса можно попросить обучающихся построить с помощью современных информационных технологий графические иллюстрации изменения численности для моделей свободного и ограниченного роста популяции,

которые будут представлять собой компьютерные модели изучаемого явления. Выполнить это можно на лабораторных работах по медицинской информатике или в рамках самостоятельной работы. Графики, демонстрирующие свободный и ограниченный рост популяции для конкретных значений параметров и начальных значений представлены на рисунке 1.

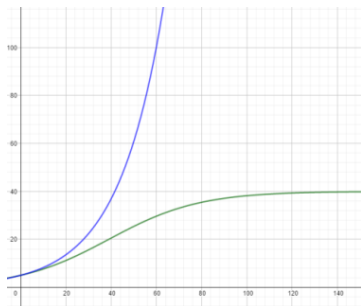


Рис.1 – Свободный (кривая 1) и ограниченный (кривая 2) рост популяции

Наглядную иллюстрацию роста популяций обучающимся предлагается выполнить в среде GeoGebra, также можно использовать и другие программные продукты, в том числе и электронные таблицы, например, Microsoft Excel, Apache OpenOffice.org Calc и др.

На основании анализа рисунка обучающиеся делают вывод, что для случая свободного роста численность популяции возрастает неограниченно, а в случае ограниченного роста численности популяции достаточно быстро входит в стационарный режим, приближаясь к некоторому постоянному значению.

Итак, применение современных информационных технологий при обучении естественнонаучным дисциплинам позволяет стимулировать развитие таких исследовательских навыков студентов-медиков как анализ исследуемого явления или процесса, формулирование выводов исследования и представление полученных результатов.

Таким образом, использование контекстных задач и современных информационных технологий в процессе обучения студентов медицинских специальностей в вузе повышает мотивацию слабо подготовленных студентов, способствует развитию их исследовательской деятельности студентов с высоким уровнем школьных знаний.

Библиографический список

1. Труженикова, С. Е. Учебно-методические аспекты преподавания физико-математических дисциплин в медицинских вузах с низким уровнем исходных знаний студентов по физике и математике / С. Е. Труженикова, М. А. Ризаханов, М. М. Муталипов // Проблемы и перспективы развития

- образования: материалы VI Междунар. науч. конф. Пермь: Меркурий, 2015. С. 270-273.
2. Авачёва Т.Г., Кривушин А.А., Милованова О.А. Применение информационных технологий в обучении физике студентов вузов // Сборник статей международной научно-методической интернет-конференции Инновационные технологии в науке, транспорте и образовании. Под общей редакцией О.И. Садыковой. М., 2018. С. 14-19.
3. Вербицкий А.А. Теория контекстного образования как концептуальная основа реализации компетентностного подхода// Коллекция гуманитарных исследований. 2016. № 2 (2). С. 6-12.
4. Гельман В. Я., Ушверидзе Л. А., Сердюков Ю. П. Преподавание математических дисциплин в медицинском вузе // Образование и наука. 2018. Т. 20. № 2. С. 88–107. DOI: 10.17853/1994-5639-2018-288-107.
5. Дмитриева М.Н., Шмонова М.А. Метапредметное содержание как фактор развития исследовательской компетентности студентов-медиков при изучении физико-математических дисциплин и информатики // Ученые записки Орловского государственного университета. Серия: Гуманитарные и социальные науки, 2019. – № 1 (82) 2019. – С. 234-237.
6. Санина Е.И., Насикан И.В. Контекстные задачи по математике как средство развития функциональной грамотности обучающихся //Ученые записки Орловского государственного университета. Серия: Гуманитарные и социальные науки. 2019. № 1 (82). – С. 308-310.
7. Шмонова М.А. Контекстные математические задачи как средство развития исследовательской компетентности студентов-медиков // Проблемы современного педагогического образования. Сер.: Педагогика и психология. – Сборник научных трудов: – Ялта: РИО ГПА, 2017. – Вып. 56. – Ч. 9. – С. 229–238.
8. Шмонова, М.А. Контекстные математические задачи как средство развития исследовательской деятельности студентов медицинских специальностей в вузе :дис. ... канд. пед. наук : 13.00.02 [Текст] / Шмонова Марина Александровна. – Орёл, 2019. – 223 с.
9. Авачева Т.Г., Кадырова Э.А. Развитие дистанционных образовательных технологий для формирования информационно-образовательной среды в медицинском вузе // Сборник трудов международного научно-технического форума «Современные технологии в науке и образовании - СТНО-2018» : в 11 томах. Под общ.ред. О.В. Миловзорова. Рязань, 2018. С. 18-21.
10. Янушиц О.В., Далингер В.А. Контекстные математические задачи и формирование ключевых компетенций // Высшее образование в России. 2017. № 3 (210). С. 151–154.
11. Avacheva T.G., Dmitrieva M.N., Shmonova M.A., Doroshina N.V., Krivushin A.A. Integration of natural scientific disciplines by means of hierarchical complexes of contextual problems as a method of forming the research competence of students of medical universities // 5th International multidisciplinary scientific

conference on social sciences & arts SGEM 2018, 26 August – 01 September, 2018 Albena, Bulgaria: conference proceedings - Science and society, Volume V, Albena, Bulgaria, pp. 447–452.

12. Авачева Т.Г. Организация самостоятельной работы студентов с применением системы дистанционного обучения MOODLE // В книге: Инновационные технологии в медицине: взгляд молодого специалиста. Материалы III Всероссийской научной конференции молодых специалистов, аспирантов, ординаторов. Рязань, 2017. С. 181-183.

РАЗРАБОТКА И ПРОДВИЖЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ МОБИЛЬНОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ НА БАЗЕ СМАРТФОНА

М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов, О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина, г. Рязань

Условием успешной реабилитации при терапии нарушений опорно-двигательного аппарата является ее непрерывность на протяжении всех этапов. Реабилитация в позднем периоде проходит главным образом самостоятельно в домашних условиях, что понижает качество выполнения восстановительных упражнений, что требует внедрения доступных способов объективного контроля процесса восстановления пациента в амбулаторный период с помощью дистанционного сопровождения. В данной работе изложены принципы построения мобильной системы реабилитации и оценки правильности выполнения упражнений с использованием датчиков смартфона. Представлены результаты апробации технологии мобильной реабилитации для реабилитации детей с нарушениями осанки и неосложненными травмами позвоночника.

Ключевые слова: реабилитация, лечебная физкультура, телемедицина, удаленное сопровождение, мобильное приложение, инерциальные датчики.

DEVELOPMENT AND PROMOTION OF MOBILE REHABILITATION TECHNOLOGY BASED ON A SMARTPHONE

M.S. Ashapkina, A.V. Alpatov, O.V. Melnik

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The condition for successful rehabilitation in the treatment of disorders of the musculoskeletal system is its continuity throughout all stages. Rehabilitation in the late period takes place mainly independently at home, which reduces the quality of performing rehabilitation exercises, which requires the introduction of accessible methods of objective control of the patient's recovery process in the outpatient period using remote support. This paper outlines the principles of building a mobile rehabilitation system and evaluating the correctness of performing exercises using smart background sensors. The results of the testing of mobile rehabilitation technology for the rehabilitation of children with posture disorders and uncomplicated spinal injuries are presented.

Keywords: rehabilitation, exercise therapy, telemedicine, remote support, mobile application, inertial sensors.

Введение

Нарушения опорно-двигательного аппарата приводят к существенному уменьшению подвижности человека и, как следствие, к снижению его

функциональных возможностей. Одним из эффективных способов лечения и профилактики подобных заболеваний является физическая реабилитация, которая включает в себя стационарный (лечение пациента специалистами в стенах медицинского учреждения на основе индивидуального плана лечения) и амбулаторный (восстановление человека при медицинском сопровождении специалистов на основе индивидуального плана восстановительных занятий) периоды. Важным условием успешного завершения процесса физической реабилитации является обеспечение непрерывности следования данных периодов, что, в свою очередь, имеет ряд особенностей:

- отсутствие доступности реабилитационных центров для регулярного посещения человеком в амбулаторный период;
- необходимость обеспечения постоянного медицинского сопровождения человека в процессе выполнения физической реабилитации в амбулаторный период.

Данные особенности могут быть в значительной степени устранены посредством создания и внедрения телемедицинских систем для реализации дистанционного сопровождения и поддержки процесса физической реабилитации на основе применения простых и доступных программно-технических средств. При этом подобные системы должны обеспечивать выполнение одной или нескольких функций:

- контроль правильности (адекватности) выполнения индивидуального плана восстановительных занятий в процессе физической реабилитации на амбулаторном периоде;
- корректировка индивидуального плана восстановительных занятий;
- оценка эффективности выполнения индивидуального плана восстановительных занятий.

Принцип построения мобильной системы реабилитации

Перенос процесса физической реабилитации в мобильный режим подразумевает включение новых по сравнению с традиционными режимами ЛФК компонентов, которые обеспечивают удаленный контроль и поддержку реабилитационной активности. В рамках данной работы была предложена структура построения системы, включающая три основных взаимосвязанных функциональных элемента:

1. Мобильное приложение, которое должно поддерживать функционал в виде структурированного набора упражнений для суставов в виде комплекса, режима тестирования на боли согласно клинически валидированным тестам.
2. Комплекс упражнений, адаптированный для использования в системе удаленной реабилитации.
3. Онлайн-кабинет для удаленного контроля реабилитационной активности в формате мобильного сайта, доступного для смартфонов и планшетов на любой ОС для обеспечения доступа через стандартный браузер сразу на всех платформах [1].

Оценка правильности выполнения упражнений с использованием датчиков смартфона

Оценка правильности 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 является определение степени схожести полученной траекторией с эталоном для оценки разности амплитуд, синхронности выполнения и фиксации факта повтора итерации упражнения.

Смартфон выполняет роль инерциального датчика, закрепляемого на щиколотке пациента, а также содержит 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.

Результатом использования датчика является траектория движения конечности в плоскости или в пространстве. Траектория движения содержит динамическую информацию, которая полезна для характеристики и идентификации движений. Обычно контроль движения конечности на базе IMU реализуется с помощью двух датчиков, размещаемых по обе стороны от коленного сустава. Совместное использование данных позволяет вычислить углы сгибания/разгибания сустава и получить данные о перемещении в пространстве координат IMU датчика. В данном случае мы используем только один датчик и при этом вводим процедуру калибровки исходного положения перед началом выполнения упражнения. В этом случае уже нет необходимости приобретать дополнительное оборудование и весь процесс реабилитации можно проводить исключительно со смартфоном.

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. 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 на 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 [2].

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 [3].

Мобильное приложение "Нефитнес для коленного сустава"

В рамках данной работы было разработано приложение для смартфонов Apple. Приложение пока доступно для русскоязычных регионов (Россия, Украина, Беларусь, Казахстан и другие). Базовый функционал приложения включает следующие элементы:

- Восстановительные упражнения для коленного сустава. Релиз содержит 23 упражнения для коленного сустава и одно пробное упражнение для локтевого сустава. Все упражнения можно выполнять дома и на работе без специального инвентаря.
- Комплекс упражнений на 1 месяц. Для регулярных занятий создается комплекс упражнений. Комплекс имеет 4 уровня сложности и формируется по результатам теста на уровень боли в колене.
- Видео и голосовое сопровождение выполнения упражнений. Выполнение упражнений сопровождается синхронными видеороликами и голосовыми командами.
- Возможность контроля выполнения упражнения с помощью датчиков движения смартфона.

После завершения выполнения упражнения пользователю выдается итог в виде оценки каждого цикла упражнения по критериям и усредненное значение критериев по всему упражнению. Данные оценки определяют эффективность проведенного упражнения с точки зрения прогресса

реабилитации. Оценки мотивируют пользователя на улучшение результатов. Процесс выполнения упражнения сопровождается голосом виртуального ассистента, который руководит действиями пользователя, когда он не видит экран смартфона. Также все упражнения дублируется видеорядом, на котором ассистентка показывает, как правильно выполнять упражнение.

Приложение будет полезным для следующих групп пользователей:

- мотивированных на профилактику возможных проблем в коленях;
- испытывающих затруднения в коленном суставе, не влияющие на качество жизни;
- периодически возникающие боли в коленных суставах;
- при остеоартрозе или артрозе коленного сустава, с учетом показаний лечащего врача;
- при проблемах со связками коленного сустава, с учетом показаний лечащего врача [3].

Апробация системы в клинической практике

На базе НИИ неотложной детской хирургии и травматологии г. Москва при содействии Фонд детского доктора Рошаля был развернут проект «Цифровая физическая реабилитация» для родителей детей в возрасте от 7 до 17 лет с нарушениями осанки и травмами позвоночника. Формат проведения проекта полностью соответствует предложенной в данной работе схема интеграции дистанционной физической реабилитации в общие стадии реабилитации. Участники проекта проходят курс реабилитации в НИИ неотложной детской хирургии и травматологии (клиника Рошаля). При этом они выполняют специальный комплекс реабилитационных упражнений:

- в институте, в санатории и в домашних условиях;
- при помощи мобильного приложения с использованием обратной связи;
- под контролем врачей НИИ неотложной детской хирургии и травматологии.

Комплекс упражнений разработан ведущими реабилитологами и инструкторами ЛФК клиники Рошаля [4].

Все участники проекта будут находиться под постоянным присмотром врачей: предполагаются как очные консультации, так и дистанционный контроль выполнения упражнений. Также смогут пройти индивидуальное обучение (вместе с родителями) для дальнейшего самостоятельного выполнения комплекса упражнений с использованием личных смартфонов. В результате проекта планируется снизить риск развития неконтролируемых осложнений за счет эффекта непрерывности занятий.

Основные задачи проекта:

- изучить пользовательский опыт при использовании мобильного приложения для реабилитации;
- получить количественные характеристики успешности траектории реабилитации по данным обратной связи о выполнении упражнений;

- вовлечь родителей в тему удаленной реабилитации;
- повысить доступность реабилитационных технологий для широкого круга семей, столкнувшихся с такими проблемами.

Для проведения апробации при непосредственном участии коллектива авторов было разработано специальное приложения для системы Android и iOS – “Здоровая осанка – упражнения для позвоночника”.

Базовый функционал приложения:

- Комплекс упражнений для осанки и неосложненных травм позвоночника. Базовый комплекс для осанки доступен всем желающим. Индивидуальные комплексы формируются специалистом через онлайн-кабинет проекта и загружаются в приложение удаленно, после регистрации пользователя как участника проекта и выполнения всех необходимых формальных процедур, включая очный прием специалиста. Все упражнения можно выполнять дома, из специального инвентаря нужны только гантели.
- Для регулярных занятий создается комплекс упражнений на 100 дней.
- Выполнение упражнений сопровождается синхронными видеороликами и голосовыми командами.
- Реализована возможность контроля выполнения упражнений с помощью датчиков движения смартфона.

Результаты апробация системы

Несмотря на тяжесть заболевания и на строгие ограничения двигательного режима, ежедневные занятия физическими упражнениями с использованием смартфона помогли достоверно улучшить тонус и баланс мышц туловища и конечностей, что в последующем облегчило адаптацию ребенка к урокам по физической культуре и даже к занятиям в спортивных секциях. Благодаря дистанционному контролю у родителей и у ребенка повышалась ответственность за регулярность и качество занятий. Они более внимательно соблюдали рекомендации по упражнениям, зная, что находятся под опекой со стороны лечащего врача. В результате ребенок не терял физическую форму и быстрее возвращался к «нормальной жизни без корсета».

Одно из главных преимуществ проекта заключается в его доступности и портативности. Родители и дети не привязаны к месту, времени и к какой-либо онлайн-площадке. Для выполнения упражнений нужен лишь смартфон и подручные средства для его крепления. Другим важным преимуществом является легкость в использовании. Ребенок может самостоятельно заниматься в мобильном приложении и организовать индивидуальные занятия без визуального контроля родителей. Дети видели собственный прогресс при выполнении упражнений в виде текстовых комментариев и смайликов, что повышало самоорганизацию, а родители обращали внимание

на интерес детей к физическим нагрузкам и их старания. В результате повысилась приверженность к регулярным занятиям.

Данный проект дал возможность создать условия для самостоятельной реабилитации детей и подростков с использованием личных смартфонов с технологией оцифровки упражнений и контроля восстановительных упражнений. Повысил доступность реабилитационных технологий для семей, столкнувшихся с проблемами амбулаторной реабилитации.

Библиографический список

1. Способ реабилитации и восстановления двигательной активности под аудиовизуальным самоконтролем Алпатов А.В., Ашапкина А. С. RU 2 692 535 C1, дата гос. регистрации 25.06.2019
2. M.S. Ashapkina, A.V. Alpatov, V.A.Sablina, A.V. Kolpakov, “Metric for Exercise Recognition for Telemedicine Systems”, MECO 2019 – Budva, 2019, pp. 668-671.
3. Физическая реабилитация коленного сустава на базе мобильного приложения «Нефитнес» в режиме удаленного мониторинга: учебное пособие для обучающихся по специальности 31.05.01 Лечебное дело / А.В. Федосеев, А.В. Алпатов, Т.Г. Авачёва [и др.]; ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России. – Рязань: ОТСиОП, 2020. – 120 с.
4. Алпатов А.В., Ашапкина М.С., Валиуллина С.А., Новосёлова И.Н. Дистанционная физическая реабилитация в позднем периоде для подростков после травм позвоночника на основе смартфона // Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 75-84.

СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 621.317.616

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ЦИФРОВОЙ РЕГИСТРАЦИИ ТЕМПЕРАТУРЫ ЛОКАЛЬНЫХ УЧАСТКОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

И.Д. Марков, М.В. Ленков

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен бесконтактный метод измерения температуры локальных участков тела человека с помощью ИК-датчика. Разработана модель регистрации температуры.

Ключевые слова: температура, термометр, измерение, инфракрасный.

DEVELOPMENT OF A MODEL FOR DIGITAL REGISTRATION OF THE TEMPERATURE OF LOCAL SEGMENTS OF THE HUMAN BODY

I.D. Markov, M.V. Lenkov

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A non-contact method of measuring the temperature of local areas of the human body using an IR sensor is considered. A model of temperature registration has been developed.

Key words: temperature, thermometer, metering, infrared.

Температура тела человека является важным показателем его физиологического состояния, что предопределяет актуальность использования в медицинской практике высокоточных средств и методов измерения температуры. Важность применения соответствующего арсенала технических средств для диагностики температуры объясняется также тем, что многие заболевания сопровождаются характерными изменениями температуры тела. Более того, течение некоторых заболеваний контролируется путем измерения температуры тела, и врач может оценивать эффективность выбранного метода лечения и назначения лекарств. Повышение температуры - это естественная реакция на «возбудителя» какого-либо заболевания, сопровождающаяся работой центра терморегуляции по изменению температуры для активизации защитной системы организма на борьбу против источника вируса. Жар – это самая распространенная форма патологического повышения температуры тела.

Основными достоинствами бесконтактного способа измерения температуры тела человека является отсутствие необходимости проведения

дезинфекции измерителя, а также высокая скорость измерения по сравнению с контактными термометрами [1].

Температура тела человека неоднородна: температура в глубоких отделах грудной клетки, брюшной полости и центральной нервной системы обычно составляет на 2–4 °С ниже, чем на руках и ногах, при этом большая часть поверхности кожи имеет еще более низкие значения. В отличие от внутренней температуры, которая строго регулируется, температура кожи заметно меняется в зависимости от воздействия окружающей среды. Температура периферических тканей (в основном рук и ног) зависит от текущего воздействия, истории воздействия, внутренней температуры и терморегулирующей вазомоции.

Точность измерения средней температуры кожи растет с увеличением количества участков измерения. Кроме того, точность измерения температуры тела зависит от частоты ее измерения. Самым лучшим способом является динамическое измерение или мониторинг температуры тела за определенный промежуток времени [2].

Мониторинг температуры успешно применяется во время большинства общих анестетиков как для облегчения выявления злокачественной гипертермии, так и для количественной оценки гипертермии и гипотермии. Поскольку гипертермия имеет очень много серьезных причин, любая периоперационная гипертермия требует диагностического внимания. Даже легкая гипотермия вызывает многочисленные неблагоприятные исходы у различных групп пациентов. Осложнения, вызванные гипотермией, включают патологические исходы миокарда, вторичные по отношению к активации симпатической нервной системы, инфекцию хирургической раны, коагулопатию, повышенное аллогенное переливание крови, отрицательный баланс азота, отсроченное заживление ран, отсроченное postanестезиологическое восстановление, длительную госпитализацию, озноб, дискомфорт пациента [3].

В результате, учитывая важность и широкие прикладные возможности использования средств измерения температуры тела человека, была разработана модель цифровой регистрации температуры локальных участков тела человека бесконтактным методом с помощью инфракрасного датчика.

Библиографический список

1. Технологии цифровой медицины для предрейсового осмотра водителей О.В. Мельник, М.Б. Никифоров, В.В. Бонч-Бруевич, М.Б. Каплан, А.В. Шуляков, Д.И. Устюков.
2. Мониторинг кожной температуры тела человека и его применение в клинической практике Богданова Т.М., Бакуткин В.В., Большаков А.А., Бакуткин И.В., Мельников Л.А., Спирин В.Ф., Наливаева А.В.
3. Daniel I., Sessler M.D. Temperature Monitoring and Perioperative Thermoregulation // Anesthesiology. – 2008. – № 109. – P. 318–338.

ТРУДНОСТИ И ОСЛОЖНЕНИЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АППАРАТОВ НЕИНВАЗИВНОЙ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

А.А. Байболдина, А.С. Ганиева, Л.Р. Фархутдинова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

В данной статье рассмотрены положительные и отрицательные последствия использования аппаратов неинвазивной искусственной вентиляции легких. Описаны трудности и осложнения, с которыми сталкиваются специалисты и пациенты при НИВЛ, а также представлены решения данных проблем.

Ключевые слова: аппарат искусственной вентиляции легких, неинвазивный, респиратор, интерфейс, утечка воздуха, параметры вентиляции.

DIFFICULTIES AND COMPLICATIONS OF USING NONINVASIVE ARTIFICIAL LUNG VENTILATION DEVICES

A.A. Bayboldina, A.S. Ganieva, L.R. Farhytdinova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article discusses the positive and negative consequences of using noninvasive artificial lung ventilation devices. The difficulties and complications faced by specialists and patients with NIVL are described, as well as solutions to these problems are presented.

Key words: artificial lung ventilation device, non-invasive, respirator, interface, air leakage, ventilation parameters.

В последнее время заметно возросло использования аппарата неинвазивной искусственной вентиляции легких (НИВЛ). НИВЛ стала широко распространенным методом лечения и поддержки пациентов при острой и хронической дыхательной недостаточности не только в лечебных учреждениях, но и в домашних условиях.

Неинвазивная вентиляция легких относится к искусственной респираторной поддержке без инвазивного доступа (без эндотрахеальной или трахеостомической трубки) с использованием различных известных вспомогательных режимов вентиляции. Аппарат подает воздух в интерфейс пациента (носовая, рото-носовая маска, шлем, канюли и т.д.) через дыхательный контур. При НИВЛ пациент продолжает дышать самостоятельно и получает аппаратную поддержку на вдохе.

Данная методика является более простой и комфортной для пациента. Она имеет ряд преимуществ:

- респираторную поддержку с помощью НИВЛ легко начать и так же просто закончить;

- при НИВЛ пациент способен говорить, кашлять, говорить, самостоятельно принимать пищу и т.д.;
- сам процесс вентиляции не вызывает таких осложнений, которые могут возникать при инвазивной искусственной вентиляции легких, например, кровотечение, механическое повреждение внутренних органов эндотрахеальной и трахеостомической трубкой, попадание инфекции в дыхательные пути и т.д.;
- при НИВЛ подаваемый воздух увлажняется, согревается и очищается естественным образом за счет того, что проходит через дыхательные пути;
- метод неинвазивной вентиляции может сократить длительность лечения и уменьшить количество осложнений, так как его можно проводить на ранних стадиях заболевания без вреда организму;
- аппараты НИВЛ могут использоваться не только в стационаре, но и в домашних условиях;
- после завершения лечения отсутствует период «отлучения от вентилятора».

Несмотря на наличие множества положительных последствий, нельзя не говорить и о возможных осложнениях НИВЛ:

- утечка воздуха;
- раздражения кожи;
- пролежни от длительного прилегания маски или шлема;
- неприятные ощущения на выдохе из-за постоянного поступления воздуха;
- сухость слизистой и заложенность носа;
- и другие трудности.

Одним из частых неприятных последствий НИВЛ является повреждение кожи лица (эритемы, язвы) в области прилегания маски, раздражение переносицы. Избежать этой ситуации помогают корректный подбор интерфейса, использование масок с большей областью упругой прокладки, регулировка силы затягивания ремешков.

Однако при слабом затягивании ремешков маски может произойти избыточная утечка воздуха. Малая утечка может привести к высыханию конъюнктивы и раздражению глаз, при массивных же утечках возможны более серьезные последствия: нарушение переключения аппарата с вдоха на выдох из-за того, что поток не достает до критического уровня.

Для минимизации утечек предусмотрены различные решения. Так ряд респираторов подстраивается под негерметичность контура – учитывая разницу между инспираторным и экспираторным объемом дыхания, прибор автоматически изменяет создаваемое давление в дыхательных путях и время его поддержки. Применяется и другой метод – использование режимов с переключением с вдоха на выдох по времени.

Еще одной проблемой, с которой специалисты сталкиваются при работе с НИВЛ, является аутоциклирование виз-за массивной утечки воздуха. Трудность заключается в том, что при триггировании по потоку респиратор воспринимает утечку воздуха как дыхательную попытку. Данную проблему можно решить с помощью использования триггера по давлению.

Как было сказано выше, аппарат НИВЛ не наносит вред внутренним органам пациента, однако его использование может привести к растяжению желудка, так как во время НИВЛ объем вентиляции распределяется между легкими и желудком. То, насколько это будет значимо, зависит от скорости потока, величины дыхательного объема, времени вдоха, состояния пищевого сфинктера.

Частой жалобой при неинвазивной ИВЛ является также боль в околоносовых пазухах и ушах вследствие высокого давления.

Возможен также дискомфорт в носу и во рту из-за их высыхания, но эта проблема решается использованием увлажнителей, различных капель. Гелей и других средств.

При использовании респираторов, созданных для неинвазивной ИВЛ, вдох и выдох осуществляются через один и тот же шланг. В связи с этим возможна реингаляция выдыхаемого углекислого газа. Для предотвращения повторного вдоха использованного газа применяют специальные клапаны выдоха, обеспечивающие односторонний поток дыхательной смеси, а также обеспечивают адекватный дыхательный объем, увеличивают время выдоха.

Таким образом, при применении аппаратов неинвазивной искусственной вентиляции легких специалисты и пациенты могут столкнуться с различными трудностями и осложнениями. Однако правильный выбор респиратора, применение адекватных параметров поддержки дыхания, навыки персонала, детальный клинический и инструментальный мониторинг играют огромную роль для минимизации риска осложнений во время проведения НИВЛ.

Библиографический список

1. Скрягин А.Е. [и др.] Неинвазивная вентиляция легких: учеб.-метод. пособие – Минск: БГМУ, 2011. 27 с.
2. Чурсин В.В. Искусственная вентиляция легких: учебно-методическое пособие – Алматы: КазМУНО, 2008. 55 с.
3. <http://www.reancenter.ru/node/457> - Трудности и осложнения неинвазивной ИВЛ – 21.10.21.
4. <https://criticalcare.kiev.ua/refresh/respiratoryrefresh/2135/> - Осложнения неинвазивной вентиляции легких – 21.10.21.

УДК 612.17, 004.891.3

ИССЛЕДОВАНИЕ НОВЫХ ЭКГ ПРИЗНАКОВ САХАРНОГО ДИАБЕТА В ПЕРИОД РЕПОЛЯРИЗАЦИИ СЕРДЦА

А.А. Ананьева, Р.В. Исаков

ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени
Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»,
г. Владимир

На данный момент, заболеваемость сахарным диабетом увеличивается с каждым годом, приобретая характер неинфекционной эпидемии. В данной работе проведена оценка новых признаков сахарного диабета по электрокардиографическому сигналу. Это позволит значительно ускорить процесс диагностики, делая процедуру неинвазивной.

Ключевые слова: сахарный диабет 2 типа, нейросетевой анализ, электрокардиография, признаки

INVESTIGATION OF NEW ECG SIGNS OF DIABETES MELLITUS DURING THE PERIOD OF CARDIAC REPOLARIZATION

A.A. Ananeva, R.V. Isakov

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir

At the moment, the incidence of diabetes mellitus is increasing every year, acquiring the character of a non-infectious epidemic. This work evaluates new signs of diabetes mellitus by electrocardiographic signal. This will significantly speed up the diagnostic process, making the procedure non-invasive.

Key words: type 2 diabetes mellitus, neural network analysis, electrocardiography, signs

Сахарный диабет (СД) – это глобальная проблема всего мира. По темпам своего распространения диабет превышает все неинфекционные заболевания и является единственным из них, что взято под контроль Организацией Объединённых Наций (ООН).

Согласно данным Всемирной диабетической федерации, с каждым годом статистика заболеваемости неуклонно растёт. Если не будут предприняты необходимые меры по борьбе с заболеванием, и оно продолжит развиваться теми же темпами, то к 2030 году будет насчитываться около 578 миллионов человек с сахарным диабетом. К 2045 году это число может увеличиться до 700 миллионов [1].

Сахарный диабет представляет собой реальную угрозу за счет ранней инвалидизации и высокой смертности от сосудистых катастроф.

Основное распространение заболевание получает за счет сахарного диабета 2-го типа, на который приходится около 85-95% всех случаев заболевания. В основном, наблюдается длительный бессимптомный период

перед тем, как возникает полная клиническая картина СД, а значит необходима ранняя диагностика [2].

В работе [3] была предложена новая технология анализа синапсов нейронной сети с помощью которой был произведен поиск параметров кардиоцикла ЭКГ, которые оказывали влияние на решение нейросети о наличии сахарного диабета.

Для обучения нейросетей была использована одноканальная ЭКГ в I стандартном отведении телеметрической системы CardioQVARK [4]. Диагноз был подтвержден врачами на основе стандартных клинических тестов. База данных состояла из 631 записи аннотированных ЭКГ, из которых 312 записей были сняты с больных диабетом 2-го типа.

В качестве исходного сигнала для нейросети был использован усредненный кардиоцикл, который отражает типовую форму кардиоциклов во всей записи.

По результатам работы алгоритма был выявлен ряд ключевых параметров ЭКГ, отвечающих за принятие решения о наличии СД [5]. Большинство из них сконцентрировано в период реполяризации сердца (ST-интервал и Т зубец). Поэтому целью данной работы является оценка морфологических изменений в ЭКГ в период реполяризации.

В процессе визуальной оценки выявленных параметров на имеющейся базе данных, у людей с СД наблюдаются видимые изменения на кардиоцикле, в области Т-зубца, а именно его асимметрия, выражающаяся в увеличении его скорости спада или инверсии (рис.1).

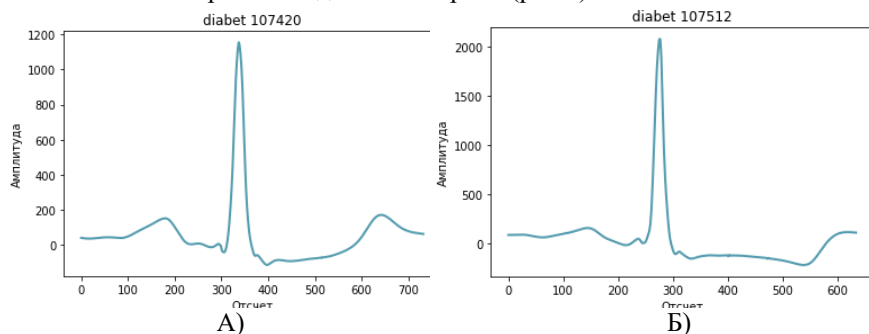


Рис. 1. – Наблюдаемые изменения в области зубца Т при СД:

А – асимметричность скорости спада, Б – инверсия

По рисунку 1 также можно заметить закономерность изменений кардиоцикла в области S-зубца – он практически отсутствует. Также можно отметить, что интервал ST при СД длиннее по сравнению с нормой.

В свою очередь, у людей без СД данные изменения на кардиоцикле обычно не проявляются, что можно увидеть на рисунке 2.

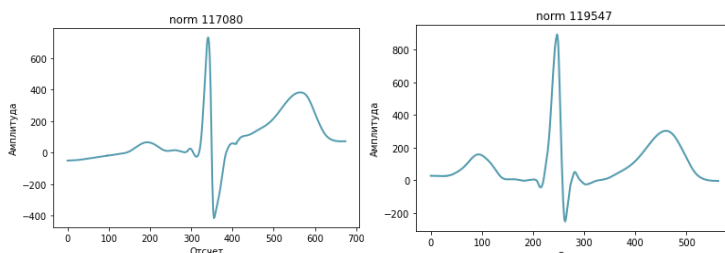


Рис. 2. – ЭКГ людей без сахарного диабета

Стоит также отметить, что встречались записи кардиоциклов с частью признаков, к примеру, с нормальными ST-сегментом и Т-зубцом (рис.3)

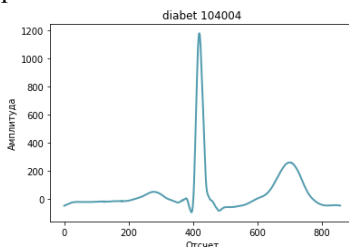


Рис. 3. – Пример ЭКГ людей с СД с частью признаков

На рисунке 3 можно увидеть, что длина и подъем ST, а также форма Т не имеют значимых изменений, однако имеется короткий зубец S.

Визуальный анализа формы ЭКГ позволил выделить ряд ее специфических изменений для выявления группы риска СД 2 типа. В ходе анализа встречались записи, на которых отсутствовали некоторые изменения, характерных для людей с СД, а значит можно сделать вывод о том, что необходимо учитывать данные признаки комплексно.

Библиографический список

1. International Diabetes Federation. – URL: <https://www.idf.org/>
2. Rosenbloom A.L., Silverstein J.H., Amemiya S. et al. Type 2 diabetes in the child and adolescent // Pediatric Diabetes. 2008. Vol. 9. PP. 512–526.
3. Исаков Р.В. Технология анализа синапсов нейронной сети для исследования входных признаков – Нейрокомпьютеры: разработка, применение, Москва: Издательство «Радиотехника» №3, 2020 г., стр. 45-55.
4. Официальный сайт медицинского проекта CardioQVARK. – URL: www.cardioqvark.ru.
5. Исаков Р. В., Ананьева А. А. Выявление информативных признаков диабета на электрокардиосигнале методом нейросетевого анализа // Медицинская техника. – 2021. – № 1(325). – С. 51-54.

СИСТЕМА ДЕТЕКЦИИ ЛЖИ НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Р.В. Исаков

ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени
Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»,
г. Владимир

Рассмотрен общий принцип построения биотехнической системы для детекции лжи по электроэнцефалографическому сигналу. Система построена на основе проведенного экспериментального исследования.

Ключевые слова: электроэнцефалография, вейвлет преобразование, детектор лжи, биотехническая система

LIE DETECTION SYSTEM BASED ON ELECTROENCEPHALOGRAPHY

R.V. Isakov

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir

The general principle of constructing a biotechnical system for lie detection by an electroencephalographic signal is considered. The system is built based on an experimental study.

Key words: electroencephalography, wavelet transform, lie detector, biotechnical system

Использование, а также применение аналогов инструментальной детекции лжи, известно достаточно давно. Еще в 1921г. американец Дж. Ларсон сконструировал устройство, обеспечивающее непрерывную и одновременную регистрацию кровяного давления, пульса и дыхания, которое применил на практике для проверок лиц, подозреваемых в совершении преступлений [1].

Детектор лжи - условное название для комплекса аппаратов объективной регистрации физиологических показателей: Кожно-гальваническая реакция (КГР), электроэнцефалография (ЭЭГ), тремора, плетизмограммы и т. п. К человеку, которого хотят испытать на детекторе лжи, присоединяют датчики различных приборов, снимающих перечисленные показатели, и во время беседы (допроса) следят за показаниями приборов, выводимыми на одну ленту. Опытный наблюдатель по картине на ленте может более точно судить об эмоциях испытуемого.

Детектор лжи (полиграф) имеет ряд недостатков:

1. Его результат в большой степени зависит от опыта полиграфолога;
2. Ограничение возможности его использования, т.к. в основе процедуры лежит только метод допроса;

3. Процедура допроса может сама вызвать изменение полиграммы;
4. Употребление некоторых веществ может вызвать изменение психофизиологических показателей (алкоголя, различные психотропные вещества, крепкий кофе).

Поэтому задача поиска новых методов выявления лжи является актуальной.

Данная работа основана на результатах экспериментального исследования, проводимого на базе научно-исследовательского института нормальной физиологии имени П.К. Анохина, РАН под руководством д.м.н. Е.А. Юматова [2]. В рамках этого исследования была набрана база данных десятиканальных ЭЭГ от 10 добровольцев, которые в зависимости от условий эксперимента отвечали на вопрос правильно или пытались обмануть. Вопросы при этом демонстрировались визуально на экране монитора и фиксировалось время демонстрации вопроса. Таким образом, было зарегистрировано по 30 реакций ЭЭГ каждого испытуемого на правдивый ответ и 30 – на ложь.

После проведенного исследования в работе [2] с применением непрерывного вейвлет преобразования удалось подтвердить потенциальную возможность отличить лживое состояние мозга от правдивого. Это дает предпосылки к развитию данной технологии.

Для уточнения ЭЭГ отведений была проведена дополнительная обработка и анализ данных, которая показала наибольшее влияние частотных диапазонов альфа и бета в униполярном отведении O1A1 на принятие решения о лживом состоянии мозга. Снижение активности в данных диапазонах во время просмотра вопроса свидетельствует о намерении испытуемого солгать. На рисунке 1 можно видеть результаты расчета спектрального параметра альфа + бета ритма для случаев правдивых и ложных ответов от 10 испытуемых.

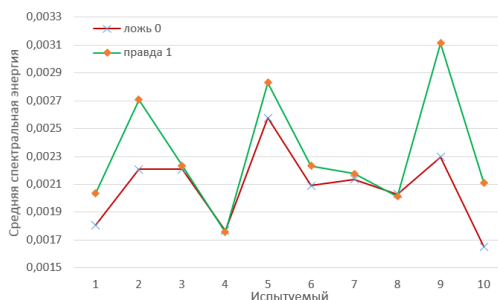


Рис. 1 – Результаты тестирования спектрального параметра ЭЭГ

На рисунке 1 видно, что во всех случаях средняя энергия в выбранном диапазоне в случае лжи снижалась, но разные люди реагировали по-разному.

На основании этих данных была предложена структура системы детекции лжи, представленная на рисунке 2.



Рис. 2 – Система детекции лжи по электроэнцефалографическому сигналу

Система основана на регистрации ЭЭГ с информативной зоны мозга О1 в полосе частот от 0.5 до 30 Гц. Во время регистрации ЭЭГ производится демонстрация вопросов испытуемому, на которые он должен ответить мысленно. Период демонстрации вопроса фиксируется с привязкой ко времени. Затем производится непрерывное вейвлет преобразование ЭЭГ за период демонстрации вопроса (с 1 по 3 секунду). Вейвлет спектр нормируется по частоте и определяется средняя энергия за этот период в диапазоне частот от 8 до 30 Гц. Данный спектральный параметр выводится оператору для принятия решения.

Предложенная система имеет ряд преимуществ по сравнению с классическим методом регистрации косвенных физиологических сигналов. Главными преимуществами являются: регистрация сигнала с мозга, в котором происходят процессы принятия решения; испытуемому не обязательно отвечать вслух, т.к. в момент просмотра вопроса у него формируется требуемое состояние мозга.

Библиографический список

1. Холодный Ю. И. Полиграфы (детекторы лжи) и безопасность : Справ. информ. и рекомендации / Холодный Ю.И. - М. : Мир безопасности, 1998. - 95 с. ; 20 см. - Библиогр.: с.71-73
2. Юматов Е.А., Каратыгин Н.А., Дудник Е.Н., Храмов А.Е., Грубов В.В., Перцов С.С. Распознавание правдивого и лживого состояний мозга на основе вейвлетного анализа электроэнцефалограммы. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2021.Т.24. №1.С.5-12. DOI: 10.18127/j15604136-202101-01.

АППАРАТЫ ДЛЯ ГАЛЬВАНИЗАЦИИ И ЛЕКАРСТВЕННОГО ЭЛЕКТРОФОРЕЗА

Ю.О. Исхакова, В.В. Николаева

Научный руководитель – Иванова Н.С., старший преподаватель
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

Описан принцип работы аппаратов для гальванизации и лекарственного электрофореза. Рассмотрены и проанализированы схемы данных аппаратов.

Ключевые слова: лекарственный электрофорез, структурная схема

DEVICES FOR GALVANIZATION AND DRUG ELECTROPHORESIS

J.O. Ishakova, V.V.Nikolaeva

Ufa state aviation technical university, Ufa

The principle of operation of devices for galvanization and drug electrophoresis is described. The schematics of these devices are considered and analyzed.

Key words: medicinal electrophoresis, block diagram.

В настоящее время появляется много новых физиотерапевтических методов и аппаратов, однако, по-прежнему активно используется старый и хорошо изученный метод – лекарственный электрофорез, который отлично работает при комплексном лечении большого числа заболеваний и обладает следующими клиническими эффектами: противовоспалительным, обезболивающим, седативным, спазмолитическим, сосудорасширяющим и другими [1].

В основе лекарственного электрофореза лежит локальное воздействие постоянным электрическим током на участки тела пациента через электроды, смоченные растворами лекарственных средств. Вещество, образующее в растворе положительные ионы, вводится с положительного электрода, образующее отрицательные ионы – с отрицательного электрода.

Особенности действия фактора состоят в возникновении электродинамических изменений, основные из которых следующие:

- Электрическая поляризация в различных структурах и средах организма и как ее следствие – появление электродвижущей силы в этих структурных образованиях;

- Электролитическая диссоциация в виде перемещения ионов: отрицательно заряженные ионы (анионы) движутся или ориентируются к аноду (+), а положительные ионы (катионы) – к катоду (–);

- Электроосмос – движение жидкости по направлению к катоду;

- Электролиз потеря заряда ионами при достижении ими электродов и превращение их в электронейтральные атомы или молекулы [1].

В настоящее время выпускается много различных приборов для гальванизации и лекарственного электрофореза, самыми распространенными из них являются Поток-1, Нион, ротовой гальванизатор Гр-2, которые имеют схожий принцип работы.

Блок питания (БП) обеспечивает преобразование электрической энергии, поступающей из сети переменного тока, в энергию, пригодную для питания. Задатчик воздействия (ЗВ) формирует электрический сигнал заданной формы и амплитуды. Блок управления (БУ) может представлять собой регулятор тока или другие схемотехнические решения, позволяющие менять параметры настройки задатчика воздействий. Средства согласования и передачи воздействия выбираются в соответствии с особенностями биообъекта и представляют собой металлические электроды [2]. Ниже приведены структурные схемы упомянутых приборов для гальванизации и лекарственного электрофореза.

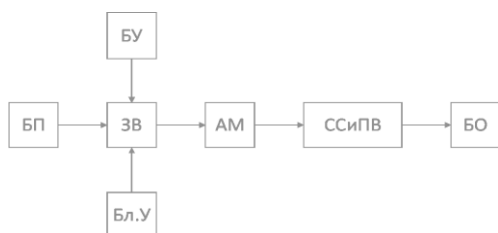


Рис.1 – Структурная схема аппарата «Поток-1»

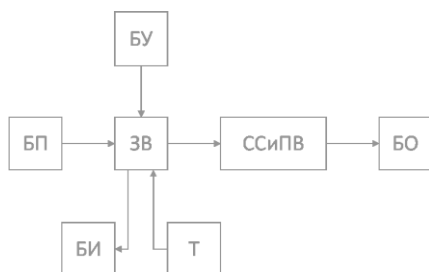


Рис.2 – Структурная схема аппарата «Нион»



Рис.3 – Структурная схема аппарата «Гр-2»

Структурные схемы данных аппаратов отличаются несколькими блоками. Поток-1 и Гр-2 содержат миллиамперметр для измерения тока в цепи. В аппарате Нион присутствует таймер для отсчета значения тока в цепи пациента (с цифровой индикацией) - 0,1 мА. В Поток-1 имеется электрическое блокирующее устройство, исключающее появление тока в цепи пациента при включении аппарата и переключении режима работы, если ручка регулятора тока пациента установлена не в крайнем левом положении. В аппарате Поток-1 имеется сигнальная лампочка, сигнализирующая о включении прибора. На передней панели Гр-2 присутствуют две лампочки, которые оповещают об активности клемм. В Нионе присутствует блок цифровой индикации, что упрощает медицинскому персоналу работу с прибором.

Таким образом, среди множества современных методов физиотерапии до сих пор используется достаточно известный и безопасный лекарственный электрофорез, который помогает справиться с заболеваниями дыхательной системы, сердца и сосудов, опорно-двигательного аппарата, ЦНС, кожных покровов, нарушениями в работе ЖКТ, офтальмологическими, стоматологическими заболеваниями, рубцовыми образованиями, проблемами и заболеваниями, связанными с ЛОР-органами, а также с заболеваниями, связанными с мочеполовой системой. Аппараты, работающие на данном методе, отличаются малогабаритностью, низкой ценой и простотой использования. Для улучшения изученных аппаратов можно предложить следующее:

- плавная регулировка и стабилизация силы тока;
- наличие звуковой сигнализации окончания процедуры;
- автоматическое отключение подачи тока по прошествии определенного времени.

Библиографический список

1. Илларионов В.Е., Симоненко В.Б. Современные методы физиотерапии: Руководство для врачей общей практики (семейных врачей). – М.: ОАО «Издательство «Медицина», – Москва, 2007. 176 с. С. 50-51.
2. Корневский Н.А., Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: учебное пособие для вузов / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.П. Серегин. – Курск: ИПП Курск, 2009. – 985 с.

УДК 617.764

МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ «СИНДРОМА СУХОГО ГЛАЗА»

З.Х. Баишева, Э.И. Зайнагутдинова, С.В. Харитонов

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

Кафедра биомедицинской инженерии, г. Уфа

В данной статье рассмотрена и проанализирована медицинская литература об этиологическом возникновении синдрома сухого глаза, приведены классификация причин появления данного синдрома, диагностические процедуры, способствующие его обнаружению, также описаны наиболее распространенные методы лечения ССГ.

Ключевые слова: синдром сухого глаза (ССГ), слезная пленка (СП), слезозаменители, obturation, интраназальная стимуляция.

DRY EYE TREATMENT METHODS

Z.Kh. Baisheva, E.I. Zainagutdinova, S.V. Haritonov

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Department of Biomedical Engineering, Ufa

This article reviews and analyzes the medical literature on the etiological occurrence of dry eye syndrome, provides a classification of the causes of this syndrome, diagnostic procedures that contribute to its detection, and describes the most common methods of treating DES.

Keywords: dry eye syndrome (DES), tear film (TF), tear substitutes, obturation, intranasal stimulation.

На сегодняшний день данный синдром можно выявить практически у 50% пациентов, обращающихся к офтальмологу по поводу заболеваний глаз или для коррекции зрения, и этот показатель имеет тенденцию к росту [3]. С нарастающей частотой ССГ наблюдается у людей молодого возраста в связи с широким распространением компьютерной техники, совершенствованием средств контактной коррекции зрения, регулярным применением лекарственных препаратов, влияющих на компонентный состав организма человека, увеличением заболеваемости системными болезнями, такими как сахарный диабет, заболевания щитовидной железы, псориаз и многие другие, гормональными преобразованиями – беременность, период лактации, климактерические изменения и т. д. Наравне с перечисленными причинами влияние оказывают активные процессы урбанизации, воздушные перелеты, неблагоприятные факторы окружающей среды: сильные ветра, дым от заводов и фабрик, частицы взвешенной пыли в воздухе, высокая температура, сухой климат, кондиционируемый воздух.

Слезная пленка выполняет ряд функций. Защитная функция реализуется в совместной работе всех трех слоев: липидный слой молекул блокирует проникновение в эпителий аэрозолей, термоизолирует и препятствует избыточному испарению; водянистый слой «смывает» инородные тела с поверхности эпителия, оказывая антибактериальное и противовирусное воздействия и восстанавливая за счет буферных систем pH при его нарушениях; муциновый – обволакивает инородные тела, пылинки, уменьшая тем самым их повреждающее действие. Обеспечение метаболической функции – выполняется водно-муциновой фракцией, за счет содержащихся в ней электролитов и органических веществ, растворенных в водянистом слое слезной жидкости, происходит транспорт кислорода, питательных веществ к клеткам эпителия, удаление шлаков и отмерших клеток, регенерация и гидратация эпителия. Оптическая функция заключается в сглаживании неровностей наружной поверхности роговицы, микроскладок и макроворсинок. Как и в защитной функции все слои слезной пленки принимают участие в реализации данной функции, что обеспечивает роговице блеск, зеркальные и аккомодационные свойства.

Частой причиной ССГ являются негативные свойства некоторых компонентов глазных капель, например, консервантов. Известно, что капли, содержащие консервант, в 2 раза чаще вызывают поражение роговицы. Наиболее часто встречающийся консервант бензалконий хлорид (БХ) почти в 70% случаев вызывает на глазной поверхности изменения той или иной степени выраженности. Многочисленные экспериментальные исследования подтверждают токсический эффект БХ, вызывая патологические изменения поверхности глаза кролика, совпадающие с явлениями ССГ у человека. Это выражается в снижении базальной секреции, уменьшении плотности бокаловидных клеток, снижении секреции муцина. В статье [9] приводятся последние данные о выявлении признаков ССГ у 80,1% больных глаукомой, получавших длительное лечение глазными каплями с консервантами. Вместе с тем, в последнем перечне из 24 препаратов искусственной слезы, применяемых в нашей стране, 9 видов содержат в качестве консерванта БХ.

Хирургическим методом лечения ССГ является obturation слезоотводящих путей, которая позволяет существенно повысить эффективность инстилляций искусственной слезы в комплексном лечении больных с синдромом сухого глаза со снижением слезопродукции, в том числе комбинированным с нарушением стабильности слезной пленки. Наименее травматичным способом постоянной obturation слезоотводящих путей является закрытие слезных точек силиконовыми пробочками окклюдерами. Наиболее надежным, однако, с другой стороны, самым травматичным способом постоянной obturation слезных каналов является их перевязка, эффективная во всех случаях повторной постоянной obturation слезоотводящих путей. Покрытие слезных сосочков конъюнктивой занимает промежуточное положение по травматичности и эффективности между

закрытием силиконовыми окклюдерами слезных точек и перевязкой слезных канальцев. При obturации слезоотводящих путей целесообразно блокировать оба слезных канальца, не ограничиваясь obturацией только нижнего. Однако хирургические методы необходимо применять только в том случае, когда все остальные способы не возымели успеха, поскольку любое вмешательство в организм человека имеет последствия. Кроме того, постоянная obturация слезоотводящих путей может привести ухудшению течения синдрома сухого глаза, спровоцировать рост инфекции и воспаления [10].

Слезная железа имеет тройную иннервацию: чувствительную через n. lacrimalis trigomini, симпатическую через симпатические волокна, приходящие с n. lacrimalis, и парасимпатическую из n. intermedio-facialis. Изолированное раздражение n. lacrimalis, лицевого нерва и шейного симпатикуса вызывает усиленную секрецию слезной железы [11].

Лечение синдрома сухого глаза с помощью нейростимуляции слезных желез как главной, так и добавочных, могло бы стать тем решением, которое необходимо на данный момент. Интраназальная нейростимуляция способно лечить ССГ эффективнее, поскольку будет являться неинвазивным методом лечения, что имеет преимущество перед хирургическими способами. Также с биологической точки зрения слезная жидкость, выделяемая при раздражении, будет исключительно натуральным продуктом, продуцируемым организмом человека, нежели слезозаменители. Устройство для интраназальной нейростимуляции образует слезы путем генерации электрических импульсов, что, в свою очередь, воздействует на слезные железы, иннервируя их. Таким образом, с помощью устройства можно лечить такие формы ССГ, как нарушение слезопродукции неассоциированного с синдромом Шегрена, и все типы нарушений испарения слезной жидкости.

Библиографический список

1. Д.А. Останина, К.Н. Коробинцева // Распространённость синдрома сухого глаза среди лиц молодого возраста/ Вестник совета молодых учёных и специалистов Челябинской области. – 2018. – №1 (20). – Т. 1. – 38-41с.
2. В.В.Бржеский, М.Р. Радхуан // Сравнительная эффективность методов obturации слезоотводящих путей в лечении пациентов с синдромом сухого глаза / Вестник офтальмологии. – 2019. – №1. – 12-20с.
3. Ю.А. Белый, А.В. Терещенко, Н.Н. Юдина Пат. № 2 391 956 РФ, СПОСОБ ОБТУРАЦИИ СЛЕЗНЫХ КАНАЛЬЦЕВ ПРИ СИНДРОМЕ "СУХОГО ГЛАЗА, заявл. 27.11.2008; опубл.20.06.2010 Бюл. 17, 5с.
4. Иннервация слезной железы. Синдром Сьегрена и слезотечение [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://meduniver.com/Medical/ophtalmologia/innervacia_sleznoi_gelezi.html

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ СРАР

И.С. Шарипов

Научный руководитель – Иванова Н.С., старший преподаватель
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет»

В данной работе рассмотрены патенты для поддержания положительного давления в дыхательных путях. На основе этой информации предложена структурная схема СИПАП.

Ключевые слова: СРАР, структурная схема, патент

DEVELOPMENT OF A BLOCK DIAGRAM CPAP

I.S. Sharipov

Scientific supervisor - N.S. Ivanova, senior lecturer

Ufa State Aviation Technical University

In this paper, patents for maintaining positive airway pressure are considered. Based on this information, a block diagram of the CPAP is proposed.

Key words: CPAP, block diagram, patent

Постоянное положительное давление в дыхательных путях - Continuous Positive Airway Pressure (CPAP). Респиратор поддерживает постоянное положительное давление в дыхательных путях при таком режиме вентиляции. Такой вид поддержания постоянного положительного давления в дыхательных путях очень распространена и может быть использована в разных режимах работы. Например, принудительные, принудительно-вспомогательные или вспомогательные режимы функционирования. С помощью СРАР пациенту подается согретый и увлажненный воздух с повышенным содержанием кислорода, а также поддерживаются альвеолы в расправленном состоянии. Врач задает в настройках необходимый режим работы для поддержания уровня положительного давления. СРАР — метод оказания неинвазивной респираторной поддержки человеку при дыхании. Используется как вспомогательный режим в аппарате ИВЛ, но в основном применяется для проведения метода респираторной поддержки с использованием специальных аппаратов.

Положительное давление на выдохе создается за счет постоянного потока газа, что обеспечивает стабильную подачу давления СРАР на протяжении всего респираторного цикла.

На основе анализа существующих решений [1] и [2] предлагается следующая структурная схема:

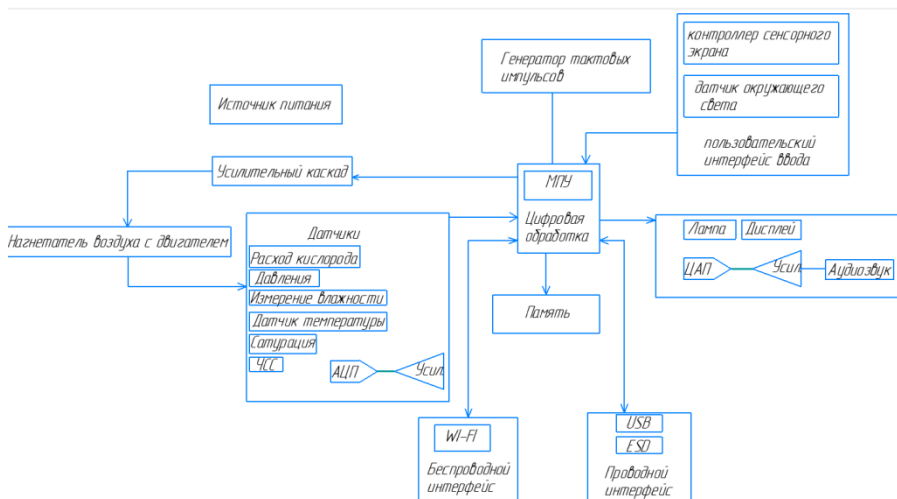


Рис.1 - Структурная схема предполагаемого Continuous Positive Airway Pressure (CPAP)

Благодаря усилительному каскаду, нагнетатель воздуха с двигателем начинает свою работу, и в дыхательных путях начинается держаться постоянное давление. Датчики фиксируют значения показателей, после чего преобразуются в блоке АЦП и данные поступают в микроконтроллер. Информация сохраняется в блоке памяти, его можно передавать через проводной (USB, ESD) или беспроводной (WI-FI) интерфейс. При сбое или превышенных значениях датчиков загорается лампочка информация проходит через блок ЦАПа и выдается аудиозвук.

Библиографический список

1. Мансур Халид. Способ создания постоянного носового положительного давления в дыхательных путях псрар для уменьшения дыхательного усилия // Патент РФ № 2567601; бюллетень №31; публикация патента 10.11.2015 // https://patents.s3.yandex.net/RU2567601C2_20151110.pdf
2. Пьерро Брайан, Харрингтон Стивен, Бриджес Брюс, Гэйлорд Дуглас. Носовое устройство и система непрерывного положительного давления в дыхательных путях // Патент РФ № 2420325; бюллетень №16; публикация патента 10.06.2011 // https://patents.s3.yandex.net/RU2420325C2_20110610.pdf
3. Интернет-источник: <https://bsaer.org/rezhimy-ivl/>

ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены принципы построения и структура лечебно-диагностического комплекса хрономагнитотерапии, позволяющего в процессе сеанса магнитотерапии оперативно регистрировать и измерять значения ответных реакций организма в виде изменений параметров пульсовой волны, процесса дыхания, артериального давления и насыщения крови кислородом. Предложены алгоритмы и виртуальные средства для реализации диагностических каналов в среде графического программирования LabVIEW.

Ключевые слова: хрономагнитотерапия, диагностические каналы, пульсовая волна, процесс дыхания, артериальное давление, сатурация, виртуальные средства, измерение параметров.

THERAPEUTIC AND DIAGNOSTIC COMPLEX OF CHRONOMAGNETOTHERAPY

A.V. Shulyakov, S.G. Gurzhin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The principles of construction and the structure of the treatment and diagnostic complex of chronomagnetotherapy, which makes it possible to quickly register and measure the values of the body's responses in the form of changes in the parameters of the pulse wave, the respiration process, blood pressure and blood oxygen saturation, during a magnetotherapy session are considered. Algorithms and virtual tools for the implementation of diagnostic channels in the LabVIEW graphical programming environment are proposed.

Key words: chronomagnetotherapy, diagnostic channels, pulse wave, breathing process, blood pressure, saturation, virtual means, parameter measurement.

В работах [1, 2] предложены способ, устройство и алгоритмы лечебно-диагностического комплекса хрономагнитотерапии общего воздействия, предназначенного для лечения широкого круга заболеваний, а в работах [3-6] представлены программные реализации диагностических каналов регистрации изменений параметров пульсовой волны, процесса дыхания, артериального давления и насыщения крови кислородом (сатурации) пациента, являющихся ответными реакциями организма на магнитотерапевтическое воздействие (МТВ).

Аппаратной платформой комплекса служит стандартная ЭВМ, позволяющая интегрировать, объединять и управлять рядом разнообразных

средств, решающих одновременно задачи по формированию и воспроизведению МТВ, а также по контролю и диагностике жизненно важных показателей пациента.

В состав комплекса входят: ЭВМ, монитор, мышь, полеформирующая система (ПФС), конвертер интерфейса USB/RS-485, датчики дыхания, давления, пульса, сатурации и набор виртуальных приборов (ВП) (рис. 1).

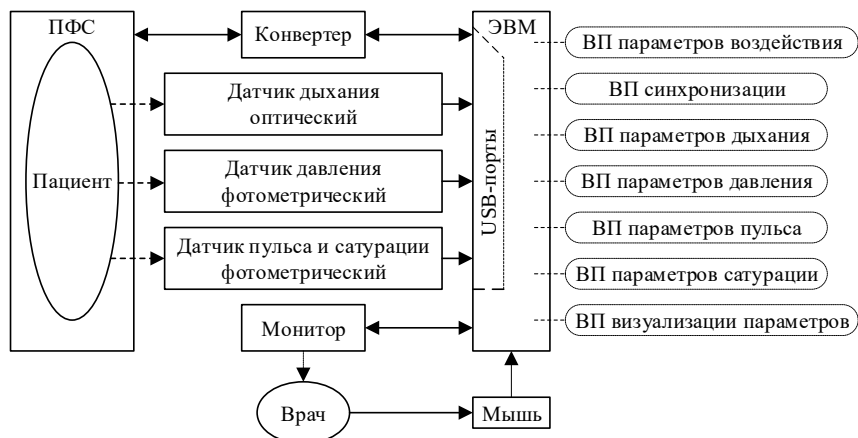


Рис. 1 – Структура лечебно-диагностического комплекса хрономагнитотерапии

Основными достоинствами комплекса являются высокий уровень автоматизации воспроизведения МТВ и контроля диагностических показателей пациента, а также широкие функциональные возможности, достигнутые за счет создания программных средств в виде ВП с перспективой их дальнейшего развития и совершенствования.

Особого внимания заслуживает реализация контура *биотехнической обратной связи в реальном масштабе времени* в процессе магнитотерапии. В контур входят врач, МТВ, пациент и его диагностические показатели, которые контролирует врач и по необходимости может корректировать параметры воздействия в течение сеанса магнитотерапии или на интервале курсового лечения.

В качестве других достоинств комплекса можно отметить использование стандартных оптических датчиков, которые неинвазивно и максимально безвредно для пациента регистрируют изменения его жизненно важных параметров. Среди них следует также выделить единый датчик пульса и сатурации, т.е. пульсоксиметр.

Пульсоксиметрия является наиболее доступным методом оперативного мониторинга и контроля состояния больных в разнообразных условиях. Она позволяет оценивать *насыщение артериального гемоглобина кислородом и*

частоту пульса, и, соответственно, эффективность работы сердца и легких, что является очень важным при экспресс-диагностике реакций организма пациента на МТВ, поскольку сеанс магнитотерапии длится около 20 минут.

Фотометрические датчики пульсоксиметрии в полной мере отвечают ряду требований, предъявляемых к устройствам, работающим в условиях действия динамических электромагнитных полей (ЭМП), и многократно используемым в физиотерапии для разных пациентов:

- 1) максимальная помехоустойчивость к ЭМП;
- 2) минимальные искажения при регистрации, обработке, выделении и передаче информационного сигнала;
- 3) удобство размещения и надежность крепления на пациенте;
- 4) отсутствие раздражающего, энергетического или другого действия на организм;
- 5) возможность стерилизации без нарушения характеристик;
- 6) миниатюрность конструкции и минимальное потребление энергии.

Датчик пульса и сатурации (рис. 2,а) содержит два излучателя один – красного (с длиной волны 660 нм), другой – инфракрасного (с длиной волны 910 нм) света (рис. 2,б), и степень поглощения света от этих излучателей будет разная (рис. 2,в).

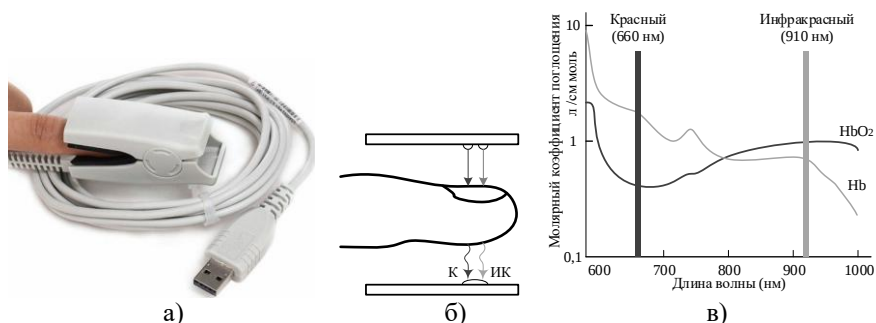


Рис. 2 – а) Пульсоксиметр, б) принцип действия в) показатель поглощения

Принцип пульсоксиметрии основан на использовании физического закона Бугера-Ламберта-Бера, определяющего ослабление параллельного монохроматического пучка света с длиной волны λ при распространении его в поглощающей среде

$$\frac{I}{I_0} = 10^{-\varepsilon_\lambda l C}, \text{ или } -\lg Q = A_\lambda = \varepsilon_\lambda l C,$$

где $Q = I/I_0$ – коэффициент пропускания вещества; I_0 – интенсивность падающего потока света; I – интенсивность потока света, прошедшего через вещество; ε_λ – молярный коэффициент поглощения (экстинкции) вещества

(л/см·моль); l – толщина поглощающего слоя (см); C – концентрация вещества (моль/л); A_λ – оптическая плотность вещества.

Молярный коэффициент поглощения является мерой поглощения света определенной длины волны частицей (молекулой) вещества и не зависит от его концентрации и объема (рис. 2,в).

Таким образом, соотношение двух световых потоков, прошедших через палец или мочку уха, позволяет определить степень насыщения (сатурации) гемоглобина крови кислородом. По этим данным, используя специальный алгоритм, рассчитывают процентное содержание в крови оксигемоглобина:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb},$$

где SpO_2 – показатель насыщения артериальной крови кислородом; Hb – дезоксигемоглобин или гемоглобин, не содержащий кислорода, который интенсивно поглощает красный свет и слабо задерживает инфракрасный; HbO_2 – оксигемоглобин или полностью оксигенированный гемоглобин, который хорошо рассеивает красный свет, но интенсивно поглощает инфракрасное излучение.

Библиографический список

1. Шуляков А.В. Алгоритмы и средства оперативной регистрации физиологических процессов пациента во время сеанса магнитотерапии // Биомедсистемы-2019: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2019. – 700 с. С. 14-26.
2. Патент 2732481 РФ, А61N 2/04. Способ формирования магнитотерапевтического воздействия и устройство для его осуществления / С.Г. Гуржин, В.И. Жулев, М.Б. Каплан, В.Г. Кряков, Е.М. Прошин, А.В. Шуляков // Открытия. Изобретения. Оpubл. 2020. – Бюл. №26.
3. Гуржин С.Г., Шуляков А.В., Каплан М.Б. Программа для непрерывной регистрации артериального давления пациента и автоматического измерения значимых параметров во время сеанса магнитотерапии. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ №2020612685 от 28.02.2020.
4. Гуржин С.Г., Шуляков А.В., Каплан М.Б. Программа для непрерывного автоматического измерения и регистрации степени насыщения кислородом крови пациента во время сеанса магнитотерапии. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ №2020612686 от 28.02.2020.
5. Гуржин С.Г., Шуляков А.В., Каплан М.Б. Программа для непрерывной регистрации пульсовой волны и автоматического измерения значимых параметров пациента во время сеанса магнитотерапии. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ №2020612719 от 28.02.2020.
6. Гуржин С.Г., Шуляков А.В., Каплан М.Б. Программа для непрерывной регистрации процесса дыхания пациента и автоматического измерения значимых параметров во время сеанса магнитотерапии. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ №2020612888 от 05.03.2020.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАБОТЫ ЗАРЯДНО-ДЕСУЛЬФАТИРУЮЩЕЙ СТАНЦИИ

Б.И. Марголис, М.Б. Маньков

ФГБОУ ВО «Тверской государственный технический университет», г. Тверь

Приведено описание результатов испытаний зарядно-десульфатирующей станции. Заряд аккумулятора осуществлялся асимметричным током с различными значениями коэффициента заполнения. Представлены спектральные и временные характеристики сигнала.

Ключевые слова: аккумулятор, зарядно-десульфатирующая станция, асимметричный ток, коэффициент заполнения, спектральные характеристики.

INVESTIGATION OF THE EFFICIENCY OF THE CHARGING AND DESULPHATING STATION

B.I. Margolis, M.B. Mankov

Tver State Technical University, Tver

The article describes the test results of the charging and desulphating station. The battery was charged with an asymmetric current with different values of the fill factor. The spectral and temporal characteristics of the signal are presented.

Keywords: battery, charging and desulphating station, asymmetric current, fill factor, spectral characteristics.

Современное медицинское оборудование оснащено различными видами аккумуляторов. От стабильности работы медицинской техники зависит здоровье и жизнь пациентов, поэтому к аккумуляторам для медицинских учреждений предъявляются повышенные требования по надежности работы и стабильности электрических характеристик [1].

Проблемы экологии являются наиболее значимыми и актуальными не только в России, но и в мировом сообществе. Использование современной зарядно-десульфатирующей станции, основанной на использовании асимметричного тока и реализующей совместную работу с альтернативными источниками энергии, будет способствовать максимально эффективной работе аккумулятора и значительно увеличит срок его службы, что будет оказывать содействие сохранению окружающей среды [2].

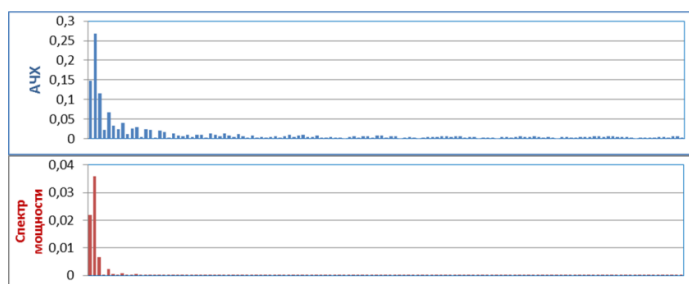
Целью исследования являлось определение оптимальных соотношений длительностей зарядной и разрядной составляющих асимметричного тока при заряде аккумулятора или коэффициента заполнения.

Амплитудный спектр функции является наиболее информативной характеристикой спектрального анализа. Важной характеристикой сигнала

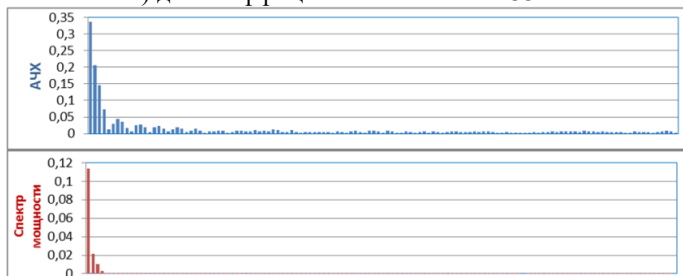
является спектр мощности – сопоставляя квадраты амплитуд гармоник, можно судить о распределении мощности по диапазону частот.

Экспериментальные данные об осциллограммах формируются и сохраняются в формате *.csv, который возможно обрабатывать в приложении Microsoft Excel. Прямое дискретное преобразование Фурье для сигнала, заданного в N точках осуществлялось применением встроенного блока «Анализ Фурье» [3].

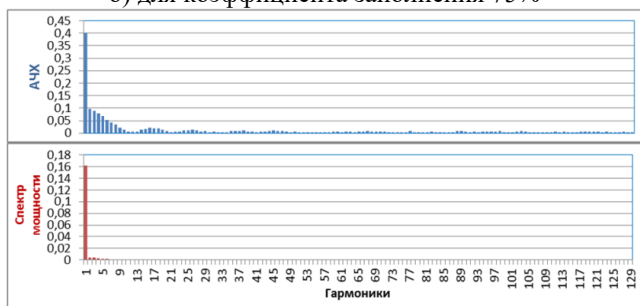
На рисунке 1 представлены амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) и спектры мощности для различных соотношений длительностей зарядной и разрядной составляющих асимметричного тока.



а) для коэффициента заполнения 33%



б) для коэффициента заполнения 75%



в) для коэффициента заполнения 90%

Рис. 1 – Результаты построения спектров

Средняя мощность заданного N отсчетами сигнала определялась как:

$$P = A_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{n-1} A_k^2 + A_n^2 \quad (1)$$

где коэффициенты $A_0^2, A_n^2, \frac{1}{2} A_k^2$ – средняя мощность сигнала на частоте $k\omega_0$.

На рисунке 2 представлены графики изменения напряжения заряда аккумуляторов при различных коэффициентах заполнения.

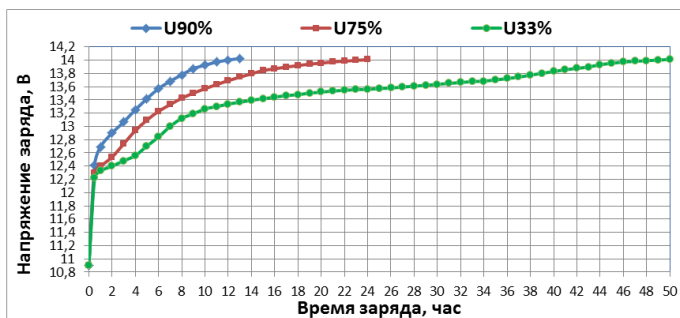


Рис. 2 – Графики изменения напряжения заряда.

Эффективность десульфатации определялась как отношение разности конечного и начального значений ёмкости заряжаемого аккумулятора к конечному значению. Данные для анализа представлены в таблице 1.

Таблица 1. – Сравнительный анализ

Коэффициент заполнения, %	Средняя мощность, Вт	Время заряда, час	Эффективность десульфатации, %
33	0,072	50	4,8%
75	0,154	24	8,6%
90	0,182	13	10,7%

По представленным результатам можно сделать вывод, что наиболее эффективным вариантом соотношения параметров асимметричного тока является вариант с коэффициентом заполнения 90%.

Библиографический список

1. Хрусталеv Д.А. Аккумуляторы. М.: Изумруд, 2003. 224 с.
2. Патент РФ № 2721006 МПК H02J 7/10. Устройство для заряда и десульфатации аккумуляторов. Опубликовано: 15.05.2020.
3. Тверецкий, М.С. Многоканальные телекоммуникационные системы (компьютерные упражнения). Ч. 1. Методические указания по выполнению упражнений. Учебное пособие / МТУСИ. – М., 2011. – 30 с.

**ЭНДОВАСКУЛЯРНАЯ РАДИОЧАСТОТНАЯ ДЕНЕРВАЦИЯ
ПОЧЕЧНЫХ АРТЕРИЙ В КОМПЛЕКСНОЙ ТЕРАПИИ ПАЦИЕНТА
С РЕЗИСТЕНТНОЙ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИЕЙ**

С.А. Белозёрова, Л.Г. Чудновец, И.М. Карамова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Республики
Башкортостан «Больница скорой медицинской помощи» г. Уфа

Работа по оценке эффективности и безопасности физического воздействия на стенку почечных артерий у больных с резистентной артериальной гипертензией (АГ). Вмешательство было выполнено в 2014-2015 годах пятерым больным с АГ рефрактерной к гипотензивной терапии, включавшей в себя три и более препарата в максимальных терапевтических дозах, одним из которых был диуретик. Критериями отбора являлось систолическое АД (САД) ≥ 160 мм рт.ст или ≥ 150 мм рт.ст. при наличии сахарного диабета 2 типа. Обязательными условиями отбора являлась сохранная функция почек (скорость клубочковой фильтрации (СКФ) ≥ 45 мл/мин) и отсутствие вторичной формы АГ. Процедура денервации выполнялась в условиях рентгеноперационной с использованием специальной системы Medtronic Ardian Symplicity Catheter System™. Немедленный положительный эффект процедуры РДН почечной артерии был достигнут у всех пациентов, в долгосрочном периоде (более 3 месяцев) происходит постепенное нивелирование положительного эффекта. Основываясь на опыте выполнения РДН почечных артерий в отделении рентгенхирургии ГБУЗ РБ БСМП г. Уфа, вмешательство безопасно, но положительный эффект нестабилен.

Ключевые слова: денервация почечных артерий, радиочастотная абляция почечных артерий, симпатическая нервная система, рефрактерная артериальная гипертензия, резистентная артериальная гипертензия.

**ENDOVASCULAR RADIOFREQUENCY DENERVATION OF RENAL
ARTERIES IN THE COMPLEX THERAPY OF A PATIENT WITH
RESISTANT HYPERTENSION**

S.A. Belozerova, L.G. Chudnovets, I.M. Karamova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

State budgetary Healthcare Institution of the Republic of Bashkortostan
"Emergency Medical Hospital" Ufa

The purpose of this work is to evaluate the effectiveness and safety of physical impact on the renal artery wall in patients with resistant arterial hypertension (AH). The intervention was performed in 2014-2015 in five patients with

hypertension refractory to hypotensive therapy, which included three or more drugs in maximum therapeutic doses, one of which was a diuretic. The selection criteria were systolic blood pressure (SAD) ≥ 160 mmHg or ≥ 150 mmHg in the presence of type 2 diabetes mellitus. The mandatory conditions for selection were preserved kidney function (glomerular filtration rate (GFR) ≥ 45 ml/min) and the absence of a secondary form of hypertension. The denervation procedure was performed under X-ray operating conditions using a special Medtronic Ardian Symplicity Catheter System TM systems. The immediate positive effect of the renal artery RDN procedure was achieved in all patients, in the long term (more than 3 months), a gradual leveling of the positive effect occurs. Based on the experience of performing renal artery bypass surgery in the Department of radiosurgery of the State Medical Institution of the RB BSMP Ufa, the intervention is safe, but the positive effect is unstable.

Keywords: renal artery denervation, radiofrequency ablation of renal arteries, sympathetic nervous system, refractory arterial hypertension, resistant arterial hypertension.

Актуальность проблемы: Согласно современным представлениям, резистентная артериальная гипертензия (АГ) понимается как клиническая ситуация, при которой при одновременном приеме трех или более антигипертензивных препаратов разных классов (одним из которых является мочегонное средство) не удастся достичь целевого артериального давления (АД) ($<140/90$ мм рт. ст.). Резистентная артериальная гипертензия встречается у 5-30 % всех пациентов с артериальной гипертензией, и ее истинная распространенность, вероятно, составляет менее 10 %. Принимая во внимание тот факт, что гипертония является предиктором развития сердечно-сосудистых катастроф, необходимо использовать весь арсенал современных методов лечения для достижения целевых уровней артериального давления[1].

Цель: оценить эффективность радиочастотной денервации (РДН) почечных артерий у пациентов с резистентной артериальной гипертензией (снижение систолического артериального давления (САД) и диастолического артериального давления (ДАД) по данным суточного мониторинга артериального давления (СМАД) и самоконтроля пациента, снижение доз антигипертензивных препаратов.

Материалы и методы: с января 2014 года в отделении рентгенхирургии ГБУЗ РБ БСМП г. Уфа проконсультировано 67 пациентов с артериальной гипертензией (32 мужчины, 35 женщин), пациенты взяты под наблюдение, назначена схема гипотензивной терапии (бета-блокаторы, ИАПФ/АРА, диуретики)[1,4].

Критериями отбора являлось САД ≥ 160 мм рт. ст. или ≥ 150 мм рт. ст. при наличии сахарного диабета 2 типа. Обязательными условиями отбора

являлась сохранная функция почек (скорость клубочковой фильтрации (СКФ) ≥ 45 мл/мин) и отсутствие вторичной формы АГ [1,3,5].

При контроле через 1 месяц 58 пациентов (25 мужчин, 33 женщины) были повторно проконсультированы, 35 пациентам (17 мужчин, 18 женщин) удалось достичь целевого уровня АД ниже 140/80 мм рт. ст.

В контроле через 2 месяца повторного обследования 22 пациентов (8 мужчин, 14 женщин) целевое АД было достигнуто у 3 пациентов (1 мужчина, 2 женщины), в 3 случаях хронической болезни почек (ХБП) (СКФ < 60 мл/мин).

По результатам 2-месячного отбора в отделение рентгенхирургии госпитализировано 16 (6 мужчин, 10 женщин) для проведения ангиографии почечных артерий с целью определения анатомии почечных артерий и выявления их стеноза. В 3 случаях (2 мужчины, 1 женщина) пациенты были направлены на стентирование почечных артерий, у 6 человек были исключены из группы из-за анатомии почечных артерий[2,5].

В итоге на базе отделения рентгенхирургии было выполнено 5 РДН почечных артерий.

Система для денервации Medtronic Ardian Symplicity Catheter System™ состоит из генератора радиочастотных волн и одноразового катетера с механизмом вращения и управления кончиком. Генератор вырабатывает энергию радиочастотных волн с мощностью 5-8 Вт и постоянно контролирует температуру и импеданс на кончике катетера. Система автоматически отключается через 2 минуты эффективного воздействия, а также в случае превышения или недостижения необходимых параметров. Процедура денервации проводилась в условиях рентгенперационной, трансфеморальным доступом. Во всех случаях в начале процедуры, в/в вводился р-р гепарина из расчета 70 Ед на кг веса тела под контролем активированного времени свертывания (поддерживалось на уровне > 250 сек.). В устье почечной артерии устанавливался направляющий катетер 6F 45-55 мм RDC-2. Далее под ангиографическим контролем катетер Symplicity с электродом проводился в почечную артерию до уровня бифуркации и подключался к радиочастотному генератору. После этого при помощи специального механизма, позволяющего сгибать кончик катетера и вращать его в просвете сосуда, он продвигался в проксимальном направлении, далее выполнялось 5-7 точечных радиочастотных аппликаций со средней продолжительностью 2 минуты с шагом не менее 5 мм и углом поворота 45° по окружности сосуда[2,5]. Процедура была выполнена пациентам с резистентной артериальной гипертензией (средний возраст 57 ± 11 лет), в том числе 2 мужчинам и 3 женщинам, которые получали полную дозу антигипертензивной терапии. До проведения РДН почечной артерии пациентам проводилось СМАД (на амбулаторном/стационарном этапах), скорость клубочковой фильтрации (СКФ) определялась во время госпитализации, и пациенты консультировались у эндокринолога[1].

Контрольные исследования уровня артериального давления проводили через 2 часа после процедуры, на 4-й день, через 1, 3, 6 месяцев после выполнения вмешательства.

Результаты: после РДН почечных артерий дозы антигипертензивных препаратов были снижены в 2 раза, при этом офисное артериальное давление снизилось :

- 1) через 2 часа после процедуры -35,1/-17,3 мм рт. ст.,
- 2) через 4 дня -45,2/ -18,6 мм рт. ст.,
- 3) через 1 месяц -58,2/ -19,9 мм рт. ст.,
- 4) через 3 месяца -58,6/-20,1 мм рт. ст.,
- 5) 6 месяцев -30,1/-12,5 мм рт. ст

В 1 случае имело место местное осложнение со стороны трансфеморального доступа в виде гематомы.

В 2 случаях артериальное давление вернулось к исходному уровню через 3 месяца, и потребовалось снова скорректировать дозу антигипертензивных препаратов.

В 1 случае гипертоническая болезнь приобрела злокачественное течение с тяжелыми кризами, в результате чего через 1 год после РДН почечных артерий произошел геморрагический инсульт с летальным исходом.

Выводы: По данным наблюдениям видно, частота резистентной артериальной гипертензии в Республике Башкортостан составила 19,40 %. Немедленный положительный эффект процедуры РДН почечной артерии был достигнут у всех пациентов, независимо от пола и возраста, и составил в среднем -35,1/-17,3 мм рт. ст. В долгосрочном периоде (более 3 месяцев) происходит постепенное нивелирование положительного эффекта. Основываясь на опыте выполнения РДН почечных артерий в отделении рентгенхирургии ГБУЗ РБ БСМП г. Уфа, вмешательство безопасно, но положительный эффект нестабилен.

Библиографический список

1. Российское медицинское общество по артериальной гипертонии – Всероссийское научное общество кардиологов. Диагностика и лечение артериальной гипертензии. Клинические рекомендации. М.,2013
2. Renal sympathetic denervation in patients with treatment-resistant hypertension (The Symplicity HTN-2 Trial):a randomised controlled trial. Lancet. 2010; 376: 1903-1909.
3. Cushman W.C., Ford C.E., Cutler J.A. et al. for the ALL-HAT Collaborative Research Group. Success and predictors of blood pressure control in diverse North American Settings: the Antihypertensive and Lipid-Lowering and Treatment to Prevent Heart Attack Trial (ALLHAT). J.Clin. Hypertens. 2002; 4: 393–404.
4. Garg J.P., Elliott W.J., Folker A. et al. Resistant hypertension revisited: a comparison of two university-based cohorts. Am. J. Hypertens. 2005; 18 (5 Pt. 1): 619–623.

5. Bakris GL, Townsend RR, Flack JM, Brar S, Cohen SA, D'Agostino R, Kandzari DE, Katzen BT, Leon MB, Mauri L, Negoita M, O'Neill WW, Oparil S, Rocha-Singh K, Bhatt DL; SYMPLICITY HTN-3 Investigators. 12-month blood pressure results of catheter-based renal artery denervation for resistant hypertension: the SYMPLICITY HTN-3 trial. J Am Coll Cardiol. 2015 Apr 7; 65 (13) 1314-1321.

УДК 004.891.3

МОДЕЛИ БИОИМПЕДАНСА ДЛЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ПОДДЕРЖКИ ДИАГНОСТИКИ ОСТРЫХ РЕСПИРАТОРНЫХ ВИРУСНЫХ ИНФЕКЦИЙ

А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко, А.В. Серебровский

Научный руководитель – Шаталова О.В., к.т.н., доцент, доцент
ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск

На основе многочастотного зондирования биоматериала получены модели классификаторов для диагностики инфекционных заболеваний.

Ключевые слова: инфекционные заболевания, модель биоимпеданса, многочастотное зондирование, обучающая выборка, нейронные сети.

BIOIMPEDANCE MODELS FOR INTELLECTUAL SUPPORT FOR DIAGNOSTICS OF ACUTE RESPIRATORY VIRAL INFECTIONS

A.V. Miroshnikov, N.S. Stadnichenko, A.V. Serebrovsky

Scientific adviser - Shatalova O.V., Ph.D., associate professor, associate professor
Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Southwest
State University», Kursk

Based on multifrequency sensing of biomaterial, models of classifiers for the diagnosis of infectious diseases have been obtained.

Key words: infectious diseases, bioimpedance model, multifrequency probing, training sample, neural networks.

За основу метода классификации биологических объектов взят метод, основанный на биоимпедансном анализе, в котором для классификации сегмента биообъекта используется график Коула, на основе которой получают дескрипторы для двух классификаторов [1, 2, 3].

Для получения дескрипторов для первого классификатора строится модель Войта по трем точкам графика Коула. Таким образом, локальная модель Войта является трехзвенной, но ей соответствуют четыре параметра, тетрада: R_1 , R_2 , C_1 , C_2 . Для получения вектора дескрипторов первой модели классификатора используются только четыре из шести параметров, определенных путем решения системы алгебраических нелинейных уравнений (1). Параметры системы (1) R_3 и

СЗ в этой триаде не учитываются, а переходят в следующую триаду частот графика Коула и определяются так же из системы типа (1), но под именем $R1$ и $C1$ уже для следующей модели Войта. Всего таких триад (моделей Войта) на графике Коула будет $N-2$, где N -количество точек на графике Коула.

Для построения второй модели классификатора используются непосредственно «сырые» данные из графика Коула. На вход второго классификатора в качестве дескрипторов подаются $N-2$ диад. Каждая диада определяется разностью проекций двух ближайших точек на графике Коула.

На рис. 1 представлена структурная схема гибридного нейросетевого классификатора инфекционных заболеваний на основе локальных моделей графика Коула [4, 5].

$$\left. \begin{aligned} a_1(\omega_1) &= \frac{R_1}{1 + \omega_1^2 C_1^2 R_1^2} + \frac{R_2}{1 + \omega_1^2 C_2^2 R_2^2} + \frac{R_3}{1 + \omega_1^2 C_3^2 R_3^2}; \\ b_1(\omega_1) &= \frac{-\omega_1 C_1 R_1^2}{1 + \omega_1^2 C_1^2 R_1^2} + \frac{-\omega_1 C_2 R_2^2}{1 + \omega_1^2 C_2^2 R_2^2} + \frac{-\omega_1 C_3 R_3^2}{1 + \omega_1^2 C_3^2 R_3^2}; \\ a_2(\omega_2) &= \frac{R_1}{1 + \omega_2^2 C_1^2 R_1^2} + \frac{R_2}{1 + \omega_2^2 C_2^2 R_2^2} + \frac{R_3}{1 + \omega_2^2 C_3^2 R_3^2}; \\ b_2(\omega_2) &= \frac{-\omega_2 C_1 R_1^2}{1 + \omega_2^2 C_1^2 R_1^2} + \frac{-\omega_2 C_2 R_2^2}{1 + \omega_2^2 C_2^2 R_2^2} + \frac{-\omega_2 C_3 R_3^2}{1 + \omega_2^2 C_3^2 R_3^2}; \\ a_3(\omega_3) &= \frac{R_1}{1 + \omega_3^2 C_1^2 R_1^2} + \frac{R_2}{1 + \omega_3^2 C_2^2 R_2^2} + \frac{R_3}{1 + \omega_3^2 C_3^2 R_3^2}; \\ b_3(\omega_3) &= \frac{-\omega_3 C_1 R_1^2}{1 + \omega_3^2 C_1^2 R_1^2} + \frac{-\omega_3 C_2 R_2^2}{1 + \omega_3^2 C_2^2 R_2^2} + \frac{-\omega_3 C_3 R_3^2}{1 + \omega_3^2 C_3^2 R_3^2}. \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

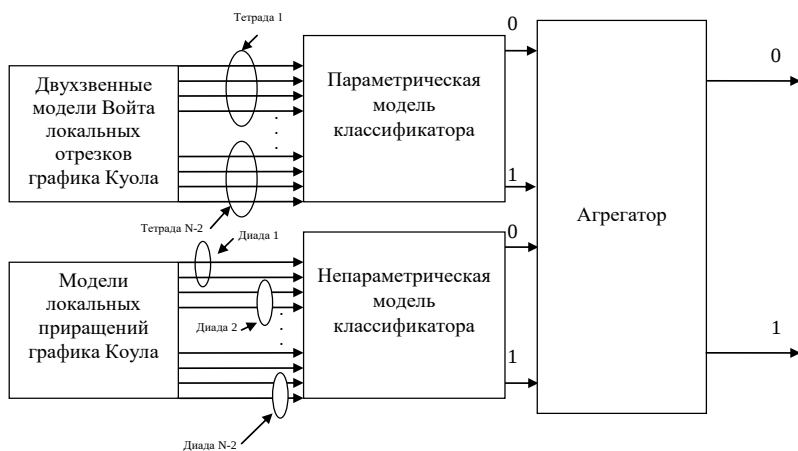


Рис. 1 – Модель гибридного классификатора

Модель включает два классификатора, построенных по схеме линейного многослойного персептрона. Классификаторы имеют по два выхода, соответствующие наличию инфекции в биоматериале и ее отсутствию. Каждый классификатор настраивается автономно по соответствующему датасету. Агрегатор также строится на основе многослойного персептрона. Для его настройки используется датасет, полученный по результатам классификации параметрической и непараметрической моделей классификаторов [6,7].

Научная новизна исследования состоит в том, что для классификации биоматериала на наличие вирусных инфекций используются дескрипторы, которые определяются посредством представления модели биоматериала в виде многозвенного двухполосника, параметры звеньев которого определяются на основе многочастотного зондирования. Полученная многомерная модель дескрипторов используется для обучения нейронных сетей, выполняющих функции классификатора биоматериала. В результате проведения исследования получены результаты, позволяющие создать интеллектуальные системы поддержки принятия решений по прогнозированию и диагностике инфекционных заболеваний. Возможность многочастотного зондирования позволит построить алгоритмы дифференциального контроля импеданса ткани и импеданса жидкости и получить новые решающие правила для диагностики вирусных инфекций.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-38-90063.

Acknowledgments: The reported study was funded by RFBR, project number 20-38-90063.

Библиографический список

1. Пат. 2752594 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/053. Способ классификации биологических объектов на основе многомерного биоимпедансного анализа и устройство для его реализации / Филист С.А., Шаталова О.В., Протасова З.У., Стадниченко Н.С.; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Юго-Западный государственный университет" (ЮЗГУ). № 2020115879; заявл. 15.05.2020; опубл. 29.07.2021, Бюл. № 22. 27с.
2. Филист С.А., Кузьмин А.А., Кузьмина М.Н. Биотехническая система для контроля импеданса биоматериалов в экспериментах *in vivo* // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. №9. С. 38-42.
3. Попечителей, Е.П., Филист С.А. Способы и модели идентификации биоматериалов на основе анализа многочастотного импеданса // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия Управление, вычислительная техника. Медицинское приборостроение. 2011. №1. С. 74-80.
4. Филист С.А., Алексенко В.А., Кассим Кабус. Гибридные информационные технологии по экспресс-диагностике инфекционных заболеваний на основе многочастотного анализа пассивных свойств биотканей // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск. «Медицинские информационные

системы». 2010. № 8(109). С. 12-17.

5. Суржикова С.Е., Филист С.А., Жилин В.В., Курочкин А.Г. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 3. С. 85-95.

6. Филист С.А., Томакова Р.А., Яа З.Д. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных // Известия Юго-Западного государственного университета. 2012. №4(43). С. 44-50.

7. Филист С.А., Шаталова О.В., Ефремов М.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. 2014. № 6. С. 35-39.

УДК 616-073.7

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ВО ВРЕМЕННОЙ ОБЛАСТИ

А.А. Рязанцева

Научный руководитель – Мельник О.В., профессор, д.т.н., доцент
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Разработана программа, реализующая метод количественной оценки параметров variability сердечного ритма в среде графического программирования LabVIEW 2010. Предложена функциональная схема системы.

Ключевые слова: электрокардиограмма, сердечный ритм, variability сердечных сокращений.

A SYSTEM FOR ESTIMATING THE PARAMETERS OF HEART RATE VARIABILITY IN THE TIME DOMAIN

A.A. Ryazantseva

Scientific supervisor - Melnik O.V., professor,
Doctor of Technical Sciences, Assoc. professor
Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

A program has been developed that implements a method for quantifying heart rate variability parameters estimation in the LabVIEW 2010 graphical programming environment. A functional scheme of the system is proposed.

Keywords: electrocardiogram, heart rate, heart rate variability.

Анализ variability сердечного ритма (BCP) – ценный инструмент для количественной оценки активности различных отделов вегетативной нервной системы при регуляции сердечных сокращений [1].

Сфера применения метода оценки параметров ВСР для решения задач оценки уровня стресса и общего функционального состояния организма очень широка, т.к. он может использоваться в производственных условиях, в космических полётах, а также в повседневной жизни человека. На сегодняшний день существует множество носимых устройств и программных приложений, позволяющих пользователю самостоятельно производить оценку вариабельности на основе анализа фотоплетизмограммы, полученной с использованием оптических датчиков или видеокамеры [2].

Другой важной сферой применения анализа ВСР является обнаружение кардиологических рисков у пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы, например, после перенесенного инфаркта миокарда [3]. В этом случае в качестве входного сигнала целесообразно использовать электрокардиосигнал, обеспечивающий более высокую точность измерения временных интервалов между сердечными сокращениями по сравнению с использованием данных фотоплетизмографии. В непрерывной записи ЭКГ детектируется каждый QRS-комплекс и вычисляются так называемые нормальный к нормальному интервалы (N-N), т.е. интервалы между соседними комплексами QRS, являющимися результатом деполяризации клеток синусового узла, либо определяется мгновенная ЧСС. Простейшие переменные, которые могут быть вычислены: средний N-N интервал, средняя ЧСС, разница между самым длинным и самым коротким N-N интервалом, отличие между дневной и ночной ЧСС и т.д.

Предлагаемая система для регистрации параметров ВСР состоит из двух основных блоков: блока регистрации сигнала и персонального компьютера (ПК).



Рис. 1 – Структурная схема системы

В состав блока регистрации входят электроды, регистрирующие электрокардиографический сигнал (ЭКС) пациента, блок усиления и предварительной фильтрации и интерфейс, обеспечивающий передачу сигнала на ПК. Все дальнейшие преобразования и манипуляции происходят в программе, реализованной в среде графического программирования NI LabVIEW.

Обобщенный алгоритм работы программы представлен на рис. 2.

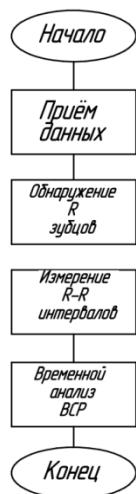


Рис. 2 – Алгоритм работы программы анализа ВСР

В программе осуществляется обнаружение R-зубцов ЭКГ с помощью алгоритма Пана-Томпкинса, выделение R-R-интервалов, формирование последовательности N-N (норма-норма) интервалов и временной анализ ВСР. В блоке отображения информации выводятся требуемые информативные параметры.

Наиболее удобная для вычисления переменная – стандартное отклонение N-N интервалов (SDNN) – квадратный корень из разброса N-N. Поскольку величина под корнем математически эквивалентна общей мощности в спектральном анализе, SDNN отражает все циклические компоненты, ответственные за вариабельность в течение периода записи.

Реализация программы в среде NI LabVIEW обеспечивает возможность дополнения и расширения анализируемых параметров ВСР в зависимости от решаемых задач.

Библиографический список

1. Баевский Р.М., Берсенева А.П., Оценка адаптационных возможностей организма и риска развития заболеваний. – М.: Медицина, 1997. – 237 с.
2. О.В.Мельник, А.Ю. Лоскутов Измерение пульсаций кровотока при помощи оптических датчиков // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2019 г. С. 628-631.
3. Buccelletti E, Gilardi E, Scaini E, Galiuto L, Persiani R, Biondi A, Basile F, Silveri NG. Heart rate variability and myocardial infarction: systematic literature review and metanalysis. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2009 Jul-Aug;13(4):299-307. PMID: 19694345.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ВРАЧОМ-ГЕМАТОЛОГОМ

Е.В. Садыкова

ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

Рассмотрены принципы построения информационной системы для дифференциальной диагностики орфанных заболеваний для врача-гематолога, на их основе предложены компоненты информационного, методического, алгоритмического обеспечения системы, совокупность которых можно определить как решение научной проблемы, имеющей важное социально-экономическое значение.

Ключевые слова: информационная система, орфанные заболевания, диагностика, длительное наблюдение.

AN INFORMATION SYSTEM TO SUPPORT THE ADOPTION OF DIAGNOSTIC DECISIONS BY A DOCTOR HEMATOLOGIST

E.V. Sadykova

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

The principles of building an information system for differential diagnosis of orphan diseases for a hematologist are considered, based on them, components of information, methodological, algorithmic support of the system are proposed, the totality of which can be defined as a solution to a scientific problem of important socio-economic importance.

Keywords: information system, orphan diseases, diagnostics, long-term observation.

В настоящее время по расчётам специалистов, в России насчитывается около 7-8 миллионов пациентов, страдающих от 5000 до 8000 орфанных заболеваний.

К орфанным (редким) заболеваниям относят те, которыми болеют 5 человек из 10 тысяч. [1-3]

В связи с отсутствием доступной и качественной информации о редких заболеваниях, с затруднением или отсутствием должной диагностики, диагноз может быть поставлен неправильно, или сроки постановки диагноза могут занять длительное время. Также помимо необходимой информации и диагностики, отсутствует регистрация и протоколы ведения больных с редкими заболеваниями. А так как нет регистрации больных, нет и соответствующего лечения. Эти факторы влияют самым негативным образом на пациента, а именно: затягивание лечебного процесса, отсутствие

необходимой терапии очень часто приводят больного к необратимым последствиям.

Таким образом, актуальной является задача разработки информационной системы (ИС) для врача, которая бы содержала в себе базу данных редких заболеваний с историями болезней пациентов.

На основе создаваемых карт заболеваний, включающих в себя ряд аналитических, физиологических исследований, а также симптомов и синдромов, характерных только для данного заболевания, ИС поможет врачу не только в получении и обработке той или иной информации, но и в распознавании редких заболеваний у пациентов с неопределёнными диагнозами и назначении соответствующих лечений.

Для разработки ИС врача-гематолога были выбраны из числа орфанных коагулопатий гемофилия А, В, С и болезнь Виллебранда. Наследственные коагулопатии встречаются нечасто, а диагностируются еще реже. На это есть две основные причины: низкая распространенность, часто сопряженная с субклиническим течением заболевания (при болезни Виллебранда) и недостаточно развитая система лабораторной диагностики нарушений гемостаза в большинстве регионов нашей страны.

Для этого были систематизированы этапы диагностики этих заболеваний, на основании чего были составлены диагностические алгоритмы. Дословно гемофилия – это склонность к кровоточивости и кровоизлияниям. Заболевание входит в группу геморрагических диатезов.

В основу диагностического алгоритма легли следующие симптомы: генетический анамнез – сбор данных о заболеваниях 3-х поколений; тип и характер кровотечений. Следующим диагностическим признаком является проведение обследования на дефицит факторов свертываемости крови, положительные результаты которого являются подтверждением диагноза коагулопатии.

Для определения тактики ведения больного и целесообразности дальнейшего обследования строится математическая модель риска развития орфанной коагулопатии с помощью теории рядов Фурье. Так как в 80% случаев патогенез наследственный, в основу модели положен генеалогический анамнез.

Информационная система — это организованная совокупность средств, методов и мероприятий, используемых для регулярной обработки информации для решения диагностической задачи, хранения данных. Система, состоящая из баз данных и баз знаний, предназначена для врача-гематолога и эксперта, формирующего базы знаний. База знаний содержит структурированную информацию о заболеваниях орфанных коагулопатий.

В базы данных, формирующих карту заболевания, включены основные диагностические алгоритмы, необходимые для качественной диагностики орфанных коагулопатий. При введении в программу нового заболевания, на него формируется отдельная карта заболевания. В дальнейшем, при

постановке диагноза больному, происходит сканирование по картам редких заболеваний.

В базу данных пациента заносится личная информация о пациенте и результаты обследования. При определении у него диагноза, имеющегося в базе данных, наличие редкого заболевания фиксируется в его карте.

В ИС можно получать статистические отчёты по заболеваемости за интересующий период, среди определенной возрастной группы, на определенной территории.

Библиографический список

1. Садыкова Е.В. Информационная система медицинской реабилитации пациентов с промиелоцитарным лейкозом // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. № 8. С. 53-58.
2. Садыкова Е.В. Веб-технологии для поддержки принятия решений врача // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 44-47.
3. Косякова Н.В., Гаврилина Н.И. Орфанные заболевания – история вопроса и современный взгляд на проблему // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2-2.

УДК 615.83

ОСОБЕННОСТИ ЗАДАЧИ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСТКОВИДНЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ НА ОСНОВЕ МАГНИТОДИНАМИЧЕСКОГО МЕТОДА

А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина, А.А. Поронов
ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева – КАИ», г. Казань

В работе обоснована необходимость применения магнитотерапии при проведении многокомпонентной реабилитации после перенесенной внебольничной пневмонии. Предложено построение терапевтической системы на основе магнитодинамического метода, способствующего улучшению кровоснабжения и снижению риска тромбообразования.

Ключевые слова: внебольничная пневмония, реабилитация, магнитотерапия, магнитное поле, коронавирусная инфекция.

SPECIFIC FEATURES OF THE PROBLEM OF REHABILITATION OF POSTSOVUS COMPLICATIONS BASED ON THE MAGNETODYNAMIC METHOD

A.R. Gabdrakhmanova, M.M. Tyurina, A.A. Porunov
Kazan national research technical university named after A.N. Tupolev, Kazan

The article substantiates the need to use magnetotherapy in multicomponent rehabilitation after community-acquired pneumonia. The construction of a

therapeutic system based on the magnetodynamic method, which improves blood supply and reduces the risk of thrombus formation, is proposed.

Key words: *community-acquired pneumonia, rehabilitation, magnetic therapy, magnetic field, coronavirus infection.*

Эпидемиологическая ситуация, связанная с коронавирусной инфекцией, во всем мире остается напряженной. Темпы прироста за сутки ежедневно увеличиваются. Большое количество заболевших ставит перед врачами задачи, связанные не только с быстрой диагностикой заболевания, но и с организацией и проведением многокомпонентной реабилитации, особенно пациентам, перенесшим длительную ИВЛ. Однако, несмотря на проводимое лечение, возможны последствия этого заболевания, которые могут проявиться в дальнейшем. Для пневмонии, вызванной новой коронавирусной инфекцией COVID-19, характерно наличие таких осложнений, как кашель, одышка, утомляемость, нарушение сна, аппетита и др. Нередко пневмонии приводят к нарушениям функции органов дыхания, сердечно-сосудистой системы, высших психических функций и, к сожалению, возможной инвалидизации.

Острой медицинско-социальной проблемой современной медицины является парирование внебольничных постковидных последствий в коронарной сосудистой системе и сосудистой системы легких. В сосудистых системах головного мозга и легких, в большинстве случаев, это связано с тромбозацией сосудов и возникновением, и ускоренным развитием атеросклеротических образований. Клинико-патологические проявления COVID-19, снижение иммунного статуса организма, морфологических особенностей воспалительной реакции и увеличение объема поражения в первую очередь легочной ткани, а также сосудистой системы головного мозга. При этом наблюдается полнокровие капилляров, повреждение эндотелия, что приводит к повышению проницаемости сосудистой стенки, быстрому накоплению эритроцитов, нейтрофилов, фибрина в альвеолах. В некоторых случаях развивается некроз ткани с формированием абсцесса, отграниченного грануляционной тканью и макрофагами [1]. Кроме того, нарушается нормальное кровоснабжение жизненно важных органов, а это снижает активность процессов метаболизма в этих органах и сатурацию SpO_2 и может, в итоге, привести к летальным исходам. Факторами, провоцирующими образование кровяных сгустков при коронавирусной инфекции, являются повышение свертываемости крови из-за изменения соотношения между белками плазмы крови, повреждение эндотелия (внутренней оболочки сосудов) во время болезни, замедление кровотока из-за постельного режима при госпитализации.

Реабилитационные действия организма главным образом направлены на восстановление функции легких, нормализацию дыхательных объемов, профилактику развития легочного фиброза, а также укрепление иммунитета

и снижение рисков повторных заболеваний и осложнений. Также применение магнитного поля снижает риск тромбообразования за счет снижения свертываемости крови.

Магнитотерапия при пневмонии поможет не только в оказании противовоспалительного эффекта, но и имеет существенную роль в процессе рассасывания фиброзных образований в лёгочной ткани, позволит избежать хронических проблем с лёгкими [2]. Благодаря этому снижается проявление симптомов – уменьшается отёк слизистой оболочки, улучшается дыхательная ёмкость лёгких, облегчается отхождение мокроты, стимулируется иммунная система для борьбы с инфекцией и усиливается действие антибиотиков. В целом длительность процесса реабилитации сокращается. В результате магнитотерапевтического воздействия на пациента возникает явно выраженная способность улучшать микроциркуляцию в сосудах, что приводит к улучшению доставки к органам и тканям кислорода. Поскольку принцип построения магнитотерапевтической системы основан на свойствах тканей поглощать магнитное поле и изменяться под его влиянием, ткани мягко нагреваются, расширяются сосуды. В результате магнитного взаимодействия тканей и сосудов пациента под влиянием магнитного поля ткани мягко нагреваются, расширяются сосуды. Это приводит к улучшению циркуляции крови и газообмена в легких, замедлению размножения патогенных микроорганизмов, активизированию иммунитета, уменьшению вязкости выделений и выведению их из легких, устранению лёгочного спазма и раздражения воспаленных тканей, ускорению восстановления после воспаления [3]. При этом возникает задача обоснованного выбора параметров и формы режима облучения, и его дозу, чтобы до конца подавить воспалительный процесс и избежать хронических заболеваний с легкими. Следовательно, магнитотерапевтическая система должна иметь каналы магнитодиагностики и магнитотерапии с адаптируемыми по диапазону измерения параметрами магнитной индукции с обязательным встроенным высокочувствительным датчиком контроля параметров магнитного поля.

Недостатками существующих аппаратов для магнитотерапии является отсутствие канала контроля параметров магнитного поля, поэтому разработка направлена на создание магнитотерапевтической системы для коррекции постковидных последствий в сосудистых системах головного мозга и легких, отличающейся возможностью контроля параметров терапевтического воздействия.

Таким образом, в работе обоснована необходимость проведения постковидной реабилитации кровеносных сосудов для улучшения кровоснабжения и снижения риска тромбообразования, и с этой целью предложено использовать возможность магнитодинамического метода, реализация которого в магнитотерапевтической системе позволит корректировать процесс лечебного воздействия и уменьшить длительность реабилитационного периода.

Библиографический список

1. Временные клинические рекомендации Минздрава России. [Электронный ресурс]: Медицинская реабилитация при новой коронавирусной инфекции (COVID-19). Версия 2.0. от 31.07.20. Режим доступа: <https://rehabrus.ru/Docs/2020/vmr-po-mr-19062020.pdf>, свободный. Дата обращения: 25.20.2021 г.
2. Габдрахманова А.Р., Тюрина М.М. Разработка канала контроля величины магнитной индукции // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2021 [текст]: сб. тр. IV междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6./ под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2021; Рязань. –226 с.,; ил. С. 218-221.
3. Габдрахманова А.Р., Тюрина М.М. Магнитотерапия как метод реабилитации после перенесенной пневмонии различной этиологии // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2020 [текст]: сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 9-11 декабря 2020 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2020. – 624с., ил. С. 108-111.

УДК 625.768.5

МОБИЛЬНАЯ СНЕГОПЛАВИЛЬНАЯ УСТАНОВКА КАК РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ ЗАГРЯЗНЕНИЯ СНЕЖНЫХ МАСС

А.Д. Дроздова, С.В. Смирнова

ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева – КАИ», г. Казань

В статье уделяется внимание экологическому состоянию окружающей среды от загрязнения снежных масс, приводятся данные ПДК загрязняющих веществ в снеге, в качестве решения проблемы очистки снега предложена мобильная снегоплавильная установка.

Ключевые слова: установка снегоплавильная, утилизация снега, очистка снежных масс.

MOBILE SNOW MELTING PLANT AS A SOLUTION TO THE PROBLEM OF SNOW MASS POLLUTION

Drozдова A. D., the student;

Smirnova S. V., candidate of technical sciences, associate professor

The article focuses on the ecological state of the environment from snow mass pollution, provides data on the maximum permissible concentrations of pollutants in snow, a mobile snow melting plant is proposed as a solution to the problem of snow cleaning.

Keywords: *snow melting plant, snow disposal, snow mass cleaning.*

В настоящее время загрязнение окружающей среды приобрело огромный размах. Загрязнение имеет множество причин и одна из них несвоевременные уборка и утилизация снега.

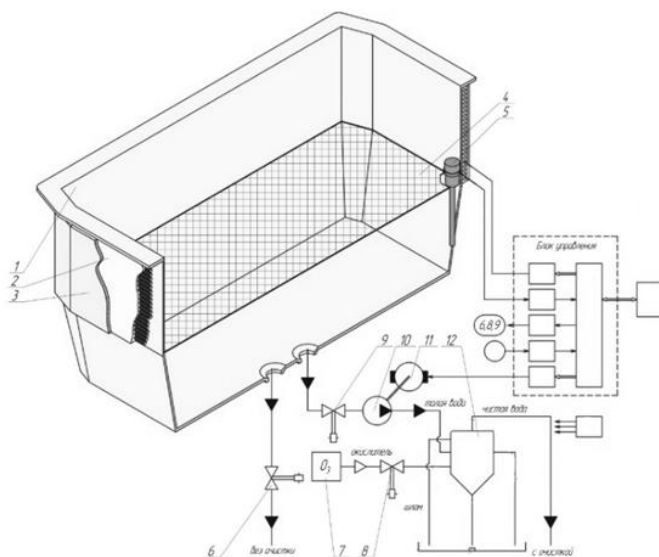
Загрязнение снега происходит в два этапа. При образовании снежинки вбирают в себя загрязняющие вещества из атмосферы, поэтому выпавший снег уже является загрязненным. Далее происходит еще большее загрязнение уже выпавшего снега, на него загрязняющие вещества оседают из атмосферы, а также поступают из подстилающих почв и горных пород [1]. Можно сделать вывод, что загрязнение снега происходит по тем же причинам что и загрязнение атмосферного воздуха. К таким причинам относятся: выхлопные газы, промышленные выбросы и так далее.

Таким образом, в снег попадает огромное количество опасных химических веществ и соединений, которые при таянии попадают в почву, водостоки и водосборы водоёмов, а далее в организмы растений и животных, в том числе в организм человека. В снеге, взятом в городе Казань, выявилось превышение предельно допустимой концентрации по взвешенным веществам, нитритам, фосфатам, фенолам, фторидам, нефтепродуктам, по железу, меди, цинку, алюминию, марганцу, ртути, никелю, кобальту и по додецилсульфату натрия [2].

Таблица 1. Кратность превышения ПДК загрязняющих веществ в снеге

Вещество	Кратность превышения предельно допустимой концентрации
Нитриты	1,425
Фосфаты	40,65
Фенолы	21
Нефтепродукты	8186
Железо	293,5
Медь	110
Цинк	13,1
Марганец	58
Алюминий	242,3
Ртуть	9
Никель	1,6
Кобальт	3,3

Поэтому необходимо не только убирать снег с улиц, но и производить его очистку. Для этого можно использовать мобильную снегоплавильную установку, описанную в патенте № RU 2695676 E01H 5/10[3]. Предлагаемое устройство предполагает плавление и проведение механической и химической очистки снежных масс, что поможет улучшить экологическую ситуацию.



Где на рис. 1: 1 – снегоплавильная камера; 2 – термopанель, 3 – слой термоизоляции, 4 – съёмная решётка для задержания крупного мусора, 5 – датчик уровня жидкости, 6 – клапан слива жидкости (загрязнённой), 7 – озонатор (баллон с окислителем), 8 – клапан подачи окислителя, 9 – клапан слива жидкости (очищенной), 10 – гидронасос, 11 – электропривод, 12 – двухступенчатый гидроциклон–окислитель.

Внедрение мобильной снегоплавильной установки поможет снизить загрязнение окружающей среды и уменьшить воздействие отрицательных факторов на организм человека. Улучшится обстановка с избытком снега в труднодоступных районах для малых нужд, например, придомовые территории, территория школ, участков и т.п.

В дальнейшем, работа посвящена рассмотрению схемотехнических решений построения информационно-измерительной системы установки патента «Мобильная снегоплавильная установка»[3].

Библиографический список

1. Соловьева, Н. Е. Исследование талой воды (снега) как показатель загрязнения атмосферы урбанизированной среды / Н. Е. Соловьева, Е. А. Олькова, А. А. Алябьева, О. В. Краева. — Текст: непосредственный // Молодой ученый. — 2015. — № 14 (94). — С. 668-672.
2. Доклады «О состоянии природных ресурсов и охраны окружающей среды РТ в 2004-2019 годах», г. Казань.
3. Патент на изобретение РФ №2695676, 09.01.2018. Смирнова С.В., Потапов К.А., Мушарапов Р.Н., Мингазетдинов И.Х. Мобильная снегоплавильная установка // Оpubл. 25.07. 2019 г. Бюл. № 21.

УДК 621

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДИКИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ ОПУХОЛЕВЫХ ОБРАЗОВАНИЙ

В.И. Исхакова

**ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В. Ф. Уткина», г. Рязань**

Рассмотрен такой метод неинвазивной диагностики опухолей как ультразвуковая диагностика. Приведены преимущества УЗИ. Кратко описана работа аппарата УЗИ, приведены частотные диапазоны датчиков для исследования разных органов.

Ключевые слова: *ультразвуковая диагностика, опухоль, ультразвуковой датчик.*

RESEARCH OF THE METHODOLOGY OF ULTRASOUND DIAGNOSTICS OF TUMOR FORMATIONS

V. I. Iskhakova

Ryazan State Radio Engineering University named after V. F. Utkin, Ryazan

Reviewed such a method of non-invasive diagnostics of tumors as ultrasound diagnostics. The advantages of ultrasound are given. The operation of the

ultrasound machine is briefly described, the frequency ranges of sensors for the study of various organs are given.

Key words: *ultrasound diagnostics, tumor, ultrasound transducer.*

Опухоль — неконтролируемый рост клеток живого организма, в ходе которого нарушается их функционирование и изменяется генетическая информация. Опухоли бывают доброкачественными, которые медленно растут, легко поддаются лечению и после их удаления не возвращаются в организм, и злокачественными, которые поражают здоровые клетки, избавиться от них очень трудно. От злокачественных опухолей можно избавиться с помощью ранней диагностики и своевременном лечении. Одним из методов онкологической диагностики является ультразвуковое исследование.

УЗИ — простой и доступный метод, дающий возможность определить наличие или отсутствие жидкостных и опухолевых образований, оценить их размеры, распространенность, заподозрить вторичные опухолевые поражения. УЗИ чаще всего применяется первым в диагностическом алгоритме постановки диагноза. УЗ-диагностика - это самый универсальный способ для распознавания раковых заболеваний, потому что он помогает найти злокачественные опухоли в подавляющем большинстве случаев. Чтобы получить уточненный диагноз, проводят дополнительные диагностические процедуры (МРТ, КТ). Плюсы УЗИ при выявлении опухолей: отсутствие инвазивного вмешательства, максимальный уровень безопасности и высокая информативность.

Ультразвук - это акустические колебания с частотой свыше 20 кГц. Наиболее часто используются частоты в диапазоне 2-10 МГц. УЗ-волны генерирует датчик, который представляет собой сложную конструкцию расположения пьезоэлементов, осуществляющих выработку УЗ-излучения и восприятия его отражения. УЗ-датчик содержит блок из множества пьезокристаллов, работающих попеременно. Правильный выбор датчика является важнейшим условием получения адекватного УЗ-изображения и определяется характером исследуемого объекта. Известно, чем выше частота ультразвука, генерируемого датчиком, тем выше его разрешающая способность, но ниже проникновение ультразвуковых волн в ткани. Поэтому для исследования разных функциональных элементов организма применяются разные датчики: для органов брюшной полости, малого таза, забрюшинного пространства - датчики с частотой 3,0-5,0 МГц, щитовидной и молочной железы — 7,5-13,0 МГц, яичка — 7.05-10,0 МГц, поверхностных лимфатических узлов — 10,0-13,0 МГц, поверхностных сосудов — 10,0-20,0 МГц [1].

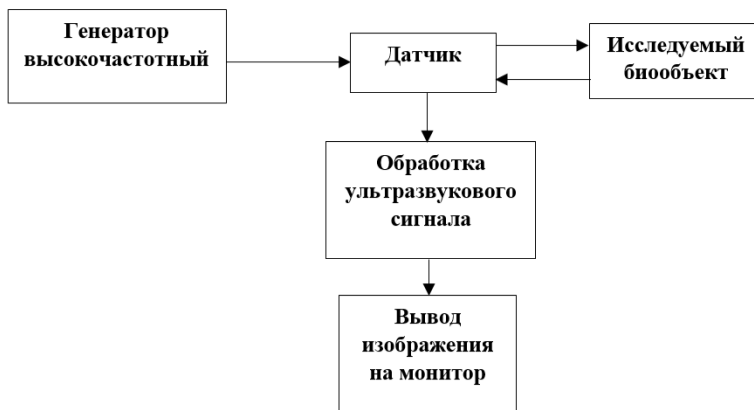


Рис. 1 – Упрощенная схема аппарата для УЗИ

Из-за того, что разные виды тканей имеют разную акустическую плотность и упругость среды, с помощью метода УЗИ можно получить изображения структур, тканей, органов и систем организма. Кости являются твёрдыми телами, они отражают волны, поэтому изображения костные ткани будут белого цвета, жидкости и полости пропускают волны полностью, они будут черного цвета. Мягкие ткани имеют различную структуру, поэтому они окрашены в разные оттенки серого цвета. Опухоли разных видов также будут отличаться между собой на изображении, например, для злокачественных опухолей более характерно наличие четких неровных контуров гипоехогенной неоднородной структуры.

Таким образом, ультразвуковое исследование является высокоинформативным, безвредным и доступным методом диагностики патологических изменений мягких тканей. Практически во всех случаях удастся выявить опухолевое образование, дифференцировать его с воспалением, посттравматическими и послеоперационными рубцовыми изменениями, провести разметку или прицельную пункцию для уточнения диагноза [2].

Библиографический список

1. [Электронный ресурс]: <https://medbe.ru/materials/obshchee-v-onkologii/ultrazvukovaya-diagnostika-v-onkologii/>
2. Трофимова Е. Ю, Вейзе Д. Л. Ультразвуковая диагностика опухолей мягких тканей, 1999 г. , 6 с.

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ СЕНСОМОТОРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЧЕЛОВЕКА

С.В. Новикова

Научный руководитель – Мельник О.В., профессор, д.т.н., доц.
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена система для оценки сенсомоторных характеристик человека. Предложены функциональная схема системы и программная реализация в среде графического программирования NI LabVIEW.

Ключевые слова: *рефлекторная дуга, время сенсомоторной реакции, виртуальный прибор.*

A SYSTEM FOR ASSESSING HUMAN SENSORIMOTOR CHARACTERISTICS

S.V. Novikova

Scientific adviser – Melnik O.V., Professor,
Doctor of Technical Sciences, Assoc. Prof.

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

A system for assessing human sensorimotor characteristics is considered. A functional scheme of the system and a software implementation in the NI LabVIEW graphical programming environment are proposed.

Keywords: *reflex arc, sensorimotor reaction time, virtual instrument.*

Изучение характеристик сенсомоторной деятельности в настоящее время является одним из перспективных направлений в исследовании физиологических параметров организма [1, 2].

Общей структурной схемой организации сенсомоторных процессов является рефлекторная дуга, состоящая из трех основных звеньев: афферентного, центрального и эфферентного [3]. Сенсорная информация, поступающая от рецепторов афферентного звена, обрабатывается центральной нервной системой, которая осуществляет запуск, регуляцию и контроль движений в эфферентном звене. Общее время сенсомоторной реакции человека (СРЧ) определяется как сумма двух основных составляющих [2].

1. Латентная составляющая времени реакции, включающая время, требуемое для поступления сенсорной информации, время центральных процессов (перекодирование, опознание, формирование образа, сличение его с эталонами памяти, принятие решения, формирование программы двигательного действия), время прохождения импульса по нисходящим путям к соответствующим мышцам.

2. Моторная составляющая времени реакции, определяемая как время реализации движения в пространстве.

Целью данной работы является создание системы для оценки сенсомоторных характеристик человека на основе использования ПК с программной реализацией в виде виртуального прибора в среде графического программирования NI LabVIEW.

Основные функциональные элементы системы представлены на рис.1.



Рис.1 – Функциональная схема системы

Блок генерации стимулов обеспечивает формирование визуальных и звуковых стимулов через случайные промежутки времени в заданном временном диапазоне, на которые должен отреагировать испытуемый человек, путём нажатия на левую клавишу мыши.

Блок регистрации отклика фиксирует момент нажатия клавиши и формирует значения временных интервалов между стимулом и реакцией. Полученные значения помещаются в массив.

В блоке обработки временных параметров рассчитываются такие параметры как среднее значение времени сенсомоторной реакции, оценка среднеквадратичного отклонения, абсолютная погрешность (доверительный интервал) измерений.

Для отображения информации в разрабатываемой системе служит лицевая панель виртуального прибора. На первом этапе работы с программой необходимо настроить лицевую панель: необходимо выбрать режим работы – число испытаний 50 и вид стимула – визуальный. Для начала испытаний нажать кнопку START, при появлении стимула быстро кликнуть мышью по кнопке PRESS. После окончания испытания полученные результаты сохраняются в массив данных. Далее на лицевой панели необходимо выбрать звуковой вид стимула и произвести те же манипуляции, что и с визуальным стимулом. Программа также выведет результаты испытания в виде массива данных. Полученные массивы данных будут обработаны и из них будут высчитаны необходимые нам временные параметры. Конечным результатом работы программы является гистограмма, на которой отображаются характеристики распределения времени сенсомоторной реакции.

Реализация программы в среде NI LabVIEW обеспечивает возможность дополнения и расширения анализируемых параметров СМР в зависимости от решаемых задач.

Библиографический список

1. Нехорошкова, А. Н., Грибанов, А. В., & Депутат, И. С. (2015). Сенсомоторные реакции в психофизиологических исследованиях (обзор). Журнал медико-биологических исследований, (1), 38-48.
2. В.Н. Кирой. Физиологические методы в психологии (учебное пособие). Ростов-на-Дону, Изд-во ООО «ЦВВР».2003., 224 с.
3. Биофизика: методические указания к лабораторным работам / Рязан. гос. радиотехн. ун-т.; сост.: С. П. Вихров, В. В. Гудзев, О. В. Мельник. Рязань, 2009. 60 с.

УДК 621.22

ПОЛУЧЕНИЕ ЭКОЛОГИЧЕСКИ ЧИСТОЙ ЭНЕРГИИ ПОСРЕДСТВОМ ПЬЕЗОГЕНЕРАТОРОВ

Л.Р. Шайхутдинова, С.В. Смирнова

ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский университет
КНИТУ – КАИ им. А.Н. Туполева», г. Казань

В докладе представлены результаты исследования видов получения электрической энергии, а также противопоставлены их недостатки и преимущества предложенного устройства.

Ключевые слова: экологическая система, пьезоэлектричество, гидроэнергетическая установка, электроэнергия, пьезодатчики.

OBTAINING CLEAN ENERGY BY MEANS OF PIEZO GENERATORS

L.R. Shayhutdinova, S.V. Smirnova

«Kazan National Research Technical University
named after A. N. Tupolev – KNITU-KAI», Kazan

The report presents the results of the study of the types of electricity generation and contrasts their disadvantages and advantages of the proposed device.

Key words: ecological system, piezoelectricity, hydropower plant, electric power, piezoelectric sensors.

В настоящее время существует множество причин, по которым оказывается неблагоприятное влияние на водоемы: от резкого изменения гидрологического режима реки до серьезных изменений имеющихся экологических систем [1]. Также причиной нарушения естественного воспроизводства рыб становится внедрение различных гидроэнергетических установок (ГЭУ), наносящих вред водным биологическим ресурсам. Уменьшение габаритов установок и правильный выбор места расположения их поможет решить данную экологическую проблему. Необходимо также искать пути увеличения коэффициента полезного действия (КПД) устройств,

а также способы уменьшения больших потерь энергии механических приводов (рычаги, турбины, поршни и др.), которые наносили бы меньший экологический вред.

Гидроэнергетическая установка, выбранная мною за прототип, имеет другой принцип преобразования механической энергии. Она не будет оказывать негативного действия на фауну рек, так как имеет существенно меньшие размеры по сравнению с большинством существующих ГЭС.

Рассмотрим основные принципы получения электроэнергии. Генерация электричества - это процесс получения электроэнергии из источников первичной энергии. Одна из особенностей электричества - оно не является первичной энергией, свободно присутствующей в природе в значительных количествах, следовательно, его необходимо производить. Производство электричества происходит, как правило, с помощью генераторов на промышленных предприятиях, которые называются электростанциями.

На сегодняшний день существуют следующие виды ГЭС:

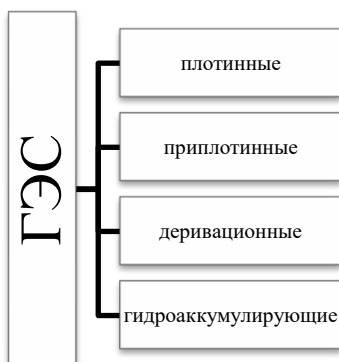


Рис 1 – Виды гидроэнергетических станций

Но все виды приведенных выше типов ГЭС имеют следующие недостатки:

- строительство возможно лишь в местах больших запасов энергии воды;
- нерегулируемые попуски воды из водохранилищ приводят к перестройке уникальных экосистем по руслу рек, поэтому реки загрязняются, уменьшается численность рыб, исчезают места гнездования перелетных птиц;
- для постройки большой плотины требуется очень много материала и обходится это дорого;
- строительство ГЭС, в сравнении с другими энергоисточниками более долгое и дорогое;
- крупные гидросооружения и плотины являются причиной пересыхания рек;

- большие габариты;
- консервативный метод преобразования механической энергии воды в электрическую энергию.

Рассмотрим принцип действия ГЭУ. Гидроэнергетическая установка (ГЭУ) [2] относится к экологическим системам гидроэнергетики и может быть использована для преобразования энергии волн или течения в реках для получения электроэнергии.

Гидроэнергетическая установка [патент № 183125] представляет собой водяной накопительный резервуар 1. От нее отходит наклонный напорный водовод 2, в котором организован сток воды в щелевой направляющий аппарат 3. В зависимости от количества воды в водосборной ёмкости 1 и его размеров, водовод 2 может иметь несколько сужающихся каналов, в которых, за счёт сужения, возрастает скорость течения воды. После узла разгона устанавливается гидродинамический излучатель 4 пластинчатого типа, который закреплен в кронштейне 7. После зоны излучения на стенках водовода 2 устанавливаются пьезоэлементы 5, защищенные от действия жидкости эластичной непроницаемой оболочкой 6, от которых отводятся электрические потенциалы. Для защиты стенок водовода 2 от кавитационных разрушений, вся внутренняя поверхность вместе с пьезоэлементами 5, покрыта эластичной защитной оболочкой, через которую давление передаётся на пьезоэлементы 5 (рис. 2).

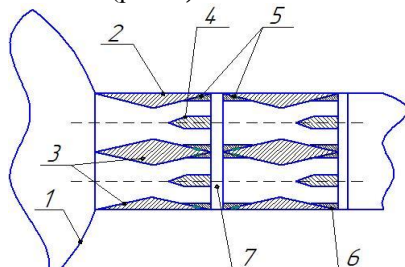


Рис. 2 – Вид сверху на водовод гидроустановки с пьезоэлектрическими преобразователями

Что касается технических характеристик ГЭУ, сведем их в таблицу 1 для наглядности:

Таблица 1

Параметры	Единица измерения	Величина
Номинальная выходная мощность ГЭУ	кВт	5
Максимальная выходная мощность ГЭУ	кВт	6
Выходная мощность пьезогенератор	Вт	120
Объем накопительного резервуара	м ³	1
Габариты ГЭУ	м	2х0,7х1,5

Одна установка может иметь от 20 до 50 пьезогенераторов, в зависимости от необходимости. Для получения большего количества энергии предлагается устанавливать предложенное устройство каскадом из 6-10 штук.

Таким образом, предложенная установка имеет значительные преимущества перед имеющимися ГЭС, а также удобна для потребителя. В роли потребителя могут выступать:

- фермерские хозяйства, расположенные вблизи средних и малых рек;
- небольшие поселки / сельские поселения, на территории которых генерация и трансферт электричества является проблематичным;
- садовые общества и др.

Библиографический список

1. Немецкое энергетическое агентство Deutsche Energie Agentur GmbH (dena) Regenerative Energien (Сектор возобновляемых видов энергии), ««Зелёная энергетика» – уже сегодня, но с расчётом на завтра» // URL: www.renewables-made-in-germany.com
2. Патент РФ № 183125 на полезную модель «Гидроэнергетическая установка». Авторы Мингазетдинов И.Х., Бурова И.Д., Лисин Р.А., Сагель А.О., Смирнова С.В. Оpubл. 11.09.2018. Бюл. № 26.
3. Шайхутдинова Л.Р., Смирнова С.В. Схемотехническое решение представления пьезогенераторов гидроэнергетической установки // «Энергетика и цифровая трансформация»: Международная молодежная научная конференция Тинчуринские чтения – 2021, Казань, 28 – 30 апреля 2021 г.

УДК 621

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

И.А. Савина

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены основные методы анализа электрографических сигналов.

Ключевые слова: ЭЭГ, ритмы, компьютерная ЭЭГ, спектральный анализ.

RESEARCH OF METHODS FOR ANALYSIS OF ENCEPHALOGRAPHIC SIGNALS

I.A. Savina

Ryazan State Radio Engineering University named after V. F. Utkin, Ryazan

The main methods of analysis of electrographic signals are considered.

Key words: EEG, rhythms, computer EEG, spectral analysis.

На сегодняшний день наиболее популярным методом анализа функциональной активности головного мозга является ЭЭГ.

Электроэнцефалография - метод исследования головного мозга с помощью регистрации электрических потенциалов, возникающих в процессе его жизнедеятельности.

Для измерения ЭЭГ используются биполярные или монополярные электроды. С помощью первого метода измеряется разность потенциалов между парой электродов. Во втором случае потенциал каждого электрода сравнивается либо с нейтральным электродом, либо со средним значением для всех электродов.

Выделяют пять основных ритмов – альфа, бета, мю, дельта и тета - связанных с различными состояниями мозга. Под понятием "ритм" на ЭЭГ подразумевается определенный тип электрической активности, соответствующий некоторому определенному состоянию мозга. При описании ритма указывается его частота, типичная для определенного состояния и области мозга, амплитуда и некоторые характерные черты его изменений во времени при изменениях функциональной активности мозга [3].

Альфа(α)-ритм – это сигналы частотой 8-13 Гц и амплитудой до 100 мкВ. Как правило регистрируется у 85-95% здоровых взрослых. Лучше всего выражен в затылочных отделах. При состоянии расслабленного бодрствования амплитуда α -ритма возрастает.

Бета(β)-ритм выражен достаточно слабо, регистрация ритма осуществляется в области центральных извилин. Бета-ритм имеет частоту 14-40 Гц и амплитуда до 25 мкВ. Активность с частотой 40-70 Гц и амплитудой 5-7 мкВ иногда называют γ -ритмом, клинического значения он не имеет.

У мю(μ)-ритма амплитуда нарастает при двигательной активации или соматосенсорной стимуляции. При рутинном анализе μ -ритм клинического значения не имеет [1]. Частота мю-ритма–8-13 Гц, амплитуда до 50 мкВ.

Наличие тета(θ)-ритма (частота 4-7 Гц) и дельта(δ)-ритма (частота 0,5-3 Гц) более 15% общего времени регистрации свидетельствует о патологии. Амплитуда патологических ритмов ≥ 40 мкВ.

Описанные ранее методы вычислительного анализа ЭЭГ реализуются с помощью специализированного программного обеспечения для визуализации и анализа результатов ЭЭГ исследований.

В настоящее время регистрация электрических потенциалов головного мозга осуществляется с помощью компьютерной ЭЭГ (КЭЭГ), поскольку для этого используются современные вычислительные средства, что позволяет уменьшить неточность полученных результатов.

КЭЭГ можно разделить на три группы. К первой группе относятся стандартные методы оценки волновых процессов, которые включают в себя быстрое преобразование Фурье с получением спектров мощности,

корреляционный, фазовый и когерентный анализ, когерентное накопление, усреднение активности и др.

Вторую группу составляют приемы комплексного анализа по распознаванию образов (острые волны, спайки и т.д.) [1].

В третью группу входят методы, направленные на получение специфической клинической информации (тяжесть токсических или ишемических расстройств, оценка функционального состояния мозга и т.д.).

Таким образом, электроэнцефалография применяется при всех неврологических, психических и речевых расстройствах. По данным ЭЭГ можно изучить цикл «сон и бодрствование», установить сторону поражения, расположение очага поражения, оценить эффективность проводимого лечения, наблюдать за динамикой реабилитационного процесса. Большое значение ЭЭГ имеет при исследовании больных с эпилепсией, поскольку лишь на электроэнцефалограмме можно выявить эпилептическую активность головного мозга [2].

Библиографический список

1. Зенков, Л.Р. Клиническая электроэнцефалография / Л.Р. Зенков. – М: МЕДпресс-информ, 1996. – 357 с.
2. Кожевников В. А., Мещерский Р. М. Современные методы анализа электроэнцефалограммы. М., 1963.
3. Цыган, В.Н. Электроэнцефалография / В.Н. Цыган, М.М. Богословский, А. В. Миролюбов; под. ред. М.М. Дьяконова – СПб.: Наука, 2008. – 192 с

УДК 615.471

ИНТРАОПЕРАЦИОННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОРГАНОВ МАЛОГО ТАЗА ЖЕНСКОЙ РЕПРОДУКТИВНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ЛАПАРОСКОПИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ С ПОМОЩЬЮ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

Н.В. Голубова¹, Н.И. Поленов², К.А. Закураева²,
Е.В. Потапова¹, В.В. Дрёмин^{1,3}, М.И. Ярмолинская²,
В.Ю. Крутикова¹, А.В. Дунаев¹, И.Ю. Коган²

¹Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, г. Орел, РФ

²ФГБНУ «Научно-исследовательский институт акушерства, гинекологии и репродуктологии имени Д.О. Отта», г. Санкт-Петербург, РФ

³College of Engineering and Physical Sciences, Aston University, Birmingham, United Kingdom

Рассмотрена интеграция измерений методом флуоресцентной спектроскопии в процедуру проведения лапароскопического хирургического вмешательства на органах малого таза. Проведены экспериментальные исследования и оценены возможности предлагаемого метода.

Ключевые слова: лапароскопия, гинекология, оптические методы, флуоресцентная спектроскопия.

INTRAOPERATIVE STUDY OF THE PELVIC ORGANS OF THE FEMALE REPRODUCTIVE SYSTEM DURING LAPAROSCOPIC INTERVENTIONS USING FLUORESCENCE SPECTROSCOPY

N.V. Golubova¹, N.I. Polenov², K.A. Zakuraeva²,
E.V. Potapova¹, V.V. Dremine^{1,3}, M.I. Yarmolinskaya²,
V. Yu. Krutikova¹, A.V. Dunaev¹, I.Yu. Kogan²

¹Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russia

²FSBSI «The Research Institute of Obstetrics, Gynecology and Reproductology named after D.O. Ott», Saint Petersburg, Russia

³College of Engineering and Physical Sciences, Aston University, Birmingham, United Kingdom

The integration of fluorescence spectroscopy into the standard procedure of laparoscopic surgical intervention on the pelvic organs is considered. Experimental studies have been carried out and the possibilities of the proposed method are evaluated.

Key words: laparoscopy, gynecology, optical methods, fluorescence spectroscopy.

Заболевания женской репродуктивной системы год от года встречаются всё чаще, снижая уровень жизни большого количества женщин, и влекут за собой негативные экономические и социальные последствия. Осложняет ситуацию тот факт, что некоторые патологические состояния и болезни до сих пор недостаточно изучены, вследствие чего специалистам трудно прийти к единой тактике проведения диагностики и лечения.

Миниинвазивная лапароскопическая хирургия в настоящее время находит применение в самых разных областях медицины, включая гинекологическую практику. Вместо лапаротомных операций всё чаще предпочитают проводить лапароскопические вмешательства из-за возможности достичь малой кровопотери, более короткого периода послеоперационной реабилитации, а также благодаря косметическому эффекту вследствие отсутствия шрама, остающегося при проведении открытой операции [1,2]. При всех преимуществах недостатком стандартной лапароскопии в белом свете остается субъективность получаемой хирургом информации о процессах, происходящих в биоткани в зоне исследования.

Диагностика с помощью оптического излучения различных диапазонов получила широкое распространение в медицинской практике в задачах оценки состояния биологических тканей. К примеру, с помощью флуоресцентной спектроскопии (ФС) возможно охарактеризовать интенсивность метаболических процессов благодаря оценке содержания в биотканях кофакторов, участвующих в дыхании клеток. Современные исследования показывают, что ФС может быть эффективным диагностическим инструментом при малоинвазивных вмешательствах [3].

Целью данной работы явилось совмещение измерений методом ФС с

процедурой стандартной лапароскопии на органах женской репродуктивной системы.

Для реализации метода ФС был выбран многофункциональный лазерный диагностический комплекс «ЛАКК-М» (ООО НПП «ЛАЗМА», г. Москва). В каналах излучения ФС использовались излучатели с длинами волн 365 нм и 450 нм. Доставка и прием излучения происходили с помощью специально разработанного оптического лапароскопического зонда, вводимого в полость малого таза через созданный в ходе проведения операции инструментальный канал. В экспериментальных исследованиях принимали участие три пациентки, измерения проводились в качестве дополнительной диагностической процедуры в рамках назначенного лечащим врачом хирургического вмешательства. Исследования были одобрены Этическим Комитетом ФГБНУ «НИИ АГиР им. Д.О. Отта» (протокол собрания №110 от 10.06.2021).

Проводимые исследования включали в себя регистрацию спектров автофлуоресценции тканей эндометрия, возбужденной ультрафиолетовым (365 нм) и синим (450 нм) излучением.

При анализе данных отмечалась вариабельность регистрируемых параметров ФС. Для примера, среди трех проведенных исследований максимальное значение интенсивности флуоресценции при возбуждении УФ излучением составляла 260 относительных единиц (отн.ед.), минимальное – 165 отн.ед., в то время как для синего излучения максимальное значение равнялось 115 отн.ед., минимальное – 36 отн.ед.

Для частичной компенсации наблюдаемого разброса к данным был применен метод нормализации. Он заключался в делении значения интенсивности флуоресценции в каждой точке спектра на максимальное значение обратноотраженного излучения возбуждения. Полученные нормированные спектры флуоресценции представлены на рисунке 1.

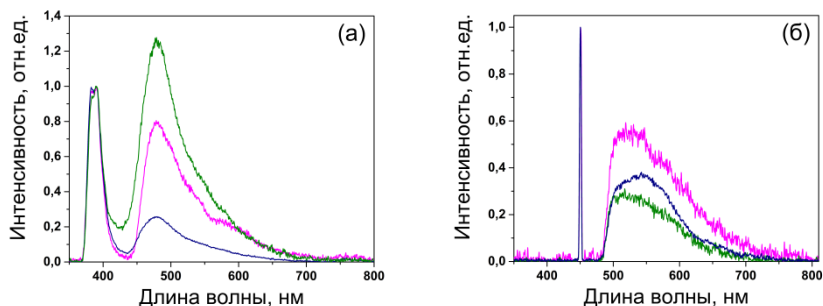


Рис. 1 – Спектры флуоресценции, зарегистрированные при возбуждении на длине волны 345 нм (а) и 450 нм (б)

Таким образом, полученные данные демонстрируют возможность осуществления и перспективность внедрения измерений методом флуоресцентной спектроскопии в процедуру проведения гинекологических лапароскопических хирургических вмешательств с целью получения дополнительной диагностической информации. Для развития метода и оптимизации проведения измерений требуется дальнейший набор экспериментальных данных.

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда в рамках проекта №21-15-00325.

Библиографический список

1. Langebrekke A., Istre O., Hallqvist A.C., Hartgill T.W., Onsrud M. Comparison of laparoscopy and laparotomy in patients with endometrial cancer // The Journal of the American Association of Gynecologic Laparoscopists. – 2002. – V.9, №2 – P. 152–157.
2. Liu M., Li L., He Y., Peng D., Wang X., Chen W., Fu X., Ma Y. Comparison of laparoscopy and laparotomy in the surgical management of early-stage ovarian cancer // International Journal of Gynecological Cancer. – 2014. – V.24, №2 – P. 352–357.
3. Kandurova K., Dremin V., Zherebtsov E., Potapova E., Alyanov A., Mamoshin A., Ivanov Y., Borsukov A., Dunaev A. Fiber-Optic System for Intraoperative Study of Abdominal Organs during Minimally Invasive Surgical Interventions // Applied Science. – 2019. – V.9, №2. – P. 217.

УДК 612.135

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ МОБИЛЬНОГО РЕАБИЛИТАЦИОННОГО КОМПЛЕКСА И СПАЛЬНОГО МЕШКА НА МИКРОЦИРКУЛЯЦИЮ КРОВИ

Л.В. Ератова¹, И.Ю. Власов¹, А.Г. Шульгин¹, Ю.И. Локтионова¹,
Е.В. Жарких¹, Е.В. Шураева², А.В. Дунаев¹

¹Научно-технологический центр биомедицинской фотоники, Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, г. Орел, Россия

²ООО «Альсария», г. Орел, Россия

Проведен сравнительный анализ влияния инфракрасной капсулы и спального мешка на микроциркуляцию крови с помощью метода лазерной доплеровской флоуметрии. Были выявлены тенденции изменения параметров микрокровотока в группах добровольцев, что говорит о возможности использования инфракрасной капсулы в реабилитационных мероприятиях.

Ключевые слова: лазерная доплеровская флоуметрия, реабилитация, инфракрасная капсула, перфузия крови.

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF MOBILE REHABILITATION COMPLEX AND SLEEPING BAG ON BLOOD MICROCIRCULATION

L.V. Eratova¹, I.Yu. Vlasov¹, A. G. Shulgin¹, Yu.I. Loktionova¹,
E.V. Zharkikh¹, E.V. Shuraeva², A.V. Dunaev¹

¹Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State University
named after I.S. Turgenev, Orel, Russia
²«Alsariya» Ltd., Orel, Russia

A comparative analysis of the influence of an infrared capsule and a sleeping bag on blood microcirculation using the method of laser Doppler flowmetry has been carried out. Tendencies of changes in microcirculation parameters in groups of volunteers were revealed, which indicates the possibility of using the infrared capsule in rehabilitation.

Key words: laser Doppler flowmetry, rehabilitation, infrared capsule, blood perfusion.

В последние годы особое внимание уделяют изучению микроциркуляторного звена сердечно-сосудистой системы. Высказываются предположения о том, что развитие структурных и функциональных нарушений на уровне микроциркуляторного русла (МЦР) является одним из универсальных механизмов развития большинства сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) [1]. Реабилитация больных с ССЗ это одна из актуальных задач современной медицины, т.к. данная патология занимает первое место среди причин смертности населения. У больных гипертонической болезнью также наблюдается ряд особенностей МЦР. На сегодняшний день своевременное начало реабилитационных мероприятий дают положительный результат в борьбе с гипертонической болезнью и ее осложнениями. Согласно недавним исследованиям, Covid-19 приводит к патологическим изменениям сосудов МЦР. В связи с этим возникает острая необходимость в реабилитации.

Мобильный реабилитационный комплекс («инфракрасная капсула») разработан для реабилитации пациентов после различных заболеваний, характеризующимися нарушениями работы системы кровообращения. «Инфракрасная капсула» представляет собой подобие спального мешка, пространство между двумя слоями капсулы заполнено микростеклосферами (полями шариками размером от 10 до 200 мкм). По заявлениям производителя нахождение в такой капсуле способствует улучшению кровообращения и увеличению питания органов и тканей.

Ранее было установлено, что нахождение в капсуле приводит к увеличению температуры, а также перфузии крови за счет нутритивной составляющей. Поэтому целью данной работы явилось сравнение влияния нахождения волонтера в капсуле с микростеклосферами и в спальном мешке,

имеющем схожие конструктивные особенности и предназначенном для сохранения тепла, на регуляторные параметры микроциркуляторной системы,

Для регистрации параметров микрокровотока применялся метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ). ЛДФ является оптическим неинвазивным методом диагностики состояния микрокровотока. Он основан на зондировании тканей низкоинтенсивным лазерным излучением ближнего инфракрасного диапазона с последующей регистрацией обратно отраженного от эритроцитов света [2]. Достоинством метода ЛДФ является возможность оценки колебательных процессов в микроциркуляторном русле, характеризующих вклад различных факторов в сигнал ЛДФ: эндотелиальный (0,0095-0,021 Гц), нейрогенный (0,021-0,052 Гц), миогенный (0,052-0,145 Гц), дыхательный (0,145-0,6 Гц) и сердечный (0,6-2 Гц) [3].

Измерения проводились четырьмя носимыми лазерными доплеровскими анализаторами микроциркуляции крови «ЛАЗМА-ПФ» (ООО НПП «ЛАЗМА», г. Москва). Устройства имеют встроенные идентичные каналы для записи микрокровотока, термометр и акселерометр для уменьшения влияния температуры и артефактов движения.

В исследовании приняли участие 10 условно здоровых добровольцев (3 мужчины, 7 женщин) возрастом от 43 до 57 лет (средний возраст 49 ± 6 лет). 2 анализатора фиксировались на тыльной поверхности запястий, и 2 – на внутренней поверхности верхних третей голеней. Запись показателя перфузии крови проводилась в три этапа как для спального мешка, так и для капсулы. Длительность проведения этапов исследования основана на санаторном протоколе, где применяется данный вид реабилитации. Исследования проводились в одинаковом порядке на всех испытуемых в горизонтальном положении: 1 – вне капсулы/спального мешка в течение 10 минут; 2 – в капсуле/спальном мешке в течение 15 минут; 3 – вне капсулы/спального мешка в течение 10 минут.

Увеличение показателя микроциркуляции (ПМ) отражает увеличение интенсивности кровотока в области исследования. Тренд роста ПМ на 2 и 3 этапах прослеживается во всех конечностях как в спальнике, так и в капсуле. Найдены достоверные различия в температуре (Т) кожи во всех конечностях между всеми этапами исследования в капсуле. Эффект нагрева не только сохраняется, но и значимо (для поиска статистически значимых различий применялся тест Манна-Уитни) увеличивается на этапе 3 после нахождения в капсуле ($p=0,0039$ для рук и $p=0,00015$ для ног) и спальнике ($p=0,0185$ для рук и $p=0,0005$ для ног). В капсуле уровень нутритивного кровотока (М) значительно увеличивается во всех конечностях, в то время как в спальном мешке похожий процесс происходит только в ногах и достоверно различается ($p=0,0067$), что свидетельствует об увеличении числа функционирующих капилляров, и сопровождается увеличением питания

окружающих клеток. Тренд к увеличению амплитуд миогенных колебаний говорит о вовлечении в работу большего числа капилляров.

Также проводилась оценка изменений, которые происходят в вышеописанных параметрах между 1 и 3 этапами в абсолютных, относительное единицах и процентах. По результатам анализа было выявлено, что в спальнике изменения Т более выражены, чем в капсуле – 9,7% и 7,4% в руках, 10,3% и 7,4% в ногах соответственно. Наибольшие изменения ПМ отмечены в капсуле в ногах – 160%.

Таким образом, рост перфузии наблюдается у волонтеров как в спальнике, так в туристическом мешке, но наибольшее увеличение наблюдается в руках после нахождения в спальнике. Наибольшее изменение температуры происходит в спальнике, что доказывает выполнение им его прямых задач. Однако, в капсуле у волонтеров отмечается значительное увеличение уровня нутритивного кровотока, в особенности в ногах, что, предположительно, связано с особенностями «инфракрасной капсулы».

Библиографический список

1. Беленков, Ю.Н. Структурные и функциональные изменения микроциркуляторного русла на уровне капилляров у больных сердечно-сосудистыми заболеваниями / Беленков Ю.Н., Привалова Е.В., Данилоторская Ю.А., Щендрыгина А.А. // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. – 2012. – №5. – Т.2. – С.49-56.
2. Daly S., Leahy M. Go with the flow: review of methods and advancements in blood flow imaging / S. Daly, M. Leahy // Journal of Biophotonics – 2013. – V. 6. – P. 217 – 255.
3. Крупаткин, А. И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторнотканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей / А. И. Крупатки, В.В. Сидоров. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. – 496 с.

УДК 535.3+616.36-008.8

МУЛЬТИМОДАЛЬНЫЙ ПОДХОД К ИССЛЕДОВАНИЮ СВОЙСТВ ЖЕЛЧИ ДЛЯ УСТАНОВЛЕНИЯ ЭТИОЛОГИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ МЕХАНИЧЕСКОЙ ЖЕЛТУХИ

К.Ю. Кандурова¹, Н.В. Голубова¹, М.С. Денисов¹, В.В. Шабалин²,
А.В. Мамошин^{1,3}, Е.В. Потапова¹

¹ Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, Орел

² Санкт-Петербургский государственный архитектурно-строительный университет, Россия

³ Орловская областная клиническая больница, Орел

В работе предложен мультимодальный подход к исследованию свойств образцов желчи при механической желтухе для решения задачи поиска новых диагностических критериев выявления этиологических факторов механической желтухи.

Ключевые слова: механическая желтуха, желчь, спектрофотометрия, рамановская спектроскопия, клиновидная дегидратация

MULTIMODAL APPROACH TO THE STUDY OF BILE PROPERTIES TO DETERMINE THE ETIOLOGICAL FACTORS OF OBSTRUCTIVE JAUNDICE

K.Y. Kandurova¹, N.V. Golubova¹, M.S. Denisov¹, V.V. Shabalin²,
A.V. Mamoshin^{1,3}, E.V. Potapova¹

¹ Orel State University, named after I.S. Turgenev, Orel

² Saint Petersburg State University of Architecture and Civil Engineering, Russia

³ Orel Regional Clinical Hospital, Russia

In this work we propose a multimodal approach to study the properties of bile samples in obstructive jaundice in order to solve the problem of determining new diagnostic criteria for identifying the etiological factors of obstructive jaundice.

Key words: obstructive jaundice, bile, spectrophotometry, Raman spectroscopy, wedge-shaped dehydration

Диагностика и лечение заболеваний органов гепатопанкреатодуоденальной зоны, осложненных обструкцией желчевыводящих путей, остается актуальной проблемой медицины. Механическая желтуха – синдром, развивающийся при нарушении оттока желчи по внутри- и внепечёночным желчевыводящим путям в двенадцатиперстную кишку [1]. Несмотря на высокий уровень современных методов исследования, дифференциальная диагностика причин механической желтухи остается сложной задачей в связи с неотложным состоянием пациента, требующим срочного медицинского вмешательства. Хирург существенно ограничен в возможностях и сроках диагностики основного заболевания, поэтому основной задачей становится декомпрессия желчевыводящих путей. Раннее выявление истинной причины обструкции желчевыводящих путей приводит к своевременному определению тактики лечения пациента и определяет прогноз для его здоровья и жизни. Большое значение для улучшения результатов лечения после декомпрессии имеет совершенствование дифференциальной диагностики механической желтухи [2]. В настоящее время отсутствуют достаточно простые и быстрые технологии, обеспечивающие возможность такой оценки.

Одним из путей повышения информативности существующих диагностических алгоритмов является использование методов биотофоники, которые находят все новые применения в различных областях медицины и

биологии. Перспективным направлением оптической диагностики является разработка научных и инструментальных основ для создания методов оценки состава желчи *in vitro*. Для решения этой задачи предлагается реализовать мультимодальный подход к исследованию желчи с использованием различных методов оптической диагностики и клиновидной дегидратации для оценки метаболических изменений в составе желчи. Применение нескольких методов позволит выявить взаимосвязь причин нарушения проходимости желчевыводящих путей с изменением оптических свойств желчи.

Таким образом, целью работы было рассмотрение мультимодального подхода к *in vitro* исследованию образцов желчи, полученных от пациентов с механической желтухой различной этиологии.

Для *in vitro* исследований были выбраны следующие оптические методы. Спектральные характеристики оцениваются методом спектрофотометрии. Измерение пропускания и диффузного отражения образцов желчи проводится с помощью спектрофотометра Shimadzu UV-2600 (Shimadzu Corporation, Japan) с интегрирующей сферой ISR-2600Plus (Shimadzu Corporation, Japan) в диапазоне 220-1400 нм. Рамановские спектры регистрируются с помощью спектрометра QEPRO-RAMAN (Ocean Optics, США) в диапазоне от 150 до 2100 см⁻¹ с разрешением 8 см⁻¹. Время экспозиции при записи спектров составляет 20 с. Для возбуждения излучения используется лазер 785-LAB-ADJ (Ocean Optics, США) с длиной волны 785 нм. Для доставки излучения применяется рамановский зонд RIP-RPB-785-FC-SMA с фокусным расстоянием 7,5 мм. Мощность лазерного излучения на фокусном расстоянии составляет 30 мВт.

Для исследования методом клиновидной дегидратации капли желчи объемом 10 мкл наносят на сухие обезжиренные предметные стекла. Для дегидратации капель желчи стёкла помещаются в термостат на 30 мин при 37°C. Исследование структурообразующих элементов дегидратированных капель проводились помощью микроскопа DTX RC4 (Levenhuk, Inc, США).

Пилотное исследование предлагаемой методологии было одобрено Этическим комитетом Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева (протокол заседания № 14 от 24.01.2019). Образцы желчи 10 пациентов с холедохолитиазом и 10 пациентов со злокачественными опухолями были получены во время антеградной декомпрессии желчевыводящих путей под ультразвуковым и рентгенологическим контролем и исследованы после процедуры в тот же день.

Полученные результаты продемонстрировали различия в спектральном составе и амплитудах параметров, регистрируемых обоими оптическими методами при сравнении образцов с различными патологиями. Различия в кристаллизованных каплях желчи были обнаружены как в их цвете, так и в сформированных морфологических структурах.

Таким образом, предложенный подход демонстрирует высокую

перспективность и широкие возможности как для получения новых знаний об оптических свойствах желчи при различной этиологии механической желтухи, так и для дальнейшего применения полученных результатов в виде диагностических критериев для разработки новой мультимодальной диагностической технологии. Также планируется дополнить представленный протокол исследованиями *in vivo* в желчных протоках с помощью методов флуоресцентной спектроскопии и спектроскопии диффузного отражения, успешно демонстрирующих свои возможности по интраоперационной оценке состояния тканей печени [3] для выявления взаимосвязи оптических свойств желчи с функциональным состоянием тканей печени.

Библиографический список

1. Подолужный В.И. Механическая желтуха: принципы диагностики и современного хирургического лечения // Фундаментальная и клиническая медицина, 2018, 3(2), с. 82-92.
2. Гальперин Э.И. Механическая желтуха: состояние «мнимой стабильности», последствия «второго удара», принципы лечения // Анналы хирургической гепатологии, 2011, 16(3), с. 16-25.
3. Dremin V. Optical percutaneous needle biopsy of the liver: a pilot animal and clinical study / V. Dremin, E. Potapova, E. Zhrebtssov, K. Kandurova, V. Shupletsov, A. Alekseyev, A. Mamoshin, A. Dunaev // Scientific reports, 2020, 10(1), p. 1-11.

УДК 615.47

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ОКСИДАНТНОГО СТАТУСА ДЛЯ ОЦЕНКИ ЗАЩИТНЫХ МЕХАНИЗМОВ ОРГАНИЗМА В УСЛОВИЯХ ПОВЫШЕННЫХ ЭКОЛОГИЧЕСКИХ НАГРУЗОК

Е.В. Крикунова¹, А.И. Сурнина¹, М.В. Скиданчук²

Научный руководитель - Корневский Н.А. доктор технических наук,
профессор, заведующий кафедрой биомедицинской инженерии

¹ФГБОУ ВО Юго-Западный государственный университет, Курск

²ОБУЗ «Курская городская больница №1 имени Николая Сергеевича
Короткова»

В работе показано применение показателей оксидантного статуса для оценки защитных механизмов организма при влиянии различных внешних экологических нагрузок на организм

Ключевые слова: оксидантный статус, защитные механизмы организма, загрязнение окружающей среды.

THE USE OF INDICATORS OF OXIDANT STATUS TO ASSESS THE PROTECTIVE MECHANISMS OF THE BODY IN CONDITIONS OF INCREASED ENVIRONMENTAL LOADS

E.V. Krikunova¹, A.I. Surnina¹, M.V. Skidanchuk²

Scientific supervisor - N.A. Korenevsky, Doctor of Technical Sciences, Professor,
Head of the Department of Biomedical Engineering

¹ Southwest State University, Kursk

² "Kursk City Hospital No. 1 named after Nikolai Sergeevich Korotkov"

The paper shows the use of indicators of oxidant status to assess the protective mechanisms of the body under the influence of various external environmental loads on the body

Keywords: *oxidant status, protective mechanisms of the body, environmental pollution.*

Важнейшим направлением исследований в области медицинской экологии является разработка высокоинформативных методов для прогнозирования и ранней диагностики заболеваний человека, возникающих под воздействием неблагоприятных факторов окружающей среды. Общим свойством внешних воздействий на организм человека является формирование защитных эффектов адаптации который обеспечивается активацией генетического аппарата, изменением метаболизма клетки, а также изменением функционирования практически всех основных систем организма. Любые сильные воздействия окружающей среды вызывают стандартную стресс-реакцию. Известно, что при интенсивной или длительной стресс-реакции в клетках происходит активация процесса свободно-радикального окисления, внутриклеточная кальциевая перегрузка, угнетение энергопродукции, снижение синтеза белка и денатурация белковых структур. Одним из возможных компонентов быстрой реакции на стресс является активация перекисного окисления липидов (ПОЛ). Перекисное окисление липидов в клетке поддерживается на постоянном уровне благодаря многоуровневой антиоксидантной системе защиты. Сбалансированность между обеими частями этой системы – перекисным окислением с одной стороны и антиоксидантной активностью с другой является необходимым условием для поддержания нормальной жизнедеятельности клетки. Если концентрация ПОЛ не компенсируется со стороны антиоксидантной системы защиты происходят структурные и функциональные повреждения биологических мембран. Возникающее при этом нарушение оксидантного статуса организма - одно из общих звеньев в этиологии экологически обусловленных заболеваний [1].

Описанный механизм реакции системы антиоксидантной защиты организма позволяет сделать вывод о том, что исследование показателей, характеризующих процессы ПОЛ и антиоксидантной активности, может

служить индивидуальной мерой реакции организма человека на экологическую нагрузку с возможностью построения частных моделей прогнозирования и ранней диагностики заболеваний, вызываемых действием неблагоприятных экологических факторов.

Количественно ПОЛ характеризуется концентрацией различных веществ участвующих в этом процессе. На практике чаще всего исследуют концентрацию малонового диальдегида (МДА) как одного из конечных продуктов свободнорадикального окисления (СРО), характеризующего интенсивность этого процесса [2].

Для количественной оценки эффективности работы антиоксидантной защитной системы используют интегральный показатель антиоксидантной активности (АОА) определяемый по методу хемилюминесценции.

В работах, проводимых на кафедре биомедицинской инженерии Юго-Западного государственного университета по изучению роли ПОЛ и АОА в патогенезе воспалительных, сердечно -сосудистых и экологически обусловленных заболеваний, было показано, что для решения задач синтеза прогностических и диагностических решающих правил с использованием показателей ПОЛ и АОА удобно использовать относительные показатели типа [3, 5]:

$$\delta x_{П} = \frac{x_{П}^T - x_{П}^H}{x_{П}^H} 100\%; \quad \delta x_{А} = \frac{x_{А}^T - x_{А}^H}{x_{А}^H} 100\%; \quad (1)$$

где $x_{П}^H$ и $x_{А}^H$ - ПОЛ и АОА, измеренное на репрезентативной группе

здоровых людей; $x_{П}^T$ и $x_{А}^T$ - ПОЛ и АОА у обследуемого пациента.

Применительно к задаче оценки влияния экологической нагрузки на организм человека показатели $\delta x_{П}$ и $\delta x_{А}$ в соответствии с логикой работы механизма антиоксидантной защиты изменяются следующим образом. При комфортной экологической нагрузке значения $\delta x_{П}$ и $\delta x_{А}$ находятся в достаточно узком коридоре нормы (близко к нулевым значениям). Если $\delta x_{П}$ выходит за пределы коридора нормы, но при этом наблюдается рост $\delta x_{А}$ такой, что $\delta x_{А} - \delta x_{П} > 0$, то внутренние ресурсы организма справляются с экологической нагрузкой и по крайней мере со стороны экологии угроза здоровью отсутствует. Если значение $\delta x_{П}$ за пределами коридора нормы достигает значения $\delta x_{А}$ и начинает «незначительно» превышать его с определяемой экспертами уверенностью можно говорить о прогнозе возникновения заболеваний, вызываемых воздействием экологических

факторов риска. Рост превышения δx_{II} над δx_A за пределами коридора нормы увеличивает уверенность в наличии ранних стадий экологически обусловленных заболеваний при отсутствии их клинических проявлений. Такая логика «работы» формул (1) позволяет их использовать при синтезе соответствующих гибридных нечетких решающих правил для решения задач прогнозирования и ранней диагностики заболеваний вызываемых воздействием экологических факторов риска используя рекомендации [4].

Библиографический список

1. Величковский Б.Т. О патогенетическом направлении изучения влияния факторов окружающей среды на здоровье населения / Б.Т. Величковский // Вестник Российской Академии медицинских наук. - 2003. - № 3. - С. 3-8.
2. Владимиров Ю.А. Перекисное окисление липидов в биологических мембранах / Ю.А. Владимиров, А.И. Арчаков. - М.: Наука, 1972. - 252 с.
3. Воробьева О.М. Синтез решающих правил для прогнозирования инфаркта миокарда по показателям перекисного окисления липидов и антиокислительной активности / О.М. Воробьева, В.Н. Мишустин, И.В. Чернова // Известия ЮЗГУ. Курск.- 2012. -Т 2, № 2. - С. 249- 252.
4. Корневский Н.А. Методология синтеза гибридных нечётких решающих правил для медицинских интеллектуальных систем поддержки принятия решений: монография / Н. А. Корневский, С. Н. Родионова, И. И. Хрипина. — Старый Оскол: ТНТ, 2019. - 472с.
5. Серегин С.П. Хронический простатит: патогенез, новые пути повышения эффективности лечения:/ Тарасов Н.И., Серегин С.П., Рыбаков Ю.И. - Снежинск : Издательство РФЯЦ-ВНИИТФ, 1999.-132с.

УДК 616-072.7

СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СЛУХА МЕТОДОМ ОТОАКУСТИЧЕСКОЙ ЭМИССИИ

И.Д. Дмитриевский

Научный руководитель – Мельник О.В., д-р. техн. наук, проф. каф. ИИБМТ
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

*Рассмотрен метод отоакустической эмиссии для проверки нарушения слуха.
Предложена структурная схема устройства.*

Ключевые слова: отоакустическая эмиссия, слух, нарушение слуха.

SYSTEM FOR RESEARCH OF HEARING BY THE METHOD OF OTOACOUSTIC EMISSION

I. D. Dmitrevskii

Scientific adviser O. V. Melnik

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

An objective method for testing hearing impairment is considered. The block diagram of the device is proposed.

Key words: otoacoustic emission, hearing, hearing impairment.

Отоакустическая эмиссия (ОАЭ) представляет собой акустический ответ, являющийся отражением нормального функционирования слухового рецептора. Это очень слабые звуковые колебания, воспроизводимые улиткой, которые можно зарегистрировать в наружном слуховом проходе при помощи высокочувствительного микрофона (рис. 1). Эти колебания являются результатом активных механических процессов, протекающих в кортиевоулитковом органе, а именно в наружных волосковых клетках.

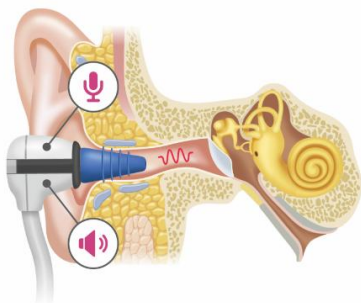


Рис. 1 – Зонд регистрации ОАЭ в наружном слуховом проходе человека

Для регистрации ОАЭ используют вводимый в наружный слуховой проход зонд, в корпусе которого размещены миниатюрные телефон и микрофон. Стимулами служат широкополосные акустические щелчки, предъявляемые с частотой повторения 20-50/с. Допустимо и более частое повторение стимулов. Отводимый микрофоном ответный сигнал усиливается в полосе пропускания от 500 до 5000 Гц и направляется в компьютер через аналого-цифровой преобразователь. Обычно для получения четко идентифицируемого ответа необходимо усреднить 250-500 постстимульных отрезков длительностью по 20-30 мс каждый.

ОАЭ может быть зарегистрирована у детей уже на 3-4-й день после рождения (рис. 2).

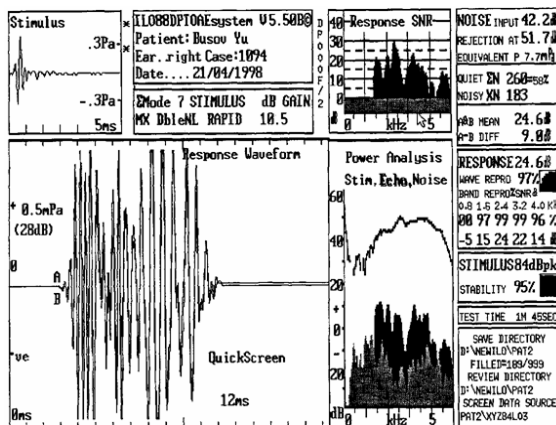


Рис. 2 – Отоакустическая эмиссия, зарегистрированная у новорожденного с нормальным слухом

Целью данной работы является создание самостоятельной и портативной системы, предназначенной для анализа слуха человека на основе метода ОАЭ.

На рис. 3 представлена структурная схема разрабатываемого аудиометра. Основной аппаратной частью устройства является микроконтроллер (МК), который будет обрабатывать исходящие/входящие сигналы устройства. Управление прибором осуществляется с помощью клавиатуры. Для отображения информации используется дисплей. Прибор также должен иметь интерфейс USB для передачи информации на внешние устройства.

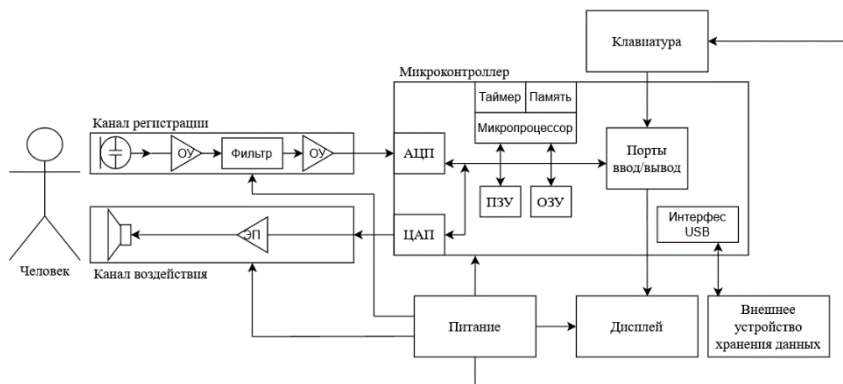


Рис. 3 – Структурная схема цифрового аудиометра с регистрацией отоакустической эмиссии

Канал воздействия состоит из эмиттерного повторителя (ЭП) на базе р-п-р-транзистора и динамика, который будет воспроизводить необходимые частоты.

Канал регистрации состоит из двух ОУ, полосового фильтра, а также микрофона для регистрации ответных частот, генерируемых ухом человека.

Ко всем элементам устройства подведено питание. Питание должно быть автономным для того, чтобы прибор был мобильным. Также такое питание безопасно для пациента.

Библиографический список

1. В. Ф. Ундриц, К. Л. Хиров, Н. Н. Лозанов, В. К. Супрунов. Болезни уха, горла и носа (руководство для врачей). Издательство «Медицина», 1969 год.
2. Н.А. Надеина. Клинико-аудиологическая экспертная оценка слуховых нарушений. Научно-исследовательский институт медико-социальной экспертизы и реабилитации.

УДК 615.47:004.93

СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ С ШИРОКОПОЛОСНЫМИ ФИЛЬТРАМИ

С.Д. Грашин

Научный руководитель – Мельник О.В., профессор, д.т.н., доц.

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены принципы спектрального анализа электроэнцефалограмм. Разработан спектральный анализатор электроэнцефалограммы с широкополосными фильтрами на основе виртуального прибора в среде LabVIEW.

Ключевые слова: ЭЭГ, виртуальный прибор, широкополосные фильтры, АЦП, интерфейс USB.

SPECTRAL ANALYZER OF ELECTROENCEPHALOGRAM WITH WIDE BANDPASS FILTERS

S.D. Grashin

Scientific supervisor - Melnik O.V., professor,

Doctor of Technical Sciences, Assoc. prof.

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

The principles of spectral analysis of electroencephalograms are considered. An electroencephalogram spectral analyzer with broadband filters based on a virtual instrument in the LabVIEW environment has been developed.

Keywords: EEG, virtual device, broadband filters, ADC, USB interface.

Электрoэнцефалография – неинвазивный способ анализа функционального состояния головного мозга с помощью фиксации его суммарной электрической активности. ЭЭГ является наиболее содержательным способом диагностики, который не опасен для пациента и его можно использовать при обследовании детей.

Сигнал ЭЭГ снимается с помощью системы электродов с поверхности скальпа. ЭЭГ–метод исследования обладает большой чувствительностью, что является как плюсом, так и минусом. С одной стороны, ЭЭГ показывает такие изменения головного мозга, реализуя миллисекундное разрешение по времени, которые недоступны другим способам анализа мозговой деятельности, таким как ПЭТ и фМРТ. Минусом является то, что любые движения, тремор или изменение психоэмоционального состояния могут вызвать помехи в диагностике.

Одним из значимых преимуществ ЭЭГ является то, что к такому виду диагностики нет строгих противопоказаний. Иногда снятие сигнала может быть осложнено открытыми ранами и травмами, которые препятствуют наложению электродов, а также у маленьких детей и людей с определёнными психическими нарушениями – им может быть затруднительно обеспечить неподвижность, которая требуется для процедуры.

В электрoэнцефалографии различают четыре основных диапазона: альфа-, бета-, гамма- и тета - ритмы (рис. 1).

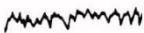
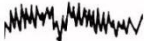
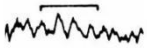
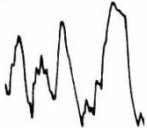
	Частота	Состояние
Бета-ритм 	12-25 Гц	Бодрствование с открытыми глазами и БДГ-сон
Альфа-ритм 	8-12 Гц	Бодрствование с закрытыми глазами
Тета-ритм 	4-8 Гц	Засыпание
Дельта-ритм 	1-4 Гц	Медленноволновый сон

Рис.1 – Ритмы ЭЭГ

- Частота альфа-ритма находится в диапазоне от 8 до 12 Гц, амплитуда 30-70 мкВ, с возрастом амплитуда может снижаться. Он проявляется у более 90% здоровых людей.
- Бета-ритм имеет частоту от 12 до 25 Гц, амплитуду 5-30 мкВ. Возникает при активном состоянии пациента. Наиболее сильно этот ритм выражен в лобных областях, но при различных видах интенсивной деятельности резко усиливается и распространяется на другие области мозга.
- Тета-ритм имеет частоту 4-8 Гц, его амплитуда 100-150 мкВ. Он наблюдается в состоянии неглубокого сна, при кислородном голодании организма, при умеренном по глубине наркозе.
- Дельта-ритм от 0,5 до 4 колебаний в сек., амплитуда у него высокая: 200–300 мкВ. Этот ритм возникает при глубоком естественном или наркотическом сне, а также при коме.

Спектральный анализатор электроэнцефалограммы состоит из электродов, которые подключены к инструментальному усилителю с низким током смещения для усиления слабого ЭЭГ сигнала до требуемых значений амплитуды напряжения. После чего сигнал поступает на полосовой фильтр, где производится первичная селекция сигнала, далее сигнал поступает на АЦП, где производится его аналого-цифровое преобразование. Для вывода оцифрованного сигнала на ЭВМ используется интерфейс USB.

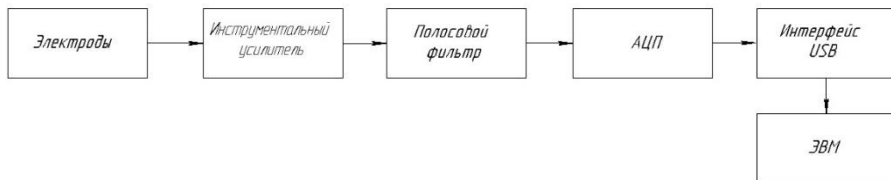


Рис. 2 – Структурная схема системы

Функциональная схема разрабатываемого виртуального прибора состоит из блока регистрации сигнала, который считывает оцифрованный сигнал через интерфейс USB. Также присутствует блок коммутации, с помощью которого можно переключать измеряемый канал ЭЭГ. В блоке обработки сигнал проводится цифровая фильтрация сигнала, после чего выделяются ритмы. Блок отображения информации выводит полученную преобразованную информацию на дисплей ЭВМ.

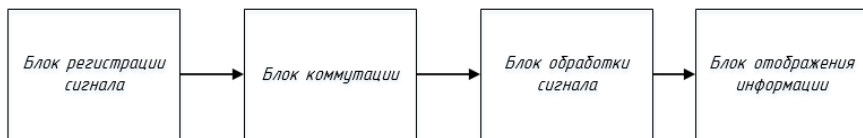


Рис.3 – Функциональная схема системы

В итоге выполнения работы создана программа в среде LabVIEW и проведен автоматизированный анализ оцифрованных электроэнцефалограмм в частотной области. С помощью программы были получены графики периодограмм альфа-ритма. В учебном процессе результаты проведенных исследований могут использоваться для чтения дисциплин по направлению «Биотехнические системы и технологии», и дисциплин, связанных с необходимостью разработки программного обеспечения.

Библиографический список

1. С.А. Останин LabVIEW в биомедицине. Гос. бюджетное образовательное учреждение высш. проф. образования "Алтайский гос. мед. ун-т М-ва здравоохранения Российской Федерации". - Барнаул: АГМУ, 2013. - 226 с.
2. Александров М. В., Иванов Л. Б., Лытаев С. А. [и др.]. Общая электроэнцефалография / под ред. М. В. Александрова. — СПб.: Стратегия будущего, 2017. — 128 с.
3. Поворинский А. Г., Заболотных В. А. Пособие по клинической электроэнцефалографии.
4. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография - Таганрог: ТРТУ, 1996.- 358 с.

УДК 615.471

ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ МЕДИЦИНСКОЙ РОБОТОТЕХНИКИ

Е.П. Матюхин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены тенденции развития медицинской робототехники за последние десятилетия и предоставлена классификация основных ее направлений.

Ключевые слова: медицинская робототехника, робототехника.

MAIN DIRECTIONS OF DEVELOPMENT OF MEDICAL ROBOTICS

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan
E.P. Matyukhin

Trends in the development of medical robotics over the past decades are considered and a classification of its main directions is provided.

Key words: medical robotics, robotics.

Внедрение робототехники и автономных систем в производство и обслуживание человеческих потребностей получило название четвертой

промышленной революции. Технологические изменения влекут к разнообразным социально-экономическим последствиям, в том числе в сфере здравоохранения. Очевидно, что роботы полностью заменить в обозримом будущем человека в медицине не способны. Но тем не менее в настоящее время роботы, управляемые врачом, широко применяются в медицинской сфере. Отмечается высокий спрос на менее инвазивные способы лечения, адаптированные к потребностям пациентов и медицинского персонала. Сфера здравоохранения находится на грани радикальных изменений, которые могут означать улучшение диагностики и лечения, сокращение времени лечения и послеоперационной реабилитации, безопасную и менее травматичную операцию, повышение долгосрочной выживаемости, а также снижение уровня инфицирования.

Понятие медицинского робота представлено в работе [1]. Медицинский робот – это электронно-механическое устройство, которое частично или полностью выполняет функции человека или его отдельных органов и систем (иногда животного) при решении различных медицинских задач.

В работе [2] обозначено восемь перспективных направлений в медицинской робототехнике, где есть заметные достижения за последние десятилетия. Направления были определены на основании анализа научных работ в научных журналах. В указанной работе отмечается, что за последние годы количество публикаций по теме медицинской робототехники сократилось, что может быть обусловлено распространением коронавирусной инфекции 2019 года (COVID-19), но все равно за последнее десятилетие опубликовано около 80% от общего числа статей за период с 90-х годов.

Обозначим выделенные основные направления:

1. Лапароскопические роботы. Применяются при операциях. Например, при радикальной простатэктомии, радикальной цистэктомии при раке мочевого пузыря, резекции рака прямой кишки и гистерэктомии.

2. Эндоскопические роботы. Это роботизированные версии ручных медицинских инструментов, включая катетеры, бронхоскопы, утероскопы и колоноскопы.

3. Нелапароскопические роботы. Эти роботы были разработаны для различных применений, включая имплантацию электродов в мозг и микрохирургии глаза.

4. Имплантируемые роботы используются, например, для создания мягких протезов, способствующих сокращению сердца.

5. Вспомогательные носимые роботы, экзоскелеты используются для увеличения или замены движений рук и ног в случаях нарушения движений или ампутации.

6. Роботы для терапевтической реабилитации (реабилитационные роботы) помогают пациентам с неврологическими травмами выполнять повторяющиеся движения для повторного изучения таких задач, например,

как ходьба.

7. Капсульные роботы – это устройства размером с таблетку, которые глотают для эндоскопической диагностики пищеварительного тракта.

8. Нанороботы. Особенности магнитного поля и системы человеческого организма позволяет генерировать крутящие моменты внутри тела ориентации целенаправленного воздействия.

Первое, второе и третье направление можно объединить одним направлением как роботы-манипуляторы.

В работах [3-5] рассматриваются основные положения дистанционного мониторинга состояния пациента, элементы которых также могут быть применены в разработке электронно-механических устройств, споряженных с биологическим объектом для выполнения задач диагностики и лечения.

Также стоит отметить, что в эпоху менее инвазивных технологий роботизированная лапароскопия является успешным направлением, которое отлично зарекомендовало себя в различных сферах практической хирургии.

Обозначенные выше сферы дают общее представление о том, в каком направлении будет двигаться медицинская робототехника в ближайшие десятилетия.

Библиографический список

1. Краевский С.В., Рогаткин Д.А Медицинская робототехника: первые шаги медицинских роботов // Технологии живых систем, т.7, № 4., 2010. С. 3-14.
2. Pierre E. Dupont и др. A decade retrospective of medical robotics research from 2010 to 2020 // Science robotics, vol. 6, no. 60. 2021.
3. Матюхин Е.П. Оперативная регистрация и диагностика параметров биологического объекта во время электротерапевтического воздействия // VI Всероссийская научная конференция для молодых ученых, студентов и школьников «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии». – Саратов, 2017. – С. 127-129.
4. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Особенности методов диагностики при мониторингировании биологического объекта // XXX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы. Биомедсистемы – 2017». – Рязань, 2017. С. 545-547.
5. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Оперативная регистрация параметров биологического объекта во время физиотерапевтического воздействия / XXXII Всероссийская научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы. Биомедсистемы – 2019». – Рязань, 2019. С. 561-564.

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

УДК 681.2.082

ЯРКОСТЬ МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ ФАНТОМОВ С РАЗЛИЧНОЙ ТЕМПЕРАТУРОЙ

Н.М. Богатов, А.С. Синицын

ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар

В результате цифрового анализа магнитно-резонансных изображений фантомов с различной температурой определены закономерности в зависимостях яркости изображений от температуры и состава исследуемых объектов. Обсуждается возможность определения внутренней температуры тела.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, термометрия, цифровой анализ изображений.

BRIGHTNESS MRI IMAGES OF PHANTOMS WITH DIFFERENT TEMPERATURES

N.M. Bogatov, A.S. Sinitsyn

Kuban state university, Krasnodar

As a result of digital analysis of magnetic resonance images of phantoms with different temperatures, regularities in the dependences of the brightness of the images on the temperature and composition of the objects under study were determined. The possibility of determining the internal body temperature is discussed.

Key words: magnetic resonance imaging, thermometry, digital image analysis.

Методы построения тепловых изображений с помощью МРТ разнообразны, что обусловлено многофакторностью влияния температуры на параметры биологической ткани [1]. Физические принципы, лежащие в основе медико-биологических применений МР для визуализации температуры, и нерешенные проблемы рассмотрены в обзорной статье [2]. Возможность определения температуры мозга по МРТ изображениям показана в [3].

Целью данной работы является анализ влияния температуры на магнитно-резонансные изображения фантомов.

Фантомы, однородные по составу, исследовались на магнитно-резонансном томографе Ingenia 1.5T. На рис. 1 показано T_1 -взвешенное изображение фронтального сечения трех однородных фантомов с различной температурой объемом по 100 мл, представляющих собой цилиндрические

сосуды, заполненные жидкостью, близкой по составу к биологической.

Исходное изображение, имеющее 256 градаций серого цвета с интенсивностью I , переведено в цветное с помощью псевдоцветовой палитры, показанной на рис. 1. В цветной кодировке хорошо видна неоднородность распределения интенсивности цвета в каждом однородном объекте, что незаметно в сером изображении. Этот факт обусловлен методикой построения исходных МРТ изображений.

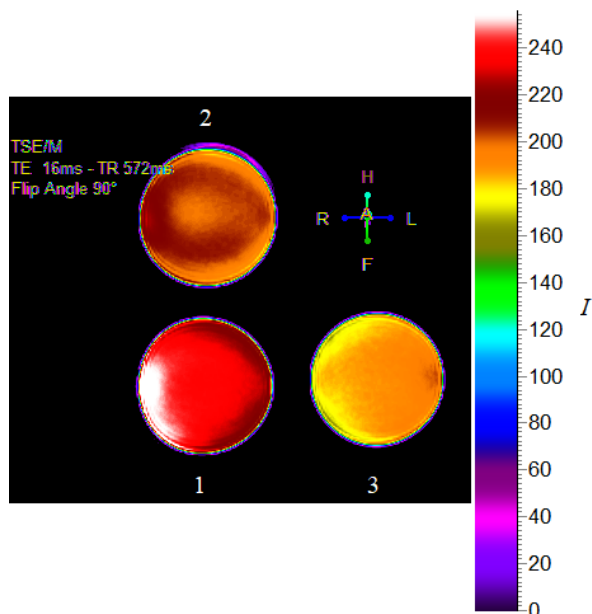


Рис. 1. T_1 -взвешенное изображение фантомов:

1 – $t = 9,3$ °C; 2 – $t = 23,2$ °C; 3 – $t = 29,6$ °C

В таблице приведены параметры интенсивности серого цвета каждого из трех фантомов: I_{av} – среднего значения, I_{min} – минимального значения, I_{max} – максимального значения, S – стандартного отклонения, усредненные по нескольким срезам. Зависимость $I_{av}(t)$ достаточно хорошо аппроксимируется линейной функцией (рис. 2).

Таблица – Параметры интенсивности серого цвета

№	t , °C	I_{av}	I_{min}	I_{max}	S
1	9,3	236,1	211,2	255	8,8
2	23,2	204,8	184	221	5,4
3	29,6	184,8	167,1	202,7	6,5

Отношение $S/I_{av} < 0,05$, следовательно, используя уравнение линии тренда, можно определить среднюю температуру однородного объекта с точностью 5%. Отношение $(I_{max} - I_{min})/I_{av} \approx 0,2$, следовательно, методика построения МРТ изображений существенно влияет на диапазон значений яркости цвета.

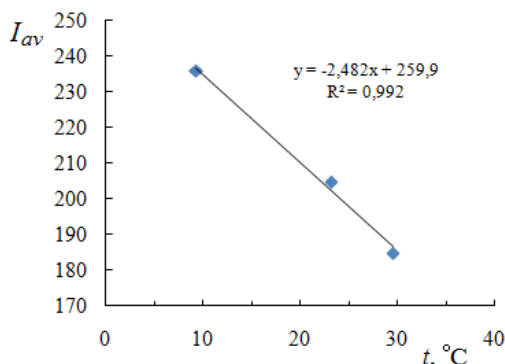


Рис. 2. Зависимость интенсивности цвета от температуры и параметры линии тренда

T_2 -взвешенные изображения, полученные с помощью импульсной последовательности TSE на магнитно-резонансном томографе Panorama HFO 1T [3], аксиального сечения неоднородных по составу фантомов с различной температурой имеют достаточно однородное распределение интенсивности цвета в объеме и, следовательно, позволяют определить локальную температуру с более высокой точностью. На T_2 изображениях ярко проявляется температурная зависимость химического сдвига на границе раздела вода-жир, а также влияние температуры на диффузию молекул в область с их меньшей концентрацией.

Для повышения пространственного разрешения магниторезонансной термометрии необходимо совершенствовать физико-математическую модель и методику построения МРТ изображений.

Библиографический список

1. Lüdemann L., Włodarczyk W., Nadobny J., et al. Wust Non-invasive magnetic resonance thermography during regional hyperthermia // Int. J. Hyperthermia, 2010, V. 26, I. 3, P. 273–282.
2. Odéen H., Parker D.L. Magnetic Resonance Thermometry and Its Biological Applications - Physical Principles and Practical Considerations // Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, 2019, V. 110, P. 34–61.
3. Bogatov N., Voloshin M., Grigoryan L., Sinitsyn A., Shapovalov S. Brain temperature measurement using MR tomography images // Journal of Physics: Conference Series. 2020. V. 1679. P. 1 – 6.

УДК 621.317.616

АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦВЕТА ЧАСТИЧНО ПРОЗРАЧНЫХ ДИФФУЗНО-РАСSEИВАЮЩИХ СВЕТ ОБЪЕКТОВ

Н.В. Андреев, Е.И. Чернов

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен алгоритм определения цвета частично прозрачных диффузно-рассеивающих свет объектов. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: анализатор цвета, алгоритм определения цвета.

ALGORITHM FOR DETERMINING THE COLOR OF PARTIALLY TRANSPARENT DIFFUSELY SCATTERING LIGHT OBJECTS

N.V. Andreev, E.I. Chernov

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

An algorithm for determining the color of partially transparent diffusely scattering light objects is considered. The functional scheme of the device is proposed.

Key words: color analyzer, color determination algorithm.

Спектральное измерение цвета и применение полученных результатов стали известны в конце 80-х годов благодаря изготовлению новых оптоэлектронных приборов и применению вычислительных систем. Разработка и усовершенствование анализаторов спектра сигнала является актуальной радиотехнической задачей. В данной работе рассмотрен алгоритм работы прибора определения цвета объектов с объемным диффузным рассеянием.

Разработанный принцип регистрации исходных оптических характеристик объекта заключается в установке на исследуемый участок объекта перпендикулярно к его поверхности приемного световода измерительной головки прибора и подачи оптического излучения коаксиально относительно этого световода. Излучение в измерительной головке формируется таким образом, чтобы углы падения световых пучков, проходящих через круг, лежащий в плоскости входного окна световода, с центром, совпадающим с геометрическим центром входного окна световода, не превышали угол 25° (определен экспериментально) к плоскости этого круга.

Источниками излучения в приборе служат суперяркие полноцветные светодиоды, формирующие исходные базовые цвета (голубой, зеленый, красный), с максимумами излучения на длинах волн: 475, 526 и 626 нм. На выходе приемного световода регистрируются излучения, по амплитудным значениям которых определяется цвет исследуемого участка объекта.

Перед каждым измерением осуществляется калибровка прибора. На выходе фотоприемника измерительной головки для каждого из базовых цветов формируются сигналы в виде напряжений:

$$U_{0г} = \mu_{г} \sigma_{0г} \Phi_{г}; \quad U_{0з} = \mu_{з} \sigma_{0з} \Phi_{з}; \quad U_{0к} = \mu_{к} \sigma_{0к} \Phi_{к}; \quad (1)$$

где $U_{0г}, U_{0з}, U_{0к}$ — соответствующие трем базовым цветам (г- голубому, з— зеленому, к — красному) выходные напряжения фотоприемника измерительной головки прибора; $\mu_{г}, \mu_{з}, \mu_{к}$ — коэффициенты преобразования «свет-напряжение» фотоприемника; $\sigma_{0г}, \sigma_{0з}, \sigma_{0к}$ — оптические характеристики калибровочного элемента; $\Phi_{г}, \Phi_{з}, \Phi_{к}$ — величины световых потоков на выходе осветителя измерительной головки.

После калибровки прибора осуществляется регистрация оптических характеристик исследуемого участка объекта. Напряжения на выходе фотоприемника ($U_{г}, U_{з}, U_{к}$) при этом также описываются выражением (1), но только вместо оптических характеристик калибровочного элемента учитываются оптические характеристики исследуемого участка ($\sigma_{г}, \sigma_{з}, \sigma_{к}$) или элемента эталонной расцветки. В разработанном нами алгоритме по определению цвета объектов (представим его как $X_{1г}, X_{1з}, X_{1к}$) в соответствии с эталонными цветами записанными в памяти компьютера используются триады исходных параметров в виде

$$X_{г} = U_{г}/U_{0г}; \quad X_{з} = U_{з}/U_{0з}; \quad X_{к} = U_{к}/U_{0к}; \quad (2)$$

Чтобы определить цвет, наиболее близкий к исследуемому объекту, вычисляются значения функции F (которая получена с использованием метода наименьших квадратов) для каждого элемента цветовой расцветки.

$$F_1 = k_{г} |(X_{г}/X_{1г})^2 - 1| + k_{з} |(X_{з}/X_{1з})^2 - 1| + k_{к} |(X_{к}/X_{1к})^2 - 1|, \quad (3)$$

где $k_{г}, k_{з}, k_{к}$ — коэффициенты, определяемые с учетом усредненной кривой видности объекта. За меру цвета принимается такой элемент расцветки, для которого значение функции F оказывается минимальным.

На рисунке 1 представлена функциональная схема анализатора, использующего выше описанный алгоритм.

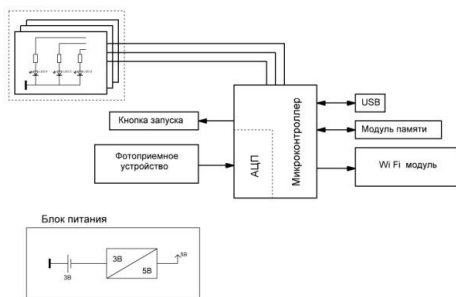


Рис. 1 – Функциональная схема анализатора цвета объектов с частично прозрачной рассеивающей свет средой

Прибор состоит из стандартных функциональных узлов и элементов с гарантированными характеристиками. Для связи с компьютером, в котором осуществляется обработка полученных данных об исследуемом объекте, в анализаторе используется Wi Fi модуль на базе процессора ESP8266.

Анализатор включается в работу при нажатии кнопки «Пуск». В данном проекте используются RGB светодиоды серии L-515, они, управляемые микроконтроллером, формируют поочерёдно пачки световых импульсов (частота следования импульсов в пачке – 1 кГц), соответственно в областях «красного», зелёного» и «голубого» спектров излучения.

Используемый микроконтроллер STM32F042 содержит 32 кбайт внутрисистемно-программируемой флэш-памяти с возможностями чтения во время записи, аппаратным множителем, байт-ориентированный 2-проводной последовательный интерфейс, и шесть программно-выбираемых экономичных режимов работы. В режиме отключения (Power-down) сберегается содержимое регистров, при этом, останавливается генератор, отключая все встроенные функции до следующего прерывания или аппаратного сброса. Потребление тока в спящем режиме: 0.3мкА. В дежурном режиме (Standby) остается в работе кварцевый генератор, а остальная часть микроконтроллера бездействует. Использование этого режима позволяет добиться максимальной скорости возобновления нормального функционирования и, при этом, сохранять среднее энергопотребление на низком уровне. Напряжение питания микроконтроллера: 4.5-5.5В.

Фотоприёмное устройство TSL261R с принципом преобразования «свет-напряжение» предназначен для регистрации излучения, выходные сигналы с которого идут в 12 битный АЦП. Время преобразования такого АЦП 1мкс.

Питается система от Li-Ion аккумулятора 3В с использованием стабилизатора-преобразователя DC-DC LM257.

Библиографический список

1. Пат, РФ 2207528. Способ определения цвета объектов и устройство для его осуществления /Е.И.Чернов, О.Л.Головков, В.К.Леонтьев, В.В.Садовский. Опубл. 2003, Бюл. 18.
2. Харкевич А.А. Спектры и анализ. М.: Физматгиз, 1962. 236 с
3. Евстифеев, А.В. Микроконтроллеры AVR семейства Tiny фирмы ATMEL. Руководство пользователя / А.В. Евстифеев. - М.: ДМК, 2015. - 426 с.
4. Ураксеев М.А., Марченко Д.А., Шишкин С.Л. Современные оптические измерительные устройства // Приборы и системы. УКД. 2001. № 3. С. 52--54.

АППАРАТНО-ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МОДЕЛИ ПОЛУЧЕНИЯ И ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Д.Р. Батраков, Ю.А.Струтинский

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Составлен макет реализующий практическое получение данных фотоплетизмографии и сатурации крови.

Ключевые слова: фотоплетизмография, сатурация крови.

HARDWARE AND SOFTWARE IMPLEMENTATION OF THE MODEL FOR OBTAINING AND DIGITAL PROCESSING OF PARAMETERS CARDIOVASCULAR SYSTEM

D.R.Batrakov, Y.A.Strutinsky

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A model has been compiled that implements the practical acquisition of photoplethysmography and blood saturation data.

Key words: photoplethysmography, blood saturation.

Фотоплетизмограмма представляет собой результат регистрации изменений, возникающих при наполнении мелких сосудов кровью в зависимости от фазы кардиоцикла. Метод регистрации амплитуды колебаний объема крови в сосудах путем просвечивания участка ткани называется фотоплетизмографией. Сегодня ни один фитнес-браслет не обходится без сопутствующей функции снятия показателей ССС на основе обработки фотоплетизмографического сигнала с запястья человека.

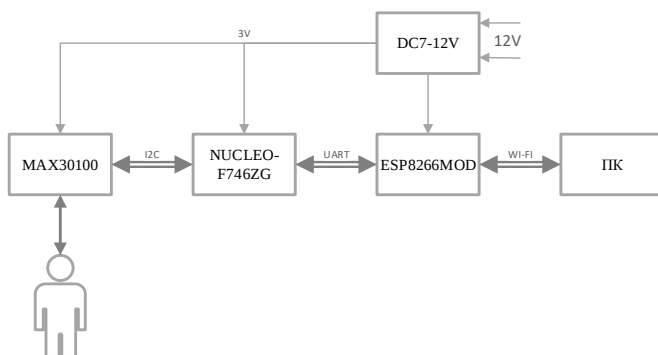


Рис. 1 – Структурная схема опытного макета

Для реализации практического получения фотоплетизмографического сигнала используется датчик MAX30100 [1], снимающий сигнал в красном и инфрокрасном спектре, что позволяет снимать сатурацию крови [2]. Датчик работает в связке с отладочной платой NUCLEO-F746ZG [3], обмен данными между датчиком и отладочной платой происходит по интерфейсу I2C. Далее полученный необходимо передать на ПК, для этого встраивается модуль ESP8266MOD, обеспечивающий передачу данных по WIFI [4].

Датчик MAX30100 имеет возможность снимать показатель сатурации крови, для расчета которых, из данных фотоплетизмографии используется метод рекомендованный производителем данного устройства [2].

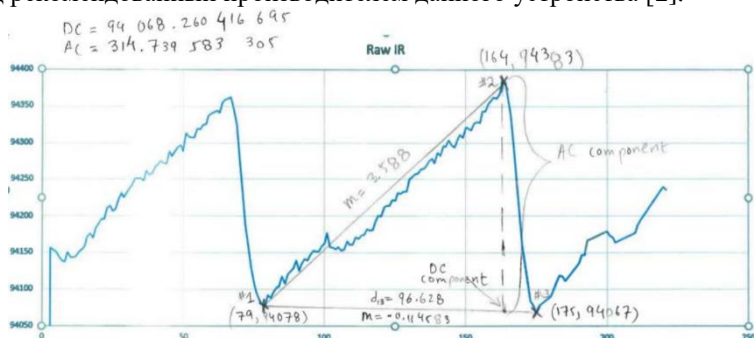


Рис. 2 – Сигнал снимаемый в инфрокрасном спектре [2]

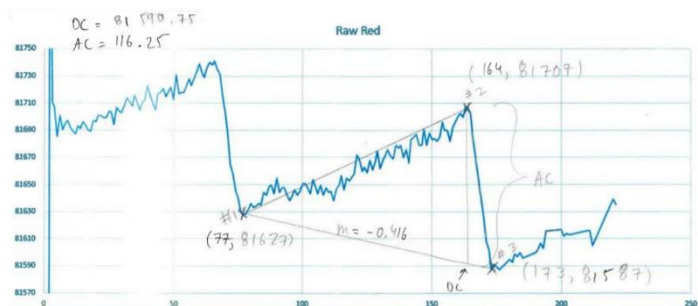


Рис. 3 – Сигнал снимаемый в красном спектре [2]

Компоненты переменного и постоянного тока отмечены над каждым графиком (рис. 2, 3). Следующие уравнения были использованы сначала для определения «R», а затем для определения SpO2:

$$R = \frac{\frac{AC_{red}}{DC_{red}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}}$$

$$SpO2 = 104 - 17R$$

Библиографический список

1. MAX30100 Datasheet. Maxim Integrated Products, Inc. 2014.
2. Recommended Configurations and Operating Profiles for MAX30101/MAX30102 EV Kits. Maxim Integrated Products, Inc. 2018.
3. UM1974 user manual, STM32 Nucleo-144 boards (MB1137). STMicroelectronics 2020.
4. ESP8266MOD Datasheet. MikroElektronika 2014.

УДК 004.81:159.942:612.821

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ДЛЯ АНАЛИЗА И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ДИНАМИКИ ЭМОЦИЙ

К.В. Сидоров, Д.А. Мосин

ФГБОУ ВО «Тверской государственный технический университет», г. Тверь

Рассмотрено описание модели для анализа и прогнозирования изменений эмоций человека по паттернам электромиограмм (ЭМГ). Установлен ряд закономерностей, проявляющихся в изменениях характеристик аттракторов, реконструированных по паттернам ЭМГ.

Ключевые слова: эмоция, эмоциональная реакция, модель эмоций, когнитивная активность, ЭЭГ, ЭМГ.

DEVELOPMENT OF A MODEL FOR ANALYZING AND PREDICTING THE DYNAMICS OF EMOTIONS

K.V. Sidorov, D.A. Mosin

Tver State Technical University, Tver

The description of a model for analyzing and predicting changes in human emotions based on patterns of electromyograms (EMG) is considered. A number of regularities have been established, manifested in changes in the characteristics of attractors reconstructed according to EMG patterns.

Keywords: emotion, emotional reaction, model of emotions, cognitive activity, EEG, EMG.

В настоящее время огромное внимание уделяется задачам исследования особенностей эмоционального интеллекта и методам применения данных сведений для повышения качества контроля и управления за системами с интерфейсом «мозг-компьютер» [1]. Актуальность темы обусловлена необходимостью разработки технических решений для анализа невербальной информации, которая может присутствовать в определенных паттернах биомедицинских сигналов (например, ЭЭГ, ЭМГ, ЭКГ, ЭОГ и др.). Решение подобных задач во многом зависит от разработки алгоритмов и моделей для дешифровки латентной информации, которая инспирирована различными

эмоциями (эмоциональными реакциями) человека [2].

В работе показаны результаты исследований по разработке модели для прогнозирования изменений эмоций человека по паттернам биомедицинским сигналам. Эксперименты с мониторингом и прогнозированием эмоциональных реакций проведены с помощью методики и биотехнической системы, предложенных в работе [3]. В ходе экспериментов регистрировалось два типа сигналов – электроэнцефалограмма (ЭЭГ) и электромиограмма (ЭМГ). Паттерны ЭЭГ применяются при мониторинге когнитивной активности испытуемых в процессе выполнения ими различных типов (блоков) вычислительных заданий. Паттерны ЭМГ применяются для анализа и прогнозирования эмоциональных реакций испытуемых.

Регистрация биомедицинских сигналов осуществлялась с помощью отечественных приборов – электронейромиографа «Нейро-МВП-4» (ООО «Нейрософт», г. Иваново) и электроэнцефалографа ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» (ООО НПКФ «Медиком МТД», г. Таганрог), по сценарию, согласно которому, в определенные моменты времени (между разнотипными блоками заданий) испытуемым предъявлялись эмоциогенные отрицательные и положительные стимулы (в виде аудио- и видеоинформации) с целью воздействия на уровень когнитивной активности.

Сформирована база данных (БД), содержащая 300 паттернов ЭЭГ и 300 паттернов ЭМГ, зарегистрированных параллельно, продолжительностью по 60 секунд (частота дискретизации для паттернов ЭЭГ составляет 250 Гц, для паттернов ЭМГ – 1 000 Гц). В качестве испытуемых выступили сотрудники ТвГТУ (5 женщин и 5 мужчин, в возрасте от 21 до 26 лет).

Для исследования биомедицинских сигналов из сформированной БД использована процедура реконструкции аттрактора, двумерные проекции которого применяются для нахождения информативных признаков (характеристик). Для анализа ЭМГ выбраны два признака аттрактора [2]: 1) длина усредненного вектора (R , ус. ед.) для i -ой двумерной проекции; 2) плотность траекторий (γ , ус. ед.) в центре двумерной проекции. Динамика эмоциональных реакций испытуемых оценивалась с помощью скользящего временного окна P . На рис. 1 и рис. 2 приведены графические зависимости варьирования данных признаков на примере двух эмоциональных реакций: «Положительная реакция» ($\circ$, $\square$) и «Отрицательная реакция» (-).

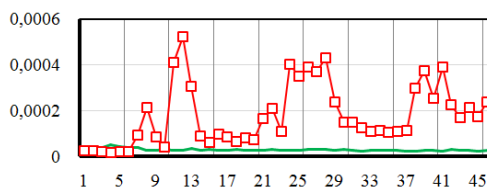


Рис. 1. – Усредненные значения признака R по паттернам ЭМГ (абсцисса – значение признака R , ус. ед.; ордината – номер расчетного окна P)

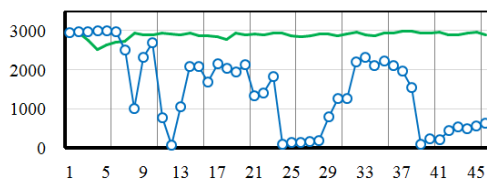


Рис. 2. – Усредненные значения признака γ по паттернам ЭМГ (абсцисса – значение признака γ , ус. ед.; ордината – номер расчетного окна P)

Эмоциональные реакции испытуемых проявляются на коротких промежутках времени и достаточно быстро угасают. Анализ характеристик аттракторов, реконструированных по паттернам ЭМГ, подтверждает изменение эмоций у испытуемых как при положительных, так и при отрицательных стимулах. Между отдельными характеристиками аттракторов и субъективными оценками своих эмоциональных реакций, сделанными испытуемыми, есть взаимосвязь. Располагая временными зависимостями признаков аттрактора R и γ можно локализовать участок временного ряда у паттерна ЭМГ, соответствующий переходному процессу из одной эмоциональной реакции в другую эмоциональную реакцию.

На основе полученных данных предложена модель прогнозирования динамики эмоций человека по паттернам ЭМГ, включающая алгоритмы по оценкам валентности, уровня и динамики развития реакций на основе мягких вычислений и методов нелинейной динамики: $Em = \langle Z, U, D \rangle$, где Z – валентность; U – уровень; D – динамика эмоциональной реакции.

Учитывая нестационарность паттернов ЭМГ, воздействие индивидуальных отличий по испытуемым, а также существенную вариабельность по оцениванию признаков двумерных проекций аттракторов, в математической модели предложен аппарат лингвистических переменных (ЛП). Соответствующая ЛП описывается по базовому терм-множеству, которое расширяется с помощью следующих модификаторов нечетких переменных: $ZT:: = \{\text{«Отрицательная реакция»}, \text{«Нейтральное состояние»}, \text{«Положительная реакция»}\}$; $UT:: = \{\text{«Низкий уровень реакции»}, \text{«Средний уровень реакции»}, \text{«Высокий уровень реакции»}\}$; $DT:: = \{\text{«Убывающий тренд реакции»}, \text{«Динамика реакции отсутствует»}, \text{«Возрастающий тренд реакции»}\}$. Сформирована база знаний, которая содержит сгенерированные наборы продукционных правил.

Тестирование нечеткой модели Em осуществлено на базе ТвГТУ. Полученные итоги демонстрируют перспективы успешного использования разработанной математической модели для мониторинга и прогнозирования характеристик эмоциональных реакций человека.

Работа выполнена в рамках гранта Президента РФ для государственной поддержки молодых российских учёных – кандидатов наук (МК-1398.2020.9).

Библиографический список

1. Нейротехнологии: нейро-БОС и интерфейс «мозг-компьютер» / Кирой В.Н., Лазуренко Д.М., Шепелев И.Е., Асланян Е.В., Миняева Н.Р., Бахтин О.М. Ростов-на-Дону: ЮФУ, 2017. 244 с.
2. Филатова Н.Н., Сидоров К.В. Компьютерные модели эмоций: построение и методы исследования. Тверь: ТвГТУ, 2017. 200 с.
3. Анализ биомедицинских сигналов как способ оценки когнитивной активности при эмоциональной стимуляции / К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова, Н.И. Бодрина, П.Д. Шемаев // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. Т. 9, № 1 (30). С. 74–85.

УДК 621.317.616

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА ВИДЕОДАННЫХ

М.В. Швецов¹, И.Н. Горбачев², Д.С. Кондрашов²

¹ФГБОУ ВО «Академия Государственной противопожарной службы МЧС России», г. Москва

²ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск

Представлено исследование нейросетевой модели анализатора аэроснимков, полученных с квадрокоптера при мониторинге пожарной обстановки автономной территориальной единицы.

Ключевые слова: анализ пожарной обстановки, беспилотный летательный аппарат, поток видеоданных, нейронные сети.

AUTOMATED VIDEO ANALYSIS SYSTEM

M.V. Shvetsov¹, I.N. Gorbachev²

¹Academy of the State Fire Service of the EMERCOM of Russia, Moscow

²South-West State University, Kursk

The paper presents a study of a neural network model of an analyzer of aerial photographs obtained from a quadrocopter while monitoring the fire situation of an autonomous territorial unit.

Key words: fire analysis, unmanned aerial vehicle, video stream, neural networks.

Определение дислокации пожаров с помощью компьютерного зрения с достаточной точностью и оперативностью является трудной задачей. При использовании в мониторинге пожарной обстановки дронов, входящих в автоматизированную систему мониторинга пожарной обстановки, на их борту для поиска очага пожара целесообразно устанавливать RGB-камеры, который используются для съёмки всего района, а фотографии затем

анализируются посредством автономных интеллектуальных агентов (АИА), построенных на основе моделей машинного обучения [1, 2].

За основу построения классификатора пожарной обстановки взят метод классификации RGB-видеоданных, поступающих от видеокамеры дрона, основанный на понятии каскадного окна [3, 4, 5]. Сущность метода классификации, используемого в этой системе, состоит в том, что каждый снимок пошагово разбивается на квадратные сегменты уменьшающегося размера, которые последовательно сканируются по правилу строчной развертки. Решения по принадлежности сегмента к одному из классов пожароопасности – «пламя», «дым», «чисто» – принимается классификатором по дескрипторам, полученным по результатам анализа соответствующего сегмента снимка. Такой подход к классификации обеспечивает двухступенчатую классификацию, когда на более крупном масштабе выбирается область интереса (ROI), а затем эта область сканируется на более мелком масштабе [6].

На выходах классификатора, построенного по предлагаемому методу, будет представлено не само искомое изображение в бинарной форме, а только класс пожароопасности соответствующего сегмента. Все пиксели, попавшие в выделенный сегмент, по результатам анализа которого формируются дескрипторы, относятся к одному классу.

Для того, чтобы отобразить классы опасности на исходном (не сегментированном) снимке, сегменты кодируются. Каждый сегмент на определенном уровне разбивается на четыре сегмента. Сегменты имеют одинаковые размеры. Каждый сегмент, в зависимости от решения ЛПР, которое определяется спецификой объекта мониторинга и уровнем пожароопасности, классифицируется либо на два класса: «ROI» и «НЕ ROI», либо на три вышеупомянутых класса, характеризующих конкретный класс пожароопасности обстановки в сегменте снимка. Если принимается решение, что этот сегмент «ROI», то он переводится на следующий уровень с последующим делением на четыре одинаковых сегмента, а если классифицируется как «НЕ ROI», то осуществляется переход на классификацию следующего сегмента [7].

Структурная схема классификатора, построенного по такому принципу, представлена на рис. 1. Блок формирования сегментов делит снимок на квадратные сегменты и осуществляет их расщепление на три RGB-изображения, которые поступают на блоки формирования дескрипторов. Векторы дескрипторов подаются на соответствующие входы классификаторов, которые в этой архитектуре выступают как «слабые» классификаторы. «Сильный» классификатор, выполненный по схеме многослойного персептрона, осуществляет агрегацию их решений.

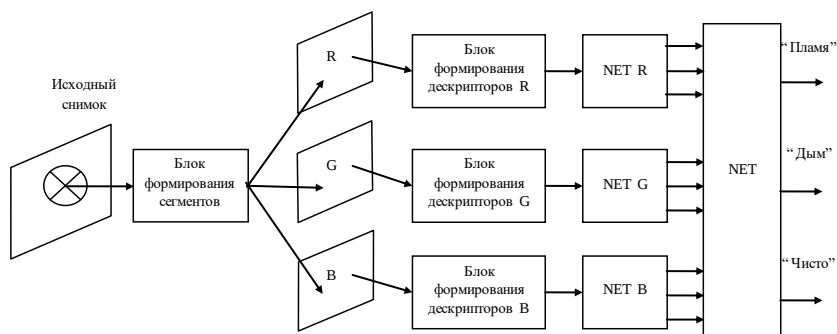


Рис. 1 – Структурная схема классификации видеоданных

Снимки формировались из различных источников по видеопотокам, поступающих с дронов. Для формирования базы данных снимков для формирования обучающих и контрольных выборок из каждого ролика извлекалось множество кадров, что позволяет быстро получить большой и качественный DataSet. Снимки сегментировались в полуавтоматическом режиме. Затем выделенные сегменты маркировались в ручном режиме. Таким образом, была получена база данных для формирования обучающих выборок на три класса сегментов.

Апробация системы показала ее высокую помехоустойчивость к погодным аномалиям. Маршруты патрулирования дронов согласуются с метеосводками и дроны направляются в «красные зоны». Это районы, в которых температура воздуха, направление и сила ветра, влажность и атмосферное давление повышают вероятность возникновения пожаров. Система определяет на снимках области, в которых высоки вероятности огня и дыма. Границы возгорания определяются с вероятностью 67 %. Решение, есть ли на самом деле в этой координате огонь или дым, принимается ЛПР по результатам анализа потока видеоданных, обработанных системой.

Библиографический список

1. Филист С.А., Дюдин М.В., Зуев И.В. и др. Автоматические классификаторы сложно структурируемых изображений на основе мультиметодных технологий многокритериального выбора // Вопросы радиоэлектроники. Серия: Системы и средства отображения информации и управления спецтехникой (СОИУ). - 2015. - Выпуск 1. - С.130-140.
2. Филист С.А., Уварова В.В., Шуткин А.Н. Структурно-функциональная модель мета-анализа медико-экологических данных // Вопросы радиоэлектроники. Серия «Общетехническая» (ОТ), 2015. - Выпуск 7. – С. 102 – 110.
3. Филист С.А., Дабагов А.Р., Томакова Р.А. и др. Многослойные морфологические операторы для сегментации сложноструктурируемых растровых полутоновых

изображений // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика, медицинское приборостроение. – 2019. – Т.9, №3. – С. 44-63.

4. Филист С.А., Кассим К.Д.А., Кузьмин А.А. и др. Формирование признаков пространства для задач классификации сложноструктурируемых изображений на основе спектральных окон и нейросетевых структур // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2016. – №4(67). – С. 56-68.

5. Филист С.А., Томакова Р.А., Дегтярев С.В. и др. Гибридные интеллектуальные модели для сегментации изображений рентгенограмм грудной клетки // Медицинская техника. - №5. 2017.- С. 41-45.

6. Филист С.А. , Шаталова О.В., Ефремов М.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений // Нейрокомпьютеры. Разработка, применение. – М.: Радиотехника, 2014. - №6. – С. 35 – 39.

7. Дабагов А.Р., Горбунов В.А., Филист С.А. и др. Автоматизированная система классификации рентгенограмм молочной железы// Медицинская техника. – 2019. – №6 (318). - С. 39-41.

УДК 616-71

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВОТОКА В СРЕДЕ LABVIEW

Л.А. Спиряева, С.Г. Гуржин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены вопросы моделирования измерительно-диагностической системы для исследования микроциркуляции кровотока. Предложен алгоритм автокомпенсации фоновых помех и виртуальные средства для его реализации в среде графического программирования LabVIEW.

Ключевые слова: некогерентная флуктуационная спектроскопия, микроциркуляция кровотока, диагностические показатели, алгоритм автокомпенсации помех, виртуальный прибор.

MODELING A SYSTEM FOR STUDYING MICROCIRCULATION OF BLOOD FLOW IN A LABVIEW MEDIUM

L.A. Spiryaeva, S.G. Gurzhin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The issues of modeling a measuring and diagnostic system for the study of blood flow microcirculation are considered. An algorithm for automatic compensation of background noise and virtual tools for its implementation in the LabVIEW graphical programming environment are proposed.

Key words: incoherent fluctuation spectroscopy, microcirculation of blood flow, diagnostic indicators, auto-compensation algorithm, virtual device.

В работе [1] была предложена структура системы для исследования микроциркуляции кровотока, в основе которой лежит метод **некогерентной флукуационной спектроскопии** (НФС), позволяющий регистрировать низкочастотные флукуации обратно рассеянного от ткани сигнала в диапазоне частот 0–20 Гц.

Аппаратной платформой системы является персональный компьютер (ПК) с программным обеспечением в среде LabVIEW в виде виртуальных приборов (ВП), который обеспечивает общее управление и взаимодействие аппаратных и программных модулей системы и ряд специальных функций:

1. Формирование управляющей последовательности импульсов включения и выключения светодиодов;
2. Управление процессом аналого-цифрового преобразования (АЦП) сигнала фотоприемника посредством задания необходимой частоты дискретизации и синхронизация с импульсами включения светодиодов;
3. Регистрации сигналов обратного рассеяния и фоновой засветки в необходимом объеме;
4. Выделение и вычитание из сигналов обратного рассеяния светового фона;
5. Разнообразный анализ полезного сигнала и определение диагностических показателей в реальном масштабе времени;
6. Отображение полезного сигнала в виде осциллограммы и текущих результатов измерения, обработки и вычисляемых показателей и др.

В начале работы системы формируются импульсы управления светодиодами с определенной длительностью и частотой, которые включают по очереди на короткое время светодиоды, освещающие тестируемую биоткань.

Оптическое излучение рассеивается и поглощается тканью, а отраженные компоненты воспринимаются фотоприемником и в виде уже электрического сигнала поступают на усилитель и АЦП микроконтроллера. Работа АЦП синхронизируется с моментами включения и выключения группы зеленых и инфракрасных диодов, что позволяет оцифровывать сигнал многократно (n раз), суммировать отсчеты полезного сигнала с примесью шума фоновой засветки $U_{\Sigma i}$ в моменты включения излучателей, и суммировать только отсчеты шума фоновой засветки U_{Fi} , когда излучатели выключены, где $i = 1, 2, 3, \dots, n$. Усредняя суммы отсчетов в моменты включения $U_{\Sigma i}$ и выключения U_{Fi} излучателей, синхронно с импульсами управления по n значениям, получают результирующие реализации сигналов

$$U_{\Sigma cp} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n U_{\Sigma i}, \quad U_{Fcp} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n U_{Fi}.$$

Запоминают усредненные отсчеты сигналов $U_{\Sigma cp}$ и U_{Fcp} в необходимом объеме и далее производят их вычитание с целью устранения фоновой

засветки и выделения только полезного информативного сигнала

$$U_{nc} = U_{\Sigma cp} - U_{Fcp}.$$

Данная обработка равносильна процедуре фильтрации, добротность которой определяется числом усредненных отсчетов n .

Разработанный алгоритм автокомпенсации фоновой засветки реализован в виде входного программного модуля ВП регистрации полезного сигнала (рис. 1).

Очищенный полезный сигнал отображают в реальном масштабе времени на экране ПК с помощью виртуального прибора осциллографирования.

Регистрируемый полезный сигнал $U(t)$ имеет две информационные составляющие

$$U(t) = U_- + U_+(t),$$

где U_- – постоянная составляющая потока крови или средний поток в микроциркуляторном русле за определенный промежуток времени, $U_+(t)$ – переменная составляющая потока крови обусловлена факторами, влияющими на постоянство потока частиц в микроциркуляторном русле и определяется двумя изменяющимися величинами скоростью V_{cp} и концентрацией эритроцитов $N_{эр}$ в исследуемом объеме. Переменная составляющая несет также ценную информацию о модуляции кровотока.

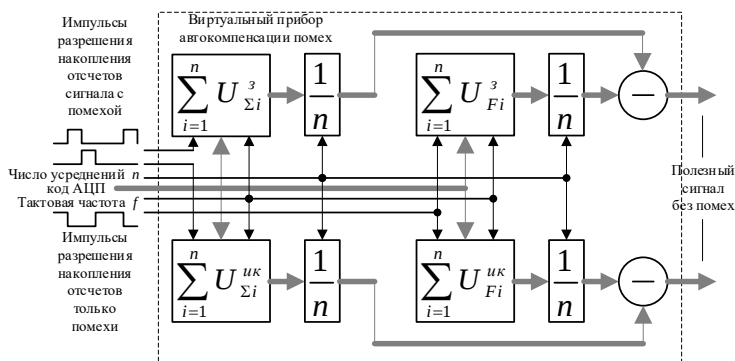


Рис. 1 – Алгоритм виртуального прибора автокомпенсации помех

В диагностическом смысле постоянная составляющая характеризует величину перфузии, а переменная составляющая характеризует механизмы контроля за перфузией [2].

Очищенный полезный сигнал является отражением реального кровотока в микроциркуляторном русле, которое очень нестабильно и переменчиво, а поэтому может быть представлено как случайный процесс,

характеризуемый по крайней мере тремя статистическими параметрами математическим ожиданием m , среднеквадратическим отклонением σ и коэффициентом вариации $K_g = \frac{m}{\sigma} \cdot 100\%$.

Вычисление этих параметров дает общую оценку состояния микроциркуляции крови, а для более детального исследования функционирования микроциркуляторного русла анализируется амплитудно-частотный спектр колебаний перфузии.

Поскольку компьютерное моделирование, применяемое для проектирования современных аппаратно-программных (АПК) средств [3], значительно повышает их эффективность в целом (точность задания практически любых сигналов и помех, многофункциональность обработки, измерения и вычисления параметров сигналов, высокая наглядность представления результатов и др.), то в качестве средства для моделирования выбрана также среда графического программирования LabVIEW.

На рис. 2 представлен всего лишь один фрагмент реализации интерфейса виртуального прибора системы для измерения перфузии и спектральных моментов.

Момент нулевого порядка (M_0) равен глубине модуляции фототока и пропорционален концентрации эритроцитов и, следовательно, взвешенный первый момент (M_1/M_0) дает средний доплеровский сдвиг, который пропорционален средней скорости эритроцитов.

Предлагаемый алгоритм автокомпенсации фоновых помех и его реализация позволяют оперативно и автоматически уменьшить случайную составляющую погрешности регистрации полезного сигнала системы для исследования микроциркуляции кровотока и тем самым повысить точность определения диагностических показателей.

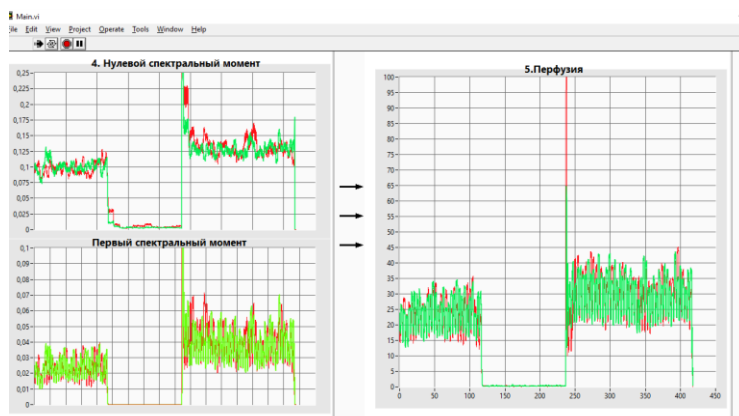


Рис. 2 – Интерфейс измерения перфузии и спектральных моментов

Библиографический список

1. Спиряева Л.А., Гуржин С.Г. Проектирование измерительно-диагностической системы для исследования микроциркуляции кровотока // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2020. Сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2020. – 624 с. – С. 508-510.
2. Лапитан Д.Г. Рогаткин Д.А. Функциональные исследования системы микроциркуляции крови методом лазерной доплеровской флоуметрии в клинической медицине: проблемы и перспективы // Альманах клинической медицины. 2016. 44 (2). С. 249-259.
3. Бессонов А.С., Дронов И.В., Колбас Ю.Ю., Лапитан Д.Г., Соловьева Т.И. Особенности проектирования аппаратно-программного комплекса для функциональной диагностики системы микроциркуляции крови // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. «Приборостроение». 2013. № 1. С. 65-83.

УДК 535.015

ВОЗМОЖНОСТИ ОПТОАКУСТИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТКАНЕЙ

Д.А. Кравчук¹, И.Б. Старченко²

¹ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», г. Таганрог

²ООО «Параметрика», г. Таганрог

Оптоакустические методы могут предоставить визуализацию в реальном времени при использовании неионизирующего излучения в клинических условиях для получения информации на основе эндогенного контраста.

Ключевые слова: *оптоакустика, диагностика, визуализация.*

OPTOACOUSTIC TISSUE IMAGING CAPABILITIES

D. A. Kravchuk¹, I.B. Starchenko²

¹Southern Federal University, Taganrog

²LLC "Parametrika", Taganrog

Optoacoustic techniques can provide real-time imaging using non-ionizing radiation for use in a clinical setting to obtain information based on endogenous contrast.

Key words: *optoacoustics, diagnostics, imaging.*

Оптоакустическая (ОА) визуализация использует комбинацию светового возбуждения и ультразвукового обнаружения для расширения возможностей биологических и клинических исследований с богатым оптическим контрастом, при этом эффективно устраняя разрыв между областями микро- и макроскопической визуализации. Современные варианты применения ОА обеспечивают изображения с разрешением микронного масштаба через поверхностные слои ткани с помощью сфокусированного освещения. В совокупности эта уникальная возможность многомасштабной визуализации открывает беспрецедентные возможности для исследования кожи *in vivo* с высоким разрешением на масштабируемой глубине. Более того, разнообразная анатомическая и функциональная информация извлекается с помощью динамического картирования эндогенных хромофоров, таких как гемоглобин, меланин, липиды, коллаген, вода и другие. Это, наряду с использованием неионизирующего излучения, облегчает клинический перевод методов ОА. Мы рассматриваем недавний прогресс в области визуализации кожи при ОА в доклинических и клинических исследованиях, используя контраст, обеспечиваемый эндогенными веществами в тканях. Возможности существующих подходов к визуализации обсуждаются в контексте начальных исследований рака кожи, воспалительных кожных заболеваний, ран и других состояний.

Визуализация необходима для диагностики клинически значимых кожных заболеваний и мониторинга лечения [1]. Прижизненная оптическая микроскопия обеспечивает богатый функциональный и молекулярный контраст, но обычно ограничивается поверхностными слоями [2]. Ультразвуковые методы позволяют исследовать более глубокие слои ткани, но акустического контраста обычно недостаточно для чувствительной и специфической идентификации многих патофизиологических процессов [3].

В последнее десятилетие оптоакустическая (ОА) визуализация приобрела зрелость как мощный инструмент биомедицинской визуализации. [4,5] Этот гибридный метод визуализации уникальным образом сочетает в себе преимущества света и ультразвука для обеспечения постоянного контраста оптического поглощения во многих пространственных и временных масштабах [6-8]. Недавние исследования дополнительно подтвердили большой потенциал ОА в клинических условиях.

Системы визуализации ОА можно разделить на две группы в соответствии с их подходом к формированию изображения, основанным либо на оптическом, либо на акустическом разрешении. Методы оптического разрешения основаны на быстром сканировании сфокусированного светового луча для визуализации изображений. Таким образом, изображения с контрастом оптического поглощения могут быть визуализированы с пространственным разрешением и глубиной проникновения, аналогичными тем, которые достигаются с помощью оптической микроскопии [9-10]. Напротив, методы акустического разрешения основаны на

несфокусированном освещении и формировании ультразвукового луча, то есть изображения формируются методами акустической инверсии на глубинах рассеянного света. В этом диапазоне глубин достижимое разрешение постепенно снижается из-за акустического затухания и искажения. В целом, ОА готова стать мощным диагностическим инструментом, что подтверждается быстрым ростом зарегистрированных биомедицинских и клинических исследований.

Библиографический список

1. Moscarella, E., et al., Pigmented skin lesions displaying regression features: Dermoscopy and reflectance confocal microscopy criteria for diagnosis. *Experimental Dermatology*, 2019. 28(2): p. 129-135.
2. Alex, A., et al., In vivo characterization of minipig skin as a model for dermatological research using multiphoton microscopy. *Experimental Dermatology*, 2020.
3. Weissleder, R. and M. Nahrendorf, Advancing biomedical imaging. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2015. 112(47): p. 14424-14428.
4. Wang, L.V. and J. Yao, A practical guide to photoacoustic tomography in the life sciences. *Nature methods*, 2016. 13(8): p. 627.
5. Y. Lao, D. Xing, S. Yang, and L. Xiang, Noninvasive photoacoustic imaging of the developing vasculature during early tumor growth, *Phys Med Biol*, vol. 53, pp. 4203-12, Aug 7 2008.
6. Кравчук Д.А., Старченко И.Б. Моделирование процесса насыщения кислородом биологических тканей с помощью оптоакустического метода // *Научное приборостроение*. 2018. Т. 28. № 2. С. 20-24.
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. Экспериментальное исследование акустических сигналов при оптоакустическом эффекте в суспензии с полистирольными дисками как моделями эритроцитов // *Прикладная физика*. 2020. № 4. С. 70-73.
9. Кравчук Д.А., Старченко И.Б., Орда-Жигулина Д.В., Воронина К.А. Исследование оптоакустических сигналов на моделях эритроцитов в жидкости с контрастными наноагентами // *Акустический журнал*. 2021. Т. 67. № 3. С. 345-348.
10. Кравчук Д.А. Моделирование восстановления оптоакустического изображения оксигенированных эритроцитов // *Прикладная физика*. 2021. № 2. С. 73-77.

СПЛАЙН-БАЗА ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН С ТОЧНОСТЬЮ ДО ГОДА

А.В. Рочагов, А.В. Жолобов, И.С. Явелов

ФГБУН «Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук (ИМАШ РАН)», г. Москва

В данной работе рассматривается способ обработки пульсовых волн, основанный на создании новой сплайн-базы трафаретов, который позволяет определить процесс старения сердечно-сосудистой системы человека с точностью до одного года. Сигнал пульсовых волн был получен с помощью волоконно-оптического датчика, созданного сотрудниками ИМАШ РАН.

Ключевые слова: пульсовая волна, волоконно-оптический датчик, цифровая пульсодиагностика, сплайн-база возрастных трафаретов пульсовых волн.

SPLINE-BASE OF PULSE WAVES WITH ACCURACY UP TO A YEAR

A.V. Zholobov, A.V. Rychagov, I.S. Yavelov

Institute of Machines Science named after A.A. Blagonravov of the Russian Academy of Sciences, Moscow

In this paper, we consider a method for processing pulse waves based on the creation of a new spline stencil database, which allows us to determine the aging process of the human cardiovascular system with an accuracy of up to one year. The pulse wave signal was received using a fiber-optic sensor created by the staff of IMASH RAS.

Key words: pulse wave, fiber-optic sensor, digital pulse diagnostics, spline database of age-related stencils of pulse waves.

Со времён научного открытия, сделанного известным военным врачом-хирургом Николаем Сергеевичем Коротковым, прошло более ста лет [4], но по сей день продолжается работа по изучению загадки биения сердца и распространения пульсовой волны (ПВ) в организме человека. Так, с 1990-х годов ведётся непрерывное совершенствование методов и средств диагностики, исследования и анализа пульсовых волн в Институте машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук.

Длительные наработки показали, что типовые изменения контура пульсовых волн сводятся к ряду трафаретов (рис. 1), которые грубо отражают возрастные изменения в диапазоне от 20 до 60 лет с точностью до 10 лет [1, 2].

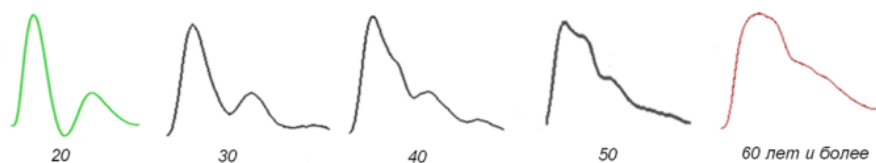


Рис. 1 – Возрастные изменения пульсовых волн лучевой артерии

В связи с этим была поставлена задача, используя пять наработанных трафаретов, получить методами сплайн – приближений более точную базу возрастных трафаретов с точностью до одного года.

Актуальность этой задачи обусловлена не только желанием объективно оценивать возрастные изменения в организме, но и, главным образом, возможностью использовать при анализе ПВ не отдельные контрольные точки ПВ, а весь ее контур. Это может привести к повышению эффективности расчетов, основанных на ПВ. Так, например, в моделях определяющих по контуру ПВ артериальное давление (АД), задействованы всего две точки контура ПВ [3]. Возможно, это и приводит к отклонению результатов измерения АД от нормативов, существующих при испытаниях тонометров.

Для построения ПВ в трехмерном пространстве (рис. 2) используем двумерную цифровую базу данных волны, созданную с помощью программы pulse. Вводим новую координату УО и строим пять трафаретов ПВ от 20 до 60 лет в трехмерном пространстве с помощью системы компьютерной алгебры Mathcad.

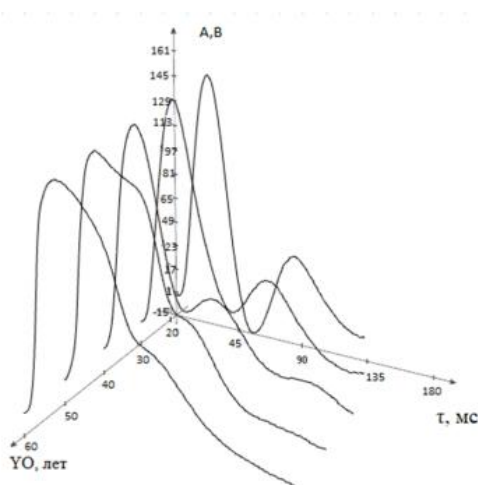


Рис. 2 – Построение пяти трафаретов ПВ в 3-Д.

Далее находим пять значений кривых ПВ по оси $A(B)$, соответствующие одному и тому же значению оси τ (мс) в плоскости оси YO .

Используя кубическую сплайн - интерполяцию строим кривую, соответствующую определенному моменту времени $\tau = 80$ мс (рис. 3).

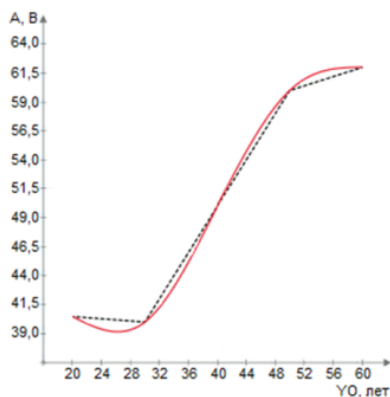


Рис. 3 – Сплайн кривая в момент времени $\tau = 80$ мс.

Повторяем этот алгоритм для всего временного диапазона $\tau = 0 \div 140$ мс.

В результате решения этой задачи появилась уточненная возрастная сплайн-база пульсовых волн (рис. 4).

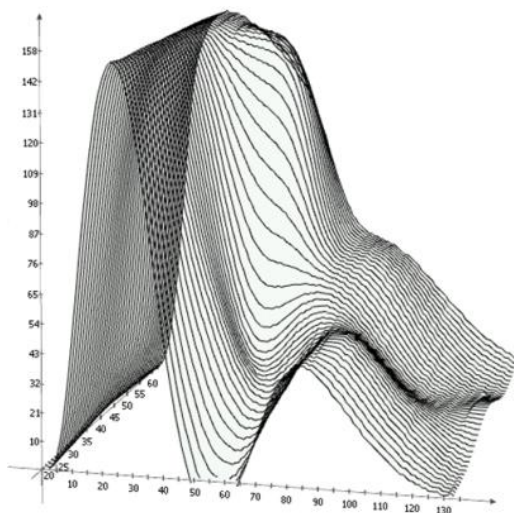


Рис. 4 – Возрастная сплайн-база трафаретов пульсовых волн лучевой артерии от 20 до 60 лет (дискретность по возрасту 1 год).

Выводы. В результате проведенного расчета создана новая методика мониторинга пульсовой волны для модернизации основной программы-оболочки, используемой при разработке артериального тонометра универсального типа.

Библиографический список

1. Явелов, И. С. Тайна пульсовой волны : монография / И. С. Явелов – Москва-Ижевск : Институт компьютерных исследований, 2012. – 256 с. – ISBN 978-5-4344-0095-4.
2. Явелов, И. С. И. С. Явелов, А. В. Жолобов, А. В. Рочагов, Е. В. Юганов // Цифровая пульсодиагностика. DOI 10.12710/cardiomerty.2019.15.4348 // Cardiomerty. – 2019. – № 15. – С. 43-48.
3. Явелов И.С., Рочагов А.В. Универсальный пульсомер-тонометр// Медицинская техника. 2015. № 5 (293). С. 22-25.
4. Попов С.Е. 100-летие научного открытия хирурга военно-медицинской академии Н.С. Короткова, сделавшего эпоху в развитии мировой медицины. // Вестник аритмологии, 2005. № 40, С. 29-35

УДК 616.77

МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА

Ю. О. Уразбахтина, К. Р. Камалова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

Проблема инвалидизации населения чрезвычайно актуальна. Очень важно в кратчайшие сроки восстанавливать работоспособные и высококвалифицированные кадры. Таким образом, бионические протезы, позволяющие пациентам вернуться к прежнему укладу жизни, значительно снижают экономическое бремя государства и позволяют повысить уровень жизни общества.

Ключевые слова: методы управления протезом руки, система управления, протез руки.

METHODS OF UPPER LIMB PROSTHESIS CONTROL USING A NEUROINTERFACE

Yu. O. Urazbakhitina, K. R. Kamalova

FSBEI HE "Ufa State Aviation Technical University", Ufa

The problem of disability of the population is extremely urgent. It is very important to restore efficient and highly qualified personnel in the shortest possible time.

Thus, bionic prostheses, allowing patients to return to their previous way of life, significantly reduce the economic burden of the state and improve the standard of living of society.

Key words: hand prosthesis control methods, control system, hand prosthesis/

Управление протезом представляет собой сложную задачу, так как невозможно предопределить все необходимые программы работы стандартным алгоритмом управления. Это обуславливает то, что на сегодняшний день стали актуальны алгоритмы управления протезами, в основе которых лежат нейроинтерфейсы. Преимуществом такого подхода к управлению протезом является возможность обучения нейронной сети, что расширяет спектр действий, выполняемых протезом. Далее в работе рассмотрена реализация системы управления протезом с использованием нейроинтерфейса.

Возможной реализацией нейронной сети или интеграции протеза с нейроинтерфейсом является анализ остаточных движений конечности и управление системой по уже заложенным функциям верхних конечностей. Другой вариант – скоординированное совместное действие, в котором процесс происходит интуитивно, а внимание пользователя направлено на действие руки [1]. В работе [2] помимо проблем, связанных с несоответствием технических характеристик, заявленных производителем, фактическим параметрам, описан принцип распознавания образов, способный находить и устранять ошибки.

Приведем 4 фактора, нарушающих нормальную работу технического устройства:

1) фактор положения конечности. Активность мышц, поддерживающее нужное положение конечности в пространстве при воздействии гравитационных сил неодинаково в статическом и динамическом состояниях;

2) коэффициент интенсивности сокращения. Так как класс самообучающихся методов управления ориентирован в первую очередь на «интуитивный» сигнал, подающийся оператором, подсознательно регулирующий силу сокращения, то отклонения в данных на входе (при разных нагрузках, но одинаковом действии) приводят к искажению ожидаемых паттернов;

3) коэффициент сдвига электрода. В некоторых габаритных реализациях датчиков, при смещении хотя бы одного относительно других, происходит искажение сигналов от мышцы;

4) эффект времени. В реализации протезов чаще всего используют прецизионные элементы и чувствительные датчики, на работу которых влияют и физиологические факторы, например, движение крови. При снятии и надевании протеза также происходит образование шумов и погрешностей. В [3] данный фактор назван *within/between day factor*.

Принцип распознавания образов, схематично описанный на рисунке 1:

1. Получение данных. Как правило, в момент подсказок, предлагаемых управляющим протоколом, мышечные паттерны от пользователя записываются в биполярные электроды. Количество электродов, необходимых конкретному пользователю определяется классом движения, место расположение обычно находится с помощью пальпации, окружного размещения или сетчатого вокруг предплечья. Сбор данных чаще всего происходит один раз в момент обучения;

2. Набор данных. Анализ проводится с использованием предварительно записанных наборов данных, которые были получены от здоровых людей;

3. Предварительная обработка данных. В данном разделе мы увеличиваем коэффициент полезный сигнал/шум (SNR) для улучшения отличительных характеристик ЭМГ-сигнала (который чаще всего приблизительно равен ± 5 мВ);

4. Сегментация данных. Так как сигнал, получаемый с мышцы является для системы управления случайным, что нарушает общее предположение в методе извлечения. Для выявления стационарности применяется сегментирование (окна). Окна обычно создаются с помощью смежной или перекрывающейся сегментации и заключены во временной интервал приблизительно 300мс;

5. Извлечение признаков. Признаки необходимы для увеличения плотности полезной информации, за счет основных свойств генеральной совокупности (всех окон), в отличие от анализа необработанной выборки. Признаками являются параметры временной области (TD), частотной области (FD) и частотно-временное представление (TFR);

6. Уменьшение размерности. Само наличие функций миоэлектрического контроля требуют: включение признаков, обладающих высококласной дискриминационной информацией, исключение признаков, схожих в большой степени друг с другом, и минимизация числа включенных признаков для борьбы с «проклятием размерности»;

7. Классификация - это процесс назначения класса неизвестного наблюдения с помощью прогностической модели, обученной на более ранних наблюдениях. Классификаторы делятся на 3 вида: параметрические, непараметрические, классификаторы глубокого обучения;

8. Оценка эффективности работы. Оценка миоэлектрических систем может быть выполнена на этапах извлечения признаков, классификации или же во время использования обратной связи. Оценка стадии извлечения признаков количественно определяет доступные признаки.

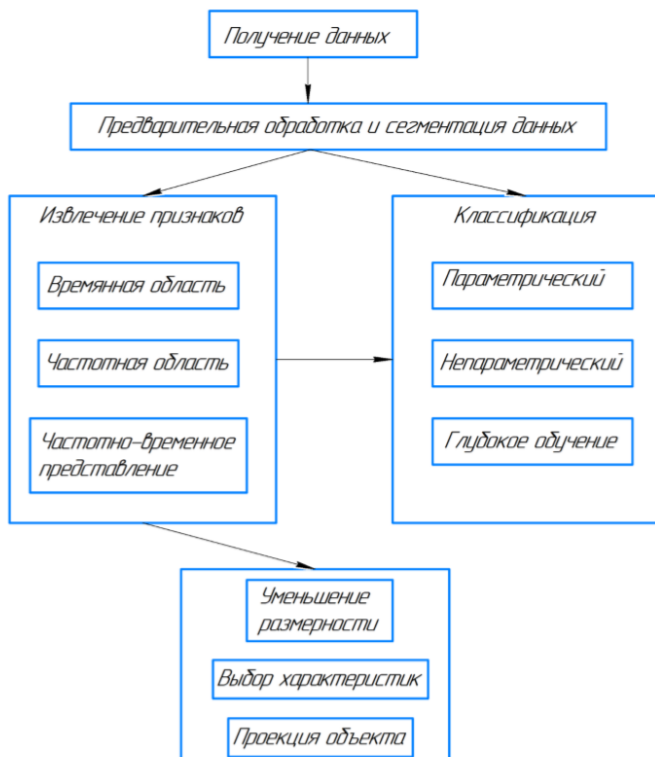


Рис. 1 – Общая структура распознавания образов ЭМГ

Библиографический список

1. Merad M. et al. Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based shoulder angles measurement: a pilot study // IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems. 2016. P. 5677–5682. doi: 10.1109/IROS.2016.7759835
2. Amsuess S. et al. Self-correcting pattern recognition system of surface EMG signals for upper limb prosthesis control // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2014. V. 61. N 4. P. 1167–1176. doi: 10.1109/TBME.2013.2296274.
3. Jennifer E. Cheesborough, Lauren H. Smith, Todd A. Kuiken, and Gregory A. Dumanian Targeted Muscle Reinnervation and Advanced Prosthetic Arms // Semin Plast Surg. 2015 Feb. №29(1): 62–72. doi: 10.1055/s-0035-1544166.

ИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Ю. О. Уразбахтина, К. Р. Камалова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

Проблема инвалидизации населения чрезвычайно актуальна. Очень важно в кратчайшие сроки восстанавливать работоспособные и высококвалифицированные кадры. Таким образом, бионические протезы, позволяющие пациентам вернуться к прежнему укладу жизни, значительно снижают экономическое бремя государства и позволяют повысить уровень жизни общества.

Ключевые слова: методы управления протезом руки, система управления, протез руки.

INVASIVE MANAGEMENT OF UPPER LIMB PROSTHESIS

Yu. O. Urazbakhtina, K. R. Kamalova

FSBEI HE "Ufa State Aviation Technical University", Ufa

The problem of disability of the population is extremely urgent. It is very important to restore efficient and highly qualified personnel in the shortest possible time. Thus, bionic prostheses, allowing patients to return to their previous way of life, significantly reduce the economic burden of the state and improve the standard of living of society.

Key words: hand prosthesis control methods, control system, hand prosthesis.

На сегодняшний день актуально создание протезов, которые позволят человеку восполнить утраченные при потере конечности функции. Разработки по данному направлению активно ведутся на сегодняшний день. Одной из задач современного протезирования является разработка систем управления протезами, которые смогут выполнять необходимые команды и обрабатывать информацию от головного мозга, которая может сниматься при помощи различных датчиков. Одним из наиболее перспективных методов управления протезом является инвазивный метод управления

Необходимость инвазивных способов в управление лучше всего объяснить на конкретном примере. Наиболее удачным будет локтевая дисартикуляция остаточной конечности, приведенная на рисунке 1, которая оставляет еще живой достаточный участок руки, в отличие от трансгумеральной ампутации, но ношение обычного протеза с неинвазивными датчика имеет ряд неудобств. Например, питание от тела с использованием внешней петли делает протез громоздким, он цепляется за различные предметы, в том числе и за одежду [1].



Рис. 1 – Пациент с дисартикуляцией левого плеча и правой трансгумеральной ампутацией с потерей значительной волярной мускулатуры

В данном случае необходимое повреждение целостности покрова человека обусловлено облегчением нагрузки на остаточную часть конечности, упрощение в эксплуатации, значительно большим количеством степеней свободы. В данном случае классический метод управления, основанный на полученных ЭМГ использовать неэффективно, так как из-за высокой плотности их сложно дифференцировать, еще одним минусом является долгая реабилитация, способная достигать полугода [2, 3].

Интуитивные методы управления, пожалуй, имеют наибольшее количество плюсов, относительно всего вышесказанного. Оператору не нужно долго приспосабливаться к бионическому протезу, так как интеллектуальная система направлена на обучение, отсутствуют датчики, которые нужно прикреплять к руке и переживать об их смещение, погрешности, создаваемой усталостью мышц, потом и т.д. Но существует и ряд минусов, делающих ношение данного вида протеза не всегда однозначным. Во-первых, это наличие нейроинтерфейса и снятие показаний как с помощью ЭЭГ, так и через электроокулографию (ЭОГ), во-вторых постоянный контроль за активностью руки, так как импульсы, исходящие от головного мозга, не всегда мы можем воспринимать осознано, в-третьих инвазивность датчиков. К сожалению, люди с пораженными верхними конечностями более 10 лет уже не могут принять участие в апробации данного метода, так как TMR-технология на рисунке 12 (метод, при котором нервные волокна ранее иннервировавшей мышцы отдаются уцелевшим волокнам), уже не представляется возможной.



Рис. 2 – Демонстрация TMR-технологии на манекене

Перечисленные методы являются не единственными решениями реализации управления верхними частями тела. Существует множество иных способов реализации, некоторые из которых вызывают неподдельное восхищение самой идеей. Например, метод управления с графическим интерфейсом, приведенным на рисунке 13. В статье [4] протестирована пятипалая протезная рука, интегрирующая интуитивное миоэлектрическое управление и графический интерфейс UPI, при разных уровнях трансрадиальной ампутации. В техническом решении уже заложена библиотека основных жестов, существует возможность выбора пользователем нужного движения.

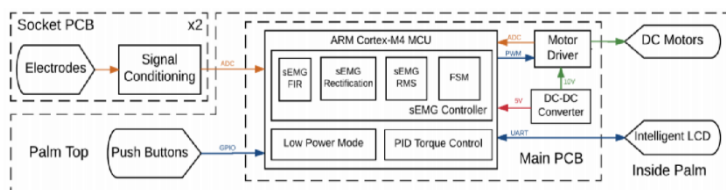


Рис. 3 – Блок-схема системы, показывающая оригинальный миоэлектрический контроллер с удобным для пользователя интерфейсом UPI

Библиографический список

1. Jennifer E. Cheesborough, Lauren H. Smith, Todd A. Kuiken, and Gregory A. Dumanian Targeted Muscle Reinnervation and Advanced Prosthetic Arms // Semin Plast Surg. 2015 Feb. №29(1): 62–72. doi: 10.1055/s-0035-1544166.
2. Горохова Н.М., Головин М.А., Чежин М.С. Методы управления протезами верхних конечностей // Научно-технический вестник информационных

технологий, механики и оптики. 2019. Т. 19. № 2. С. 314–325. 10.17586/2226-14942019-19-2-314-325 18.

3. Fajardo J. et al. An Affordable open-source multifunctional upper-limb prosthesis with intrinsic actuation // IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts. Austin, USA, 2017. doi: 10.1109/ARSO.2017.8025206

4. TMR-реабилитация [Электронный ресурс] - время обращения: 7.11.20 <http://www.tmr-rehabilitation.com/de/about-tmr/what-is-tmr/>.

УДК 616.77

МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Ю. О. Уразбахтина, К. Р. Камалова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

Потеря конечностей – серьезное происшествие в жизни человека, которое влечет за собой изменение уклада жизни, в том числе и невозможность заниматься прежней работой. Утрата руки является поводом ограничений различных занятий, связанных с работой мелкой моторики, например – уменьшение производительности в работе за компьютером; потеря прежнего уровня активности и многое другое.

Ключевые слова: методы управления протезом руки, система управления, протез руки.

UPPER LIMB PROSTHESIS MANAGEMENT METHODS

Yu. O. Urazbakhtina, K. R. Kamalova

FSBEI HE "Ufa State Aviation Technical University", Ufa

Loss of limbs is a serious incident in a person's life, which entails a change in the way of life, including the inability to do the same job. The loss of an arm is the reason for the limitations of various activities related to the work of fine motor skills, for example, a decrease in productivity while working at a computer; loss of the previous level of activity and much more

Key words: hand prosthesis control methods, control system, hand prosthesis.

Для того, чтобы спроектировать систему управления протезом, необходимо определить какой метод управления будет применяться в конкретном случае. Выбор метода управления протезом зависит от множества различных факторов. В данной работе рассмотрены существующие методы управления протезом верхней конечности. Перейдя к разновидностям протезов, следует отметить, что описанный вариант в [1] является одним из возможных реализаций механических протезов с использованием следящего сервопривода. Ссылаясь на уже указанный

источник, отметим, что на данный момент управление протезами происходит поочередно. В теории систем автоматического управления существует 3 общих вида систем, позволяющих описать происходящие процессы, а именно разомкнутые, замкнутые, комбинированные системы управления [2]. Число входных сигналом не одинаково, при описании повреждений. Так можно выделить зависимость между количеством входных сигналов и остаточной целостностью поврежденной конечности. Чем меньше сохранившейся конечности мы имеем, тем меньше сигналов от оператора возможно подать на техническое устройство. Компенсаторные движения, то есть движения, направленные на сохранения положения в пространстве за определенный промежуток времени, тоже имеют зависимость от степени повреждения верхней конечности. Совершенно очевидно, что в данном случае зависимость будет обратной. Высокий процент сохранения конечности позволит пользователю совершать меньшее число движений для достижения нужного положения руки [3]. Приведем пример возможных способов управления в зависимости от степени поражения конечности в таблице 1.

Таблица 1 – Возможные способы управления [4]

Уровень поражения верхней конечности	Предназначение протеза	Возможный вариант метода управления
Кисти и пальцы	Захват и удержание объектов с определенной силой	Системы с обратной связью и адаптивное регулирование
Предплечье	Перемещение объектов в разные места с возможностью коррекции действий	Алгоритмы самообучения, нейронные сети, интеграция с нейроинтерфейсом
Плечо	Различные манипуляции	Инвазивные и интуитивные методы управления

Рассмотрим подробнее некоторые из представленных видов управления. Использование обратной связи (пример с замкнутой системой) подразумевает анализ входных параметров, которые претерпели изменения после прохождения сигнала через систему управления. Анализ может производиться как самим оператором, так и техническим средством. В простейшем случае это может быть зрительный отчет, то есть реакция оператора на действие протеза происходит так: пациент видит произошедшее действие, сигнал от зрительного анализатора подается в головной мозг. Где принимается дальнейшее решение. На данный момент существуют различные технические реализации обратной связи, например, Extended

physiological proprioception (EPP) - идея взаимодействия человека и окружающего мира через протез с использованием фантомной боли, появляющейся при утрате конечности, о которой говорил Д. Симпсоном в 1972 году (расширенная физиологическая проприорецепция) [5]. Неадаптивное регулирование, рассмотренное в [6] использует тактильное зондирование и ультразвуковую визуализацию, которые были протестированы на нескольких добровольцах, ощутивших разницу в производительности и точности захвата. Данный метод управления имеет недостаток в отсутствие возможности коррекции силы схвата и предугадывание параметров раскрытия кисти под конкретный объект. Обычные механические протезы или протезы с использованием обратной связи далеко не всегда могут подстроиться под неровности поверхности предмета и изменить силу схвата на конкретном месте объекта. В разработках [7] реализуется интуитивное управление следующими параметрами: передача ощущения силы на активный электрод, прикрепленный к здоровой части тела, гибкая адаптация к форме объекта, что служит примером адаптивности системы управления. В адаптивных методах также присутствуют недостатки, основным является сложность проводимых расчетов, которая нелинейно увеличивается с увеличением числа параметров управления, чего нет в неадаптивных регулирований. На данный момент управление протезом чаще всего реализуется с помощью миоэлектрического контроля с внешним питанием ввиду простоты реализации и неинвазивности [8]. Возможной реализацией нейронной сети или интеграции протеза с нейроинтерфейсом является анализ остаточных движений конечности и управление системой по уже заложенным функциям верхних конечностей (при заложении в программу 9 возможных движений, включая подъем лопатки, хотя необходимы всего 3). Другой вариант – скоординированное совместное действие, в котором процесс происходит интуитивно, а внимание пользователя направлено на действие руки [9].

Перечисленные методы являются не единственными решениями реализации управления верхними частями тела. На данный момент нами ведутся активные исследования в данном направлении.

Библиографический список

1. Буров Г.Н., Большаков В.А. Определение требований к источникам управляющих сигналов системы управления протезом предплечья // Вестник всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. 2017. № 2 (64). с. 36–40. 15.
2. Ефанов В. Н., Жернаков С. В. Е90 Управление в биотехнических системах: учебное пособие / Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. - Уфа : РИК УГАТУ, 2019. - 442 с. ISBN 978-5-4221-1241-8 16.
3. Буров Г.Н., Большаков В.А. Исследование компенсаторных движений с использованием гониометрического комплекса после ампутаций предплечья

- // Вестник всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. 2014. № 2 (56). С. 15–19. 17.
4. Горохова Н.М., Головин М.А., Чежин М.С. Методы управления протезами верхних конечностей // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2019. Т. 19. № 2. С. 314–325. 10.17586/2226-14942019-19-2-314-325 18.
5. Википедия [Электронный ресурс] - время обращения: 7.11.20 https://en.wikipedia.org/wiki/Extended_physiological_proprioception
6. Ortenzi V. et al. Ultrasound imaging for hand prosthesis control: a comparative study of features and classification methods // Proc. 2015 IEEE Int. Conf. on Rehabilitation
7. Fukushima S., Nozaki T., Ohnishi K. Development of haptic prosthetic hand for realization of intuitive operation // Proc. 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. 2016. P. 6403–6408. doi: 10.1109/IECON.2016.7793456
8. C. Castellini, P. Artemiadis, M. Wininger, A. Ajoudani, M. Alimusaj, A. Bicchi, B. Caputo, W. Craelius, S. Dosen, K. Englehart, et al., “Proceedings of the first workshop on peripheral machine interfaces: going beyond traditional surface electromyography,” Front. Neurorobot., vol. 8, 2014.
9. Merad M. et al. Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based shoulder angles measurement: a pilot study // IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems. 2016. P. 5677–5682. doi: 10.1109/IROS.2016.7759835

УДК 616.831–07:572

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО ПРОГРАММНОГО
ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ,
ПОЛУЧЕННЫХ В РЕЗУЛЬТАТЕ ВОКСЕЛЬНОЙ МОРФОМЕТРИИ
СТРУКТУР ГОЛОВНОГО МОЗГ**

А.Е. Бостриков, Н.С. Бредихина

Научный руководитель – канд. техн. наук, доц. Ю.О. Уразбахтина
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

В последние годы с помощью магнитной резонансной морфометрии получены новые данные в нейроанатомии у пациентов с различными нейродегенеративными заболеваниями. Морфометрия структур головного мозга с использованием МРТ получила широкое распространение в связи с внедрением в клиническую практику режимов высокого разрешения и появлением метода воксельных преобразований трехмерных данных. С помощью программ обработки данных полученных в результате воксельной морфометрии производится более точный анализ структур головного мозга,

чтобы избежать «субъективизма» оператора при так называемом «ручном» способе разделения структур головного мозга.

Ключевые слова: воксельная морфометрия, структур головного мозга, программное обеспечение, автоматизация.

USE OF SPECIALIZED SOFTWARE FOR AUTOMATIC PROCESSING OF DATA OBTAINED AS A RESULT OF VOXEL MORPHOMETRY OF BRAIN STRUCTURES

A.E. Bostrikov , N.S. Bredikhina

Scientific adviser – Candidate of engineering sciences, associate professor Y.O. Urazbakhtina

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In recent years, using magnetic resonance morphometry, new data have been obtained in neuroanatomy in patients with various neurodegenerative diseases. Morphometry of brain structures using MRI has become widespread due to the introduction of high-resolution modes into clinical practice and the advent of the method of voxel transformations of three-dimensional data. With the help of programs for processing the data obtained as a result of voxel morphometry, a more accurate analysis of the brain structures is carried out in order to avoid the operator's "subjectivity" in the so-called "manual" method of separating the brain structures.

Key words: voxel morphometry, brain structures, software, automation.

В работе при помощи метода воксель-базированной морфометрии был выявлен ряд морфологических особенностей, характерных для группы пациентов с деменцией альцгеймеровского типа. А именно: снижение объемов структур серого вещества коры больших полушарий головного мозга, подкорковых структур серого вещества головного мозга, структур белого вещества головного мозга, а также увеличение объема желудочковой системы головного мозга. Данный результат сопоставим с морфофункциональными особенностями при данном заболевании.

Интенсивное внедрение в последнее время новейших методов диагностики привело к расширению наших представлений о структуре и функции головного мозга в различные возрастные периоды в нормальном возрастном аспекте и при различных патологических состояниях [1]. Особое место среди этих методов занимают методы нейровизуализации. Эти методы позволяют не только выявить, но и качественно оценить целый ряд параметров, в том числе, объективизировать изменения структур головного мозга в динамике [2].

В качестве объекта исследования особый интерес представляет изучение данных изменений при нормальном возрастном старении и деменции альцгеймеровского типа, являющейся самой частой причиной деменции в позднем возрасте. Функциональные и структурные изменения в головном мозге происходят задолго до очевидных клинических проявлений когнитивных нарушений. К структурным биомаркерам нейровизуализации, отражающим степень нейронального повреждения и соответственно атрофического процесса относят визуальную шкальную оценку степени атрофии [3] при магнитно-резонансной томографии (МРТ), а также воксельную (или воксельбазированную) морфометрию.

Не менее важным является уточнение характерной для каждого из заболеваний, сопровождающихся атрофическим процессом, специфической локализации атрофии.

В связи с этим целью исследования явилось: выяснить возможности специализированной структурной МРТ головного мозга с использованием воксельной морфометрии.

Для тестирования и отладки способа автоматизированного обработки рассматривалось программное обеспечение FreeSurfer.

FreeSurfer –это пакет программного обеспечения для визуализации мозга , содержащий набор программ с общей направленностью на анализ изображений магнитно-резонансной томографии (МРТ) ткани головного мозга. Это важный инструмент в функциональном картировании мозга и содержит инструменты для проведения как объемного, так и поверхностного анализа. FreeSurfer включает инструменты для реконструкции топологически правильных и геометрически точных моделей серо-белой и пинальной поверхностей, для измерения толщины кортикального слоя, площади поверхности и складки, а также для вычисления межсубъектной регистрации на основе рисунка кортикальных складок. В связке с FreeSurfer предполагается использовать программу-надстройку для автоматизации процесса выявления областей серого и белого вещества на снимках, а так вычисления их геометрических размеров. Разработка данной надстройки проводится с применением языка программирования Python и библиотекой Mahoats, которая содержит в себе стандартные функции по обработке изображений (фильтры и морфологические операции), а также современные возможности компьютерного зрения для вычисления признаков (обнаружение особых точек и локальные дескрипторы).

Библиографический список

1. Ананьева Н.И., Залуцкая Н.М., Круглов Л.С., Семенова Н.В., Дроздова М.А. Комплексная диагностика сосудистых деменций. Пособие для врачей / М-во здравоохранения и социального развития Российской Федерации.— Санкт-Петербургский научно-исследовательский психоневрологический институт им. В. М. Бехтерева.— Санкт-Петербург.—2007.

2. Л.В. Воронков, А.Г. Труфанов, В.А. Фокин, И.В. Литвиненко, М.М. Одинак, А.Ю. Ефимцев, Д.А. Хаимов, Г.Н. Бисага, Возможности воксель-базированной морфометрии в диагностике неопухолевых заболеваний головного мозга.— Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова.—Санкт-Петербург.

3. Лучевая диагностика и терапия заболевания головы и шеи. Национальное руководство/ гл. ред. тома Т. Н. Трофимова. Сер. Национальные руководства по лучевой диагностике и терапии. Том Лучевая диагностика и терапия заболеваний головы и шеи: национальное руководство.—Москва.—2013.

УДК 001.891.572

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭПИДЕМИЙ С ЦЕЛЬЮ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ COVID – 19 НА ПРИМЕРЕ SEIRD-МОДЕЛИ

Л.А. Бочкарёва

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

Рассмотрены особенности существующих методов и подходов к моделированию течения заболеваний. Изучены принципы математического моделирования с использованием биомедицинской информации.

Ключевые слова: модель, математическое моделирование, математическая модель, распространение эпидемии, COVID-19, динамическая система с последствием, эффект запаздывания, прогнозирование.

MATHEMATICAL MODELING OF EPIDEMICS TO PREDICT COVID-19 PREVALENCE ON THE EXAMPLE OF THE SEIRD-MODEL

L. A. Bochkareva

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The article discusses methods of using and approaches to modeling the course of diseases are considered. The principles of mathematical modeling using biomedical information, as well as software modeling are studied.

Key words: model, mathematical modeling, mathematical model, epidemic spread, COVID-19, dynamic system with aftereffect, delay effect, forecasting.

Математические модели распространения и контроля инфекционных заболеваний широко применяются для обработки эпидемиологических данных, прогнозирования развития эпидемической ситуации и оптимизации противоэпидемических мероприятий [1].

Математическое моделирование распространения заболеваний берёт в начале XX века. Так, уже в 1906 году Уильям Хамер в своем цикле лекций

для Лондонского Королевского колледжа врачей затронул тему эпидемиологических заболеваний в Англии, в частности Хаммер построил дискретную временную модель рецидива эпидемии кори [2].

Знаменательным этапом в моделировании заболеваний была публикация работы Андерсона Маккендрика и Уильяма Кермака в 1927 году [3]. Они создали базовую математическую модель, на основе которой была построена целая иерархия моделей.

Базовая модель Андерсона Маккендрика и Уильяма Кермака получила название SIR – модель. В концепции этой модели популяция делится на 3 группы:

- восприимчивые (Susceptible),
- инфицированные (Infected),
- выздоровевшие (Recovered).

SIR – модель описывает элементарные взаимодействия групп: восприимчивые входят в контакт с инфицированными, тем самым болезнь распространяется, а выздоровевшие перестают распространять болезнь. Как видно, данная модель не учитывает множество факторов: вероятность заражения при контакте, смертность, скорость восстановления и др.

SEIRD-модель является более подробной SIR – моделью. Для построения SEIRD-модели популяцию делят на 5 групп:

- восприимчивые ($S(t)$),
- латентные ($E(t)$),
- инфицированные ($I(t)$),
- невосприимчивые ($R(t)$),
- умершие ($D(t)$).

Как видно, данная модель учитывает смертность, восприимчивость к заболеванию, а также латентный период (период инкубации) заболевания. Что наиболее полно отражает течение COVID – 19. Иллюстрация возможных переходов между группами представлена на рисунке 1.

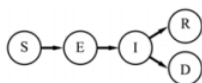


Рисунок 1 – Схема возможных переходов между группами в SEIRD-модели

Для построения модели необходимо учесть несколько условий:

- 1) Заражение и переход в латентную фазу происходит в результате контакта восприимчивых и инфицированных людей. Примем частоту контактов за $\frac{S(t)}{N}$, $\frac{I(t)}{N}$.
- 2) При повторном контакте с зараженным нельзя стать латентным повторно.

Получим дифференциальное уравнения для описания динамики изменения числа латентных заболевших: $\frac{d}{dt} \left(\frac{E(t)}{N} \right) = \beta \frac{S(t)I(t)}{N^2} - \delta \frac{E(t)}{N}$.

Для описания эпидемии в целом составим систему дифференциальных уравнений:

$$\begin{cases} \frac{dS(t)}{dt} = -\beta \frac{S(t)I(t)}{N}, \\ \frac{dE(t)}{dt} = \beta \frac{S(t)I(t)}{N^2} - \delta \frac{E(t)}{N}, \\ \frac{dI(t)}{dt} = \delta E(t) - (\gamma + \mu)I(t), \\ \frac{dR(t)}{dt} = \gamma I(t), \\ \frac{dD(t)}{dt} = \mu I(t). \end{cases}$$

где β – коэффициент, который можно интерпретировать как вероятность получения болезни в случае контакта восприимчивого индивидуума с инфицированным,

μ – коэффициент смертности,

γ – коэффициент, который можно интерпретировать как скорость выздоровления, то есть $\gamma = 1/T_1$, где T_1 – среднее время болезни,

δ – коэффициент, который можно интерпретировать как скорость перехода из латентной фазы в фазу инфицирования, то есть $\delta = 1/T_2$, где T_2 – среднее время инкубационного периода.

Благодаря автоматизации решения полученной системы дифференциальных уравнений, можно получить инструмент для краткосрочного моделирования течения заболевания.

Классические модели перехода состояний использовались для краткосрочного моделирования развития эпидемии в Китае [4],[5], а также в Мексике [6] и многих других странах. В Китае удалось добиться точности модели до 99,9% благодаря более развернутой SEIR-модели.

Главное преимущество подобных моделей: простота построения и точность для краткосрочного прогнозирования. Недостаток же состоит в том, что модели перехода состояний не учитывают неоднородность популяции, разные пути передачи инфекции и случайные факторы, которые значимы на начальном этапе распространения заболеваний, что приводит к невысокой точности модели для долгосрочного прогнозирования течения COVID-19.

Библиографический список

1. Андерсон Р.М, Мэй Р.М Инфекционные болезни человека. Динамика и контроль. М.: Научный мир, 2004. 784 с.
2. Hammer W.H. Epidemic disease in England - the evidence of variability and of persistence of type // The Lancet. 1906. Vol. 1. Pp. 733–739.

3. Kermack W.O., McKendrick A.G. A Contribution to the Mathematical Theory of Epidemics // Proceedings of the Royal Society. 1927. Vol. 115, № 772. Pp. 700–721.
4. Sun D, Duan L, Xiong J, Wang D Modelling and forecasting the spread tendency of the COVID-19 in China. BMC Infectious Diseases. [Published online 8 May 2020].
5. Huang Y, Yang L, Dai H, Tian F, Chen K. Epidemic situation and forecasting of COVID-19 in and outside China. Bulletin of the World Health Organization. [Published online 16 March 2020].
6. Avila E, Canto FJA Fitting parameters of SEIR and SIRD models of COVID-19 pandemic in Mexico. [Published online 15 April 2020].

УДК 616-71

БЕСКОНТАКТНЫЙ МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА И ОЦЕНКИ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ

С.Г. Гуржин, В.Л. Нгуен

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены вопросы бесконтактного метода регистрации процесса дыхания пациента и оценки диагностических показателей в магнитотерапии. Предложена система и виртуальные средства для его реализации в среде графического программирования LabVIEW и приложении Vison Development.

Ключевые слова: бесконтактная регистрация, процесс дыхания, диагностические показатели, магнитотерапия, виртуальный прибор, неравномерность ритма дыхания, частота дыхания.

A NON-CONTACT METHOD FOR REGISTRATION OF THE PATIENT'S RESPIRATION AND ASSESSMENT OF DIAGNOSTIC INDICATORS IN MAGNETOTHERAPY

S.G. Gurzhin, V.L. Nguyen

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The issues of the non-contact method of registration of the patient's breathing process and the assessment of diagnostic indicators in magnetotherapy are considered. A system and virtual tools are proposed for its implementation in the LabVIEW graphical programming environment and the Vison Development application.

Key words: contactless registration, breathing process, diagnostic indicators, magnetotherapy, virtual device, uneven breathing rhythm, breathing frequency.

Метод относится к области медицинской техники и может быть эффективно использован для бесконтактной регистрации процесса дыхания пациента во время сеанса магнитотерапии.

Предлагается система [1] непрерывной регистрации процесса дыхания пациента (рис. 1), реализующая метод, которая аппаратно состоит из стандартных, общедоступных и сертифицированных структурных элементов: персонального компьютера (ПК), монитора ПК, мыши ПК, веб-камеры и метки в виде самоклеящейся бумажной этикетки (стикера).

Оригинальной частью системы являются программные средства в виде виртуальных приборов (ВП), созданных в среде графического программирования LabVIEW и приложении Vison Development, среди которых следует выделить ВП формирования сигнала дыхания [2] и ВП оценки диагностических показателей.

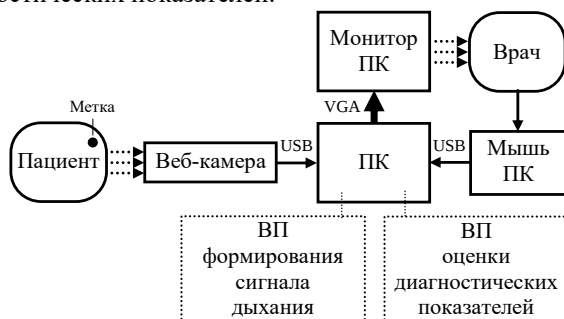


Рис. 1. – Система регистрации процесса дыхания пациента и оценки диагностических показателей в магнитотерапии

Сигнал дыхания является основным **интегральным диагностическим показателем**, свидетельствующим о реакции организма на заданные биотропные параметры магнитотерапевтического воздействия, а также источником для измерения и вычисления ряда других диагностических показателей. Особенность регистрации процесса дыхания пациента во время сеанса магнитотерапии заключается в том, что сеанс длится в среднем 20 минут, при этом врач должен постоянно отслеживать показания дыхания пациента, которые ему предоставляют для обзора на мониторе ЭВМ виртуальные приборы устройства и вовремя принять решение продолжении лечения, либо о коррективке биотропных параметров воздействия, либо о приостановке лечение.

Сигнал дыхания, в общем случае, представляет собой непрерывный процесс (временную функцию) перемещений грудной клетки пациента или чередующихся фаз вдоха и выдоха. Этот процесс по характеру проявления его во времени является, строго говоря, квазипериодическим, т.е. с изменяющимися в определенных пределах информационными параметрами.

Среди них можно выделить параметры, которые подлежат измерению: форма сигнала дыхания в каждом цикле, длительность каждого отдельного цикла, длительность вдоха и выдоха в каждом цикле, задержка вдоха и выдоха в каждом цикле, максимальная амплитуда вдоха и выдоха в каждом цикле и т.д.

Поскольку измеряемые параметры во времени изменчивы, то их рассматривают как случайные процессы, характеризуемые рядом числовых вероятностных моментов (математическое ожидание, дисперсия, среднеквадратическое отклонение и др.), последние из которых используются в системе в качестве вычисляемых диагностических показателей.

Однако, справедлив и другой подход, что «длительность каждого дыхательного цикла не является случайным процессом, как и многие другие функции организма» [3].

Помимо классических статистических показателей вариабельности параметров дыхания «Одним из важнейших параметров дыхательного цикла является его длительность» [4].

Основываясь на позициях и экспериментальных исследованиях Вагина Ю.Е. [4], в системе реализованы вычисления показателя **нравномерности ритма дыхания** (НД), который определяется по формуле:

$$НД = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} \frac{|T_i - T_{i+1}|}{T_i + T_{i+1}} \cdot 100\%,$$

где T_i – длительность i -го дыхательного цикла, i – порядковый номер цикла, n – число исследуемых циклов (выборка).

В математическом смысле величина НД показывает среднюю относительную разницу между длительностями соседних дыхательных циклов, а в физиологическом смысле величина НД показывает «напряженность» работы дыхательного центра по изменению длительностей дыхательных циклов на заданном интервале времени.

В связи с тем, что изменение длительности дыхательного цикла определяется внешними причинами по отношению к автоматизму дыхательного центра, то величина НД характеризует величину этих внешних воздействий на дыхательный центр [4].

В рассматриваемой системе в качестве внешнего воздействия на пациента используется магнитотерапевтическое воздействие, а поэтому показатель НД непосредственно служит чувствительным индикатором степени влияния биотропных параметров магнитного поля на организм пациента.

С учетом концепции Вагина Ю.Е. о нестабильности длительности дыхательных циклов пациента, возникла необходимость в пересмотре уже сложившегося показателя **частоты дыхания** (ЧД), который основывался на постоянстве периода T дыхательной волны, на протяжении всего времени наблюдения и определялся из выражения:

$$f = \frac{1}{T}.$$

Следуя подходу о изменчивости длительности дыхательных циклов понятие ЧД приобретает новый смысл и выражение

$$\bar{f}_n = \frac{1}{\bar{T}_n} = \frac{n-1}{\sum_{i=1}^{n-1} T_i},$$

где $\bar{f}_n$ – среднее значение ЧД на заданном интервале наблюдения, T_i – длительность i -го дыхательного цикла, i – порядковый номер цикла, n – число исследуемых циклов (выборка) и $\bar{T}_n = \sum_{i=1}^{n-1} T_i / n-1$ – среднее значение длительности дыхательных циклов (ДД).

Таким образом, вычисляемые диагностические показатели дополняются величинами НД, $\bar{T}_n$ и $\bar{f}_n$.

ВП оценки диагностических показателей непрерывно производит измерения длительности дыхательных циклов T_i и только лишь по истечению заданного интервала наблюдения или достижению заданной выборки n вычисляет среднее значение ДД $\bar{T}_n$ и среднее значение ЧД $\bar{f}_n$.

Точность вычисления НД зависит от точности измерения T_i , вычисления $\bar{T}_n$, от числа исследуемых дыхательных циклов n и может быть оценена погрешностью

$$h = \frac{1}{2\bar{T}_n \sqrt{n-1}} \cdot 100\%.$$

Погрешность НД h имеет обратную зависимость от удвоенной средней длительности дыхательных циклов $\bar{T}_n$, поскольку вычисление НД ведется по длительности двух смежных дыхательных циклов. Погрешность НД h , как и любая другая погрешность среднего значения, обратно пропорциональна квадратному корню из числа исследуемых измерений. В данном случае она обратно пропорциональна квадратному корню из количества разностей между длительностями смежных дыхательных циклов, по которым вычисляются величину НД.

Погрешность НД h тем меньше, чем больше средняя длительность дыхательных циклов $\bar{T}_n$ и число исследуемых дыхательных циклов n .

Высокая точность вычисления НД дает возможность оценить величину неритмичности дыхания за короткие промежутки времени, что очень актуально и эффективно для контроля функционального состояния пациента по его показателям дыхания во время сеанса магнитотерапии.

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Нгуен В.Л. Реализация бесконтактного метода мониторинга процесса дыхания и сердцебиения пациента во время сеанса магнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2021. Т. 24. № 4. С. 22-31.
2. Гуржин С.Г., Нгуен В.Л. Программа регистрации процесса дыхания пациента с использованием веб-камеры и формирования диагностического сигнала виртуальным прибором в среде LabVIEW. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ №2019617928 от 25.06.2019.
3. Чернышев М.К. Резонансно-поисковые вычислительные методы анализа скрытых колебательных процессов в живых системах // Теоретические и прикладные аспекты анализа временной организации биосистем. М. «Наука». 1976. С. 11-34.
4. Вагин Ю.Е. Неравномерность ритма дыхания как показатель эмоционального напряжения // Сеченовский вестник. 2015. № 2(20). С. 13-23.

УДК 658.562.3

КОНТРОЛЬ СОБЛЮДЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ ДИСЦИПЛИНЫ В ОРГАНИЗАЦИИ

Г.А. Лупин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен метод контроля качества на основе соблюдения технологической дисциплины в организации

Ключевые слова: контроль и повышение качества, система менеджмента качества (СМК).

CONTROL OF COMPLIANCE WITH TECHNOLOGICAL DISCIPLINE IN THE ORGANIZATION

G.A. Lupin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The method of quality control based on the observance of technological discipline in the organization is considered

Key words: quality control and improvement, quality management system (QMS).

Технологическая дисциплина (ТД) является необходимым условием и основой изготовления продукции в соответствии с требованиями конструкторской, технологической и нормативно-технической документации, действующей в организации.

Целью контроля соблюдения технологической дисциплины (КСТД) является предупреждение возможных нарушений технологического процесса

(ТП), исключение производственного брака, повышение стабильности качества выпускаемой продукции, предотвращение преждевременного выхода из строя оборудования и технологической оснастки, предупреждение производственного травматизма, уменьшение издержек производства и повышение культуры производства и охраны окружающей среды.

При КСТД должны решаться следующие задачи:

1) Определение соответствия технологического процесса изготовления изделия требованиям конструкторской документации (КД) и технологической документации.

2) Установление характера, вида и причин нарушений (при их наличии).

3) Разработка мероприятий по предотвращению нарушений и совершенствованию технологического процесса.

При КСТД проверяют:

1) Конструкторскую документацию.

2) Технологическую документацию.

3) ТП или операцию, изделия или их составные части.

4) Средства технологического оснащения.

5) Рабочее место или участок.

КД и ТД проверяют на:

1) Наличие на рабочем месте.

2) Степень изношенности.

3) Комплектность, оформление, своевременность и правильность внесения изменений.

ТП проверяют на:

1) Точность, последовательность выполнения операций.

2) Соответствие применяемых средств технологического оснащения.

3) Режимы обработки.

4) Межоперационных припусков.

5) Соответствие основных и вспомогательных материалов, полуфабрикатов, заготовок.

6) Содержание и методы входного операционного и приемочного контроля.

7) Правильность транспортировки заготовок и деталей.

8) Условия хранения изделия.

9) Безопасность труда

10) Соблюдение производственной гигиены и другие требования ТД и нормативной документации (НД) по организации производства.

Изделия или их составные части проверяют на:

1) Геометрические параметры.

2) Внешние и внутренние дефекты.

3) Клейма, маркировку, сопроводительные документы – их наличие и правильность заполнения.

- 4) Полноту проведения испытаний.
- 5) Правильность установки изделий.
- 6) Маркировку, упаковку и комплектность поставки изделий заказчику.

Средства технологического оснащения проверяют на :

- 1) Условия хранения, эксплуатации.
- 2) Наличие и выполнение графиков периодических проверок.
- 3) Наличие паспортов и бирок, удостоверяющих годность оснастки.
- 4) Состояние средств контроля, измерений и испытаний и соответствие порядка их эксплуатации , ремонта и обслуживания установленным требованиям.

Рабочее место проверяют на:

- 1) Выполнение требований по межоперационному хранению материалов, заготовок, полуфабрикатов, готовых изделий и средств технологического оснащения.
- 2) Санитарное состояние и культуру рабочего места, в том числе: порядок, чистоту, отсутствие на рабочих местах посторонних предметов.
- 3) Безопасность труда.

Для определения состояния ТД в организации проводится повседневный, периодический, летучий и специальные виды контроля, контроль представителем ВП МО РФ.

Повседневный контроль ТД проводится в целях регулярного контроля за соблюдением ТД всего производства. Повседневный контроль осуществляют производственные мастера, технологи цеха, контролеры в порядке исполнения служебных обязанностей:

- 1) Мастера и контролеры при приемке первой изготовленной детали, сборочной единицы, с отметкой в маршрутной карте или технологическом паспорте.

- 2) Технологи цеха по закрепленным за ними деталям, сборкам и т.п. (не менее одной операции в день) по цеховому графику.

График составляется ежегодно начальником техбюро и утверждается начальником цеха.

Контролеры бюро технологического контроля (БТК) – по графику, составленному начальником БТК (на каждого контролера), не менее одной технологической операции в смену.

Результаты повседневного контроля заносятся в цеховой журнал регистрации проверок ТД.

Периодический контроль ТД проводится на изделиях в целях:

- 1) Определения состояния ТД при изготовлении деталей и сборочных единиц.
- 2) Выявление нарушений ТД при изготовлении и контроле деталей и сборочных единиц в процессе производства, испытания и эксплуатации в которых были выявлены отказы и дефекты.

Периодический контроль проводится в сроки, установленные графиком КСТД – не менее одной проверки в месяц и не менее трех операций. Периодический контроль ТД осуществляет комиссия, в составе представителей отдела главного технолога (ОГТ), БТК и технологов цеха, в котором проводится проверка, представителя заказчика. Контроль соблюдения ТД при необходимости, возможно, проводить также с привлечением представителя БТК другого цеха по направлению. Периодичность проверок не менее одного раза в месяц. Председателем комиссии назначается инженер-технолог – представитель ОГТ. В случае отсутствия председателя комиссии (отпуск, болезнь и т.п.) обязанности председателя комиссии исполняет начальник бюро ОГТ или другое лицо. При необходимости председатель комиссии может привлекать в состав комиссии представителя заказчика и служб:

- 1) Главного конструктора.
- 2) Главного механика.
- 3) Главного метролога.

Специальный контроль проводится по особому указанию руководства организации или по предложению представителя заказчика, а также при изменении ТП и после выполнения любого вида плановых КСТД, как правило, после выполнения ранее разработанных мероприятий по результатам КСТД, при выявлении значительного брака или получении рекламаций от потребителя продукции.

Летучий контроль ТД проводят работники отдела контроля качества (ОКК), инженеры-технологи ОГТ, конструктора (по изделию), представителя службы качества. Летучий контроль проводится представителем ВП МО РФ. При необходимости в проведении летучего контроля принимают участие: представитель подразделения, БТК и необходимых служб предприятия по требованию представителя ВП МО РФ.

Целенаправленный контроль деталей, сдерживающих производство по техническим причинам и имеющих технологический отход, осуществляет комиссия, указанная в графике, в составе: представителей ОГТ, БТК и технолога цеха, в котором производилась проверка, представителя конструкторского отдела по согласованию. По результатам контроля составляется протокол с предложениями по устранению замечаний.

При выполнении всех видов контроля проверке подлежат:

- 1) Обеспеченность рабочих мест технической документацией и ее состояние.
- 2) Качество технологической документаций.
- 3) Соответствие проверяемого изделия чертежу, техническим условиям, требованиям стандартов и нормалей.
- 4) Соответствие фактической последовательности выполнения операций и переходов, установленным технологической документацией.

5) Соответствие применяемого оборудования, технологической оснастки, инструмента, средств и методов измерения требованиям технологического процесса изготовления и контроля изделия.

6) Соблюдение сроков проверки технологической оснастки и инструмента.

7) Соблюдение сроков проверки на точность измерения и наличие паспортов проверки применяемых средств измерения.

8) Соблюдение требований безопасности при работе, предусмотренной технологическим процессом..

Оценка уровня состояния технологической дисциплины осуществляется на основании результатов проверки соблюдения действующих на данном предприятии технологических процессов. Уровень состояния технологической дисциплины определяется за месяц, квартал, полугодие, год путем сравнения фактического значения показателя соответствия ТД, полученного по результатам КСТД в текущем году со значением показателя предыдущего года за этот же период.

При управлении технологическими процессами учитывают, в том числе, следующие показатели качества изготовления:

1) Процент сдачи военной продукции с первого предъявления отделу технического контроля и ВП МО РФ.

2) Процент возвратов.

3) Процент брака (военной продукции, имеющей неустранимые дефекты).

4) Процент выхода годных образцов продукции (из числа запущенных в производство).

5) Коэффициент ритмичности производства (определяемый, при необходимости, методами, установленными стандартами в организации).

6) Процент принятых рекламаций за отчетный период.

Таким образом, соблюдение ТД позволяет повышать качество изготавливаемой продукции, за счет соблюдения последовательностей технологических операций, переходов, выбора средств контроля, металлорежущего оборудования, инструмента и технологической оснастки.

Библиографический список

1. Управление качеством. / Под ред. С.Д. Ильенковой. - М.: Юнити, 2016. - 287 с.
2. Антонова, И.И. Всеобщее управление качеством. Основоположники всеобщего менеджмента качества / И.И. Антонова, В.А. Смирнов, С.А. Антонов. - М.: Русайнс, 2016. - 16 с.

ИМИТАТОР ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Ю.А. Булгаков, М.С. Мартанов, А.А. Михеев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены вопросы формирования последовательности импульсов с изменяющимся периодом повторения, имитирующей вариабельность сердечного ритма на основе представления ее сигналом с частотно-импульсной модуляцией. Показана возможность изменения степени влияния низкочастотных процессов на изменение периода повторения импульсов за счет изменения индекса частотной модуляции.

Ключевые слова: *вариабельность сердечного ритма, частотно-импульсная модуляция, индекс частотной модуляции.*

SIMULATOR OF HEART RATE VARIABILITY

Yu.A. Bulgakov, M.S. Martanov, A.A. Mikheev

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

The issues of forming a pulse sequence with a varying repetition period, simulating heart rate variability based on its representation by a pulse-frequency modulation signal, have been considered. The possibility of changing the degree of influence of low-frequency processes on the pulse repetition period changing due to a variation in the frequency modulation index has been shown.

Keywords: *heart rate variability, pulse frequency modulation, frequency modulation index.*

Одной из задач анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР) является оценка соотношения мощностей спектральных составляющих, расположенных в высокочастотной (от 0.15 Гц до 0.4 Гц) и низкочастотной (от 0.04 Гц до 0.15 Гц) частях спектра кардиоритмограммы [1].

При отработке вновь создаваемых средств анализа кардиоритмограмм могут быть чрезвычайно полезны имитаторы вариабельности сердечного ритма. В основу построения имитатора может быть положена математическая модель ВСР, представляющая его последовательностью импульсов с частотно-импульсной модуляцией (ЧИМ) [2, 3].

Моменты t_k на оси времени, соответствующие началу k -го импульса последовательности с ЧИМ, описываются выражением [4]

$$t_k = kT_o - \sum_i \frac{T_o \beta_i}{2\pi} \sin \left[2\pi F_{c_i} \left(kT_o - \frac{T_o \beta_i}{2\pi} \right) \right], \quad (1)$$

где T_o – средний период повторения импульсов, равный средней длительности RR-интервалов;

F_{Ci} – частота i -го процесса, влияющего на ритм сердца;

β_i – частный индекс частотной модуляции, определяющий степень влияния i -го процесса на ритм сердца.

Влияние i -го процесса на ритм сердца проявляется в изменении частоты следования импульсов (частная девиация частоты)

$$\Delta f_i = F_{Ci} \beta_i . \quad (2)$$

Полное изменение частоты следования импульсов относительно среднего значения $F_0=1/T_0$ (девиация частоты) определится как сумма частных девиаций

$$\Delta F = \sum_i \Delta f_i . \quad (3)$$

Таким образом, структурную схему имитатора вариабельности сердечного ритма можно в виде, представленном на рис. 1.

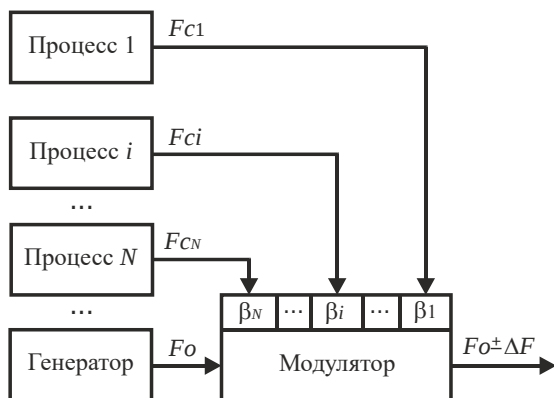


Рис. 1 – Структурная схема имитатора

Относительную вариабельность сердечного ритма δ можно выразить как через изменение ΔT длительности RR -интервалов, $\delta = \frac{\Delta T}{T_0}$, так через

изменение ΔF частоты следования R -зубцов, $\delta = \frac{\Delta F}{F_0} = \Delta F T_0$. Учитывая этот

факт, а также (2) и (3), вариабельность сердечного ритма ΔT можно представить как сумму частных вариабельностей, определяемых каждым из воздействующих на ритм сердца процессов

$$\Delta T = \sum_i \Delta T_i = \sum_i T_0^2 F_{Ci} \beta_i . \quad (4)$$

Работа имитатора промоделирована с помощью пакета Mathcad. В соответствии с (1) выполнено формирование импульсов с переменным периодом повторения, определены расстояния T_i между соседними i -м и $(i+1)$ -м импульсами, имитирующие длительности циклов сердечных

сокращений, и выполнен спектральный анализ полученного ряда длительностей. Моделирование выполнено при следующих исходных данных: средняя длительность RR -интервалов $To=0.8$ с, что соответствует ритму сердца 75 ударов/мин; относительное изменение длительности RR -интервалов (вариабельность) $\delta=0.1$; частота первого модулирующего процесса $Fc1=0.25$ Гц; частота второго модулирующего процесса $Fc2=0.1$ Гц.

Были рассмотрены два варианта.

1) Преобладание более высокочастотной составляющей ($Fc1$) над низкочастотной ($Fc2$): $\beta_1=0.4$; $\beta_2=0.25$. Из (2) получено: $\Delta f_1=0.1$ Гц; $\Delta f_2=0.025$ Гц.

2) Преобладание более низкочастотной составляющей ($Fc2$) над высокочастотной ($Fc1$): $\beta_1=0.1$; $\beta_2=1$. Из (2) получено: $\Delta f_1=0.025$ Гц; $\Delta f_2=0.1$ Гц.

Спектральный состав последовательности значений переменного периода для первого варианта показан на рис. 2,а и для второго варианта – на рис. 2,б.

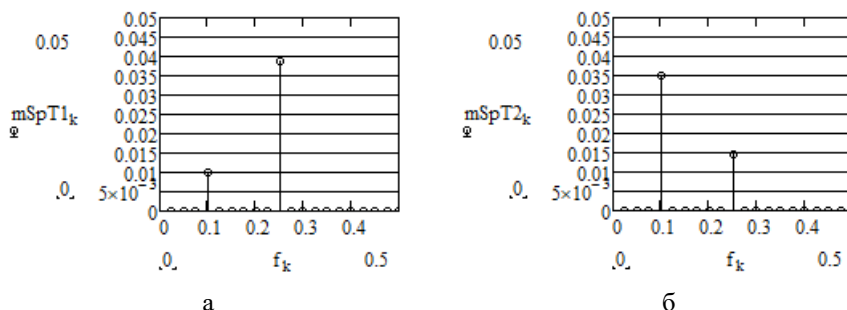


Рис. 2 – Результаты моделирования последовательностей импульсов с переменным периодом

Таким образом, изменяя индексы частотной модуляции β_i и частоты Fc_i влияющих процессов, можно имитировать различные варианты вариабельности сердечного ритма.

Библиографический список

1. Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клинического использования. Рабочая группа Европейского Кардиологического Общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии. //Вестник аритмологии. 1999. №11. С. 53-78.
2. R. Bailon, M. Orini, P. Laguna et al. The Integral Pulse Frequency Modulation Model with Nime-Varying Threshold: Application to Heart Rate Variability Analysis During Exercise Stress Testing/ IEEE Tranactions Biomedical Engineering (March. 2011). Vol. 58 no 3, pp 642-652.

3. Демина Л.В., Мельник О.В., Михеев А.А., Соловьева В.А. Математическое описание функции автоматизма миокарда/ Диагностика наноматериалов и наноструктур. Материалы VI-й Всероссийской школы-семинара студентов, аспирантов и молодых ученых. Том III. – Рязань: РГРТУ, 2013. С. 227-232.
4. Борисов Ю.П., Пенин П.И. Основы многоканальной передачи информации. – М.: Связь. 1967. – 436 с.

УДК 615.47

ЧИСТЫЕ ПОМЕЩЕНИЯ В ОТДЕЛЕНИИ РЕАНИМАЦИИ И ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ НОВОРОЖДЕННЫХ

А.И. Файзуллина, А.Д. Кутуева

Научный руководитель – Валиева А.Б.

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет»

В данной статье описаны чистые помещения в отделении реанимации и интенсивной терапии. Рассмотрен пример определения классов чистоты у помещений

Ключевые слова: чистые помещения, отделение реанимации и интенсивной терапии.

CLEAN ROOMS IN THE DEPARTMENT OF INTENSIVE CARE AND NEONATAL INTENSIVE CARE

A.I.Faizullina, A.D. Kutueva

Scientific supervisor - Valieva A.B

Ufa State Aviation Technical University

In this article describes clean rooms in the intensive care and neonatal intensive care. An example of determining the cleanliness classes of premises is considered

Keywords: clean rooms, intensive care and neonatal intensive care.

Отделение реанимации и интенсивной терапии новорожденных – department of intensive care and neonatal intensive care, является отделением, специализирующимся на проведении интенсивной терапии и выхаживании недоношенных детей с очень низкой и экстремально низкой массой тела. Современная система приточно-вытяжной вентиляции обеспечивает поступление стерильного воздуха во все помещения отделения.

Проблема заболеваний в родовспомогательных организациях и помещениях наиболее актуальна в связи с эпидемией коронавирусной инфекции, наносящей ущерб здоровью новорожденных, а также большой социально-экономической значимостью. Главной целью комплексов чистых помещений в таких организациях является профилактика развития

внутрибольничной инфекции и уменьшение риска развития инфекционных осложнений у беременных, рожениц и новорожденных.

«Чистое помещение (cleanroom): Помещение, в котором контролируется концентрация взвешенных в воздухе частиц, построенное и используемое так, чтобы свести к минимуму поступление, выделение и удержание частиц внутри помещения, и позволяющее, по мере необходимости, контролировать другие параметры, например, температуру, влажность и давление» [1]

Разница между чистыми помещениями и обычными заключается в том что, в обычных помещениях оценивать чистоту воздуха принято по массовой концентрации загрязнения, в то время как в чистых помещениях контролируется счетная концентрация частиц. Отсюда следует специфика поддержания и определения показателей чистоты.

Контроль перепада давления с помощью системы вентиляции - один из методов обеспечения чистоты помещения и защиты от утечки опасных загрязняющих веществ. Для предотвращения проникновения загрязнений извне в помещении поддерживается избыточное давление. Согласно п. 5.3.3 [1] документа разница давления воздуха между смежными помещениями с разными классами чистоты должна составлять не менее 10-15 Па. А между смежными помещениями, которые разделены дверью, для их беспрепятственного открывания рекомендуемый перепад давления не должен превышать 20 Па.

Комплекс чистых помещений в отделении реанимации и интенсивной терапии новорожденных включает в себя такие помещения, как индивидуальные родовые палаты со шлюзами, родовые и реанимационные залы, малые операционные с предоперационными, помещения сцеживания грудного молока.

Одним из главных принципов строения комплекса чистых помещений является соблюдение баланса воздухообмена. Для этого по классам чистоты помещения и кратности воздухообмена высчитывают объем приточного и вытяжного воздуха с учетом смежных помещений в соответствии с приложением 3 СП 2.1.3678 [2] и приложением К СП 158.13330 [3]. Эксплуатация вентиляционных систем должна исключать перетекание воздушных масс из менее чистых помещений в более чистые.

В отделении реанимации и интенсивной терапии новорожденных могут быть следующие классы чистоты помещений в соответствии с [1] и [2]:

- Класс чистоты А – реанимационные залы
- Класс чистоты Б – малая операционная, предоперационная, помещение сцеживания грудного молока, шлюзы

В соответствии с [2] в реанимационных (родовых) воздух удаляется из двух зон: 40% из верхней зоны и 60% из нижней зоны в 60 см от пола. Поэтому в реанимационном зале удаление воздуха организовывается через воздухозаборные панели, а из предреанимационной с помощью диффузоров.

В асептическом реанимационном или родовом зале предусматривается положительный перепад давления, то есть расход приточного воздуха преобладает над расходом вытяжного. Избыточный приточный воздух с помощью переточного устройства подается в предреанимационную и далее в коридор отделения.

В том случае, если реанимационный или родовой зал предназначен для инфицированных пациентов, в том числе и коронавирусной инфекцией, в данном помещении предусматривается преобладание вытяжного воздуха над приточным (отрицательный перепад давления). В смежных помещениях закладывается компенсация приточным воздухом на избыток вытяжного воздуха. Также следует учесть, что воздух, удаляемый из септического помещения, необходимо очищать и обеззараживать для исключения попадания инфекции во внешнюю среду.

В наши дни чистые помещения стали неотъемлемой частью жизни человека. Без них немислима работа больниц, лабораторий и прочих организаций. Также сейчас актуальность создания чистых условий и применения чистых технологий резко возросла из-за коронавирусной инфекции 2019-nCoV - COVID-19 (COronaVirus Disease 2019).

Библиографический список

1. ГОСТ Р 52539-2006 «Чистота воздуха в лечебных учреждениях»//Чистое помещение
2. Санитарные правила СП 2.1.3678-20 "Санитарно-эпидемиологические требования к эксплуатации помещений, зданий, сооружений, оборудования и транспорта, а также условиям деятельности хозяйствующих субъектов, осуществляющих продажу товаров, выполнение работ или оказание услуг"// Приложение 3
3. Свод правил СП 158.13330.2014// Приложение К

УДК 615.47

ЧИСТЫЕ ПОМЕЩЕНИЯ В ОПЕРАЦИОННЫХ ОТДЕЛЕНИЯХ

А.Д. Кутуева, А.И. Файзуллина

Научный руководитель – Валиева А.Б.

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет»

В данной статье описаны чистые помещения в операционном отделении.

Ключевые слова: чистые помещения, операционное отделение.

CLEAN ROOMS IN OPERATING DEPARTMENTS

A.D. Kutueva, A.I. Faizullina

Scientific supervisor - Valieva A.B

Ufa State Aviation Technical University

This article describes clean rooms in the operating room.

Keywords: *clean rooms, operating room.*

Операционный блок – это специальное помещение, для проведения хирургических вмешательств и мероприятий для их обеспечения. В данном блоке проводится самый важный этап лечения хирургического больного и от его качества выполнения зависит результат всего лечения. Поэтому к операционному блоку предъявляются особые нормы и стандарты. В операционной должны быть созданы все необходимые условия для проведения хирургических вмешательств различных сложностей и недопущения риска попадания инфекции в рану. Следовательно данное помещение должно быть изолировано от других подразделений больницы. В настоящее время это можно реализовать с помощью технологии «чистоты» в медицинских учреждениях.

Чистое помещение – это помещение, где осуществляется контроль за концентрацией взвешенных в воздухе частиц. Оно строится и используется так, чтобы минимизировать поступление, выделение и удержание частиц внутри помещения, и позволяет, по мере необходимости, контролировать другие существенные параметры, такие как температура, влажность и давление.

Вентиляционная система – ключевой элемент чистых помещений. Именно она гарантирует стабильные показатели по необходимым параметрам.

Одним из главных способов обеспечения высокой чистоты воздуха в операционных является организация однонаправленного потока воздуха (поток с постоянной скоростью и параллельными линиями тока по всему поперечному сечению чистой зоны).

В операционных блоках поток может быть как вертикальным, так и горизонтальным. Чаще всего применяется вертикальный поток, так как он требует не таких больших площадей сечения и высоких скоростей потока по сравнению с горизонтальным.

Скорость однонаправленного потока воздуха составляет от 0,24 до 0,3 м/с по ГОСТ Р 52539-2006. Если допустить скорость ниже данных значений, то поток становится турбулентным. Если же наоборот допустить скорость выше положенной, то может произойти поверхностное обезвоживание раны больного. Так же при создании однонаправленного потока стоит помнить о требуемых диапазонах температуры воздуха.

Система вентиляции также должна удалять анестезиологические газы и другие вредные вещества. Поэтому по требованиям п.4.5.9 СП 2.1.3678-20 удаление воздуха в операционных, наркозных, реанимационных, родовых и рентгенопроцедурных должно организовываться из двух зон: 40% - из верхней зоны и 60% - из нижней зоны в 60 см от пола. В остальных помещениях удаление воздуха должно организовываться из верхней зоны. Во все помещения подача воздуха осуществляется в верхнюю зону.

Операционный блок делится на три зоны: стерильная зона (операционные), зона строго режима (наркозные, предоперационные, помещения хранения стерильных материалов), зона ограниченного режима (помещения для персонала, помещения обработки аппаратуры и инструментария и др.).

Все зоны делятся на классы чистоты. Помещения, ведущие непосредственно в операционную необходимо проектировать классом чистоты Б по СП 158.13330.2014. Таким образом, даже по своей сути грязное помещение, такое как моечная операционного блока, может оказаться чистым.

Библиографический список

1. Федотов А.Е. Чистые помещения: учебное пособие./ Под редакцией А.Е. Федотова. Второе издание, переработанное и дополненное. Москва, АСИНОКОМ, 2003 г. – 576 с.
2. Санитарные правила СП 2.1.3678-20 "Санитарно-эпидемиологические требования к эксплуатации помещений, зданий, сооружений, оборудования и транспорта, а также условиям деятельности хозяйствующих субъектов, осуществляющих продажу товаров, выполнение работ или оказание услуг".
3. Свод правил СП 158.13330.2014

УДК 616.12-073.7-71:621.373

РАЗРАБОТКА ГЕНЕРАТОРА ТЕСТОВЫХ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Д.Ю. Переводчиков, Е.Ю. Дикман

ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет», г. Томск

Предложена конструкция генератора тестовых сигналов электрокардиограммы для тестирования и проверки кардиооборудования, описан состав, основные функции и характеристики устройства.

Ключевые слова: электрокардиография, электрокардиограф, моделирование ЭКГ, генератор ЭКГ, проверка электрокардиоприборов.

DEVELOPMENT OF AN ELECTROCARDIOGRAM TEST SIGNAL GENERATOR

D.Yu. Perevodchikov, E.Yu. Dikman

The National Research Tomsk Polytechnic University

The design of an electrocardiogram test signal generator for testing and verification of cardiac equipment is proposed. The composition, main functions and characteristics of the device are described.

Keywords: *electrocardiography, electrocardiograph, ECG modeling, ECG generator, electrocardiographic devices verification.*

Электрокардиография – это наиболее простой и эффективный неинвазивный способ оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека. Сегодня, кардиограф - это базовый и широко распространенный инструмент диагностики в медицине, который присутствует в любом лечебном учреждении от сельской поликлиники до областной больницы, от одноканальных приборов в каретах скорой медицинской помощи до портативных домашних устройств. Залогом качества полученной диагностической информации является техническая исправность медицинского устройства. Наилучшим средством для определения правильности работы всех функций кардиооборудования является устройство, имитирующее биопотенциалы человека. Такое устройство должно генерировать сигналы с заранее известными параметрами и по полученному изображению (диагнозу) от проверяемого кардиографа оператору будет легко определить его работоспособность. На данный момент уже существуют аналогичные приборы для тестирования и проверки электронных медицинских устройств, но зачастую такие приборы дорогостоящие и/или не обладают достаточным набором функций.

На основании этого была сформулирована цель работы: разработка недорогого генератора тестовых сигналов ЭКГ с возможностью имитации разных форм патологических состояний сердечно-сосудистой системы. В данной статье представлена разработка устройства, согласно описанному заданию.

Устройство было разработано на основании стандарта ГОСТР 50.2.009-2011 “Электрокардиографы, электрокардиоскопы и электрокардиоанализаторы. Методика поверки” [1], регламентирующего порядок проведения поверочных мероприятий, а также набор средств измерений, используемых при операциях поверки. На основании описанной задачи была разработана структурная схема генератора, представленная на рисунке 1.

Принцип работы генератора построен на методе прямого цифрового синтеза. Примеры построения похожих устройств можно найти в работе [2]. Суть работы данного устройства состоит в записи модельного сигнала в двоичном виде на запоминающем устройстве и воспроизведении его через цифро-аналоговый преобразователь при регулировании всех операций микроконтроллером. Таким способом можно воспроизвести сигнал практически любой формы, ЭКГ не исключение. На выходе устройства необходима схема согласования, включающая аттенуатор для обеспечения

необходимого размаха сигнала по амплитуде, а также выходной импеданс «Электрод-кожа» для имитирования реального съема сигнала с человека[1].

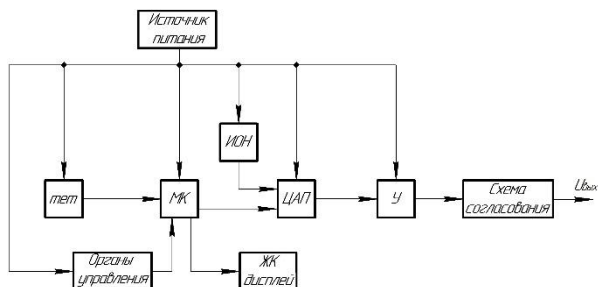


Рис. 1 – Структурная схема генератора тестовых сигналов ЭКГ
Мет – внешняя энергонезависимая память, МК – микроконтроллер,
ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь, ИОН – источник
опорного напряжения, ОУ – операционный усилитель.

С помощью кнопок управления пользователь сможет задавать режим воспроизведения сигнала ЭКГ – выбрать вид сигнала (нормальный, набор сигналов с отклонениями) а также частоту сердечного ритма. С помощью жидкокристаллического дисплея будет обеспечена индикация выбранного режима. Для питания всей схемы необходим автономный источник с биполярным питанием для обеспечения работы ЦАП.

Устройство было разработано на основе микроконтроллера STM8SK003. с использованием математической модели сигнала, каждый информативный фрагмент которого аппроксимируется несимметричной гауссовой функцией и отражает стадии прохождения волны возбуждения по отдельным участкам сердца. Подробное описание модели изложено в работе [3].

В ходе прототипирования было собрано устройство на макетной плате в соответствии с разработанной электрической принципиальной схемой генератора. Устройство было собрано на базе отладочной платы STM8S-DISCOVERY к которой путем присоединения через проводники были подключены: цифроаналоговый преобразователь MAX504ESD+, постоянное запоминающее устройство EEPROM 24LC32A-I/P, жидкокристаллический дисплей типа 1602L с вспомогательной платой расширения интерфейса I2C, а также 3 тактовые кнопки. В качестве элемента питания использовался лабораторный источник с напряжением ± 5 В.

Для наиболее полной демонстрации возможностей разрабатываемого устройства было решено воспроизвести 4 типа сигнала: стандартный сигнал ЭКГ (ECG1), сигнал с депрессией сегмента ST (ECG2), сигнал с элевацией сегмента ST (ECG3), а также сигнал, моделирующий дыхательную аритмию (ECG4). Для каждого сигнала, кроме ECG4 была учтена возможность

изменения ЧСС: 30, 60, 90, 120 и 240 уд/с. Осциллограммы полученных в ходе прототипирования двух сигналов приведены на рисунках 2-3.

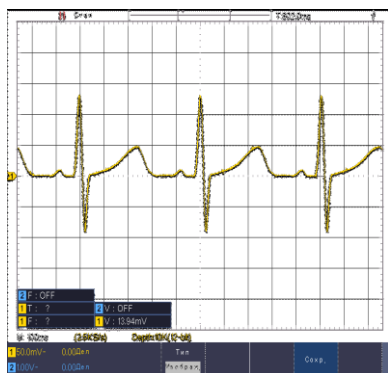


Рис. 2 – Осциллограмма сигнала ECG1 с ЧСС 30

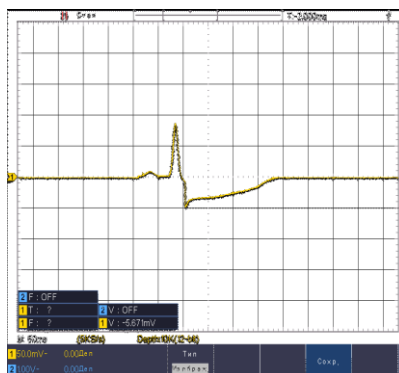


Рис. 3– Осциллограмма сигнала ECG2

В результате моделирования схемы видно, что выбранная форма математического описания сигнала вполне подходит под заданные цели и позволяет с высокой точностью получить почти любую реальную форму сигнала ЭКГ. Цифровой принцип построения генератора обеспечивает точность и надежность воспроизведения сигнала. В дальнейшем при усовершенствовании генератор может быть подвергнут государственной регистрации как средство измерения для тестирования и настройки электрокардиографов.

Библиографический список

1. ГОСТР 50.2.009-2011 “Электрокардиографы, электрокардиоскопы и электрокардиоанализаторы. Методика поверки”. – Введ. 2013-01-01. – М.: Стандартинформ, 2006. – 26 с.
2. Шкарупо С.П. Разработка функционального генератора для тестирования регистраторов ЭКГ//Электронные средства и системы управления. Материалы докладов международной научно-практической конференции. – 2011. – №1. – С118-120.
3. Беклер, Т. Ю. Моделирование искусственных электрокардиограмм нормальной и патологической формы / Т. Ю. Беклер // Кибернетика и вычисл. техника. – 2012. – Вип. 169. – С. 19-33.

**РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ФИЛЬТРАЦИИ
ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ, ПОЛУЧЕННЫХ
ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ТКАНЕЙ ПАРОДОНТА**

А.В. Демидов, Н.Е. Дринякина, В.О. Ручкина

Научный руководитель – Геращенко С.М., д-р. техн. наук, проф. каф. МКИИ
ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

Разработан алгоритм фильтрации джоульметрических сигналов тканей пародонтального комплекса. Разработанный алгоритм реализован с использованием программной среды Matlab. Алгоритм уменьшает шумовую составляющую сигнала и позволяет сгладить регистрируемый сигнал для более точной оценки исследуемых характеристик.

Ключевые слова: джоульметрические информационно-измерительные системы, заболевания пародонта, пародонтит, диагностика пародонтита.

**DEVELOPMENT OF AN ALGORITHM FOR FILTERING
A JOULEMETRIC SIGNAL OF PERIODONTAL TISSUES**

A.V. Demidov, N.E. Drinyakina, V.O. Ruchkina

Scientific adviser S.M. Gerashchenko

Penza State University, Penza

An algorithm for filtering joulemetric signals of the tissues of the periodontal complex has been developed. The developed algorithm is implemented using the Matlab software environment. The algorithm reduces the noise component of the signal and makes it possible to smooth the recorded signal for a more accurate assessment of the investigated characteristics.

Key words: joulemetric information-measuring systems, periodontal diseases, periodontitis, diagnosis of periodontitis.

Одним из направлений диагностики воспалительных заболеваний тканей пародонта является изучение и анализ электрохимических процессов, протекающих в тканях пародонта в норме и при патологии в виде воспаления или дистрофических изменений [1]. К таким методам относятся: потенциометрия, кулонометрия, импедансометрия, джоульметрия и др. Электрохимические характеристики любых биообъектов подвержены изменениям при воздействии физических и химических факторов внешней и внутренней среды организма: температуры, объема, концентрации электролитов, содержания элементов крови, изменения структурных параметров тканей и др. [2-3].

По сравнению с указанными выше инструментальными методами диагностики, электрохимические методы имеют существенные

преимущества. Главными их достоинствами являются простота применяемой аппаратуры, оперативность использования, безопасность для здоровья человека, низкая стоимость, возможность оценки состояния исследуемого объекта по полученным в результате исследования параметрам, характеризующим свойства исследуемого объекта.

Спектр шума существенно перекрывается со спектром получаемого джоульметрического сигнала. Это обуславливает высокую вероятность искажения исходного сигнала при фильтрации, либо низкую эффективность фильтрации с сохранением большого количества шумов. В данном алгоритме для обработки джоульметрического сигнала используется метод Савицкого-Голея. Данный выбор объясняется характерной для метода оптимальной методикой фильтрации значений напряжения. При этом не нарушается диапазон значений напряжения. Эффективное устранение влияние шума достигается с помощью доступной настройки как степени сглаживающего полинома, так и ширины окна сглаживания.

Фильтрация методом Савицкого-Голея осуществляется с помощью функции `sgolayfilt`. Степень сглаживающих полиномов k задаётся равной 3, размер фиксированного окна сглаживания f составляет 11 точек.

Результат применения фильтрации методом Савицкого-Голея для исходного джоульметрического сигнала представлен на рис. 1.

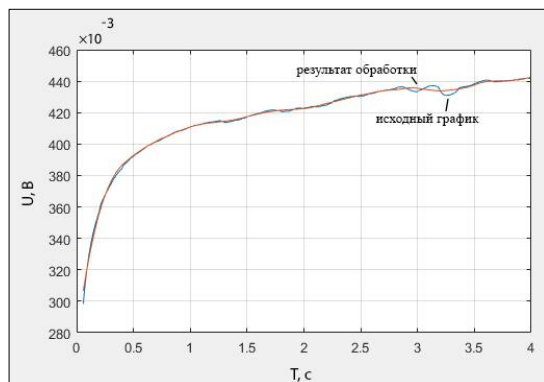


Рис. 1 – Применение фильтрации методом Савицкого-Голея для джоульметрического сигнала.

К полученным в результате фильтрации данным применяем аппроксимацию полиномом. Для вычисления коэффициентов полинома степени n используется функция `polyfit`, которая аппроксимирует функцию $y(x)$ используя метод наименьших квадратов. Выходом является строка p длины $n + 1$, содержащая коэффициенты аппроксимирующего полинома. Степень аппроксимирующего полинома задаётся равной 4. Для вычисления

значения полинома в точках сетки применяется функция polyval. Результат аппроксимации данных полиномом представлен на рис. 2.

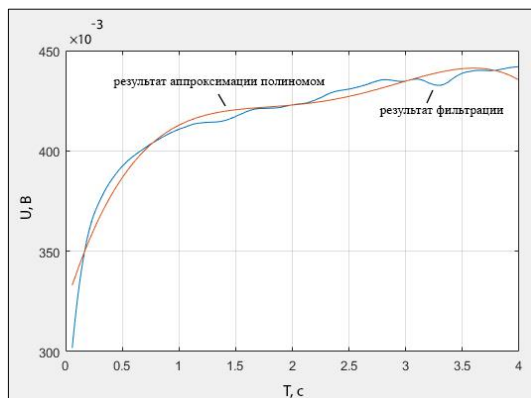


Рис. 2 – Результат аппроксимации данных полиномом

Таким образом, получается гладкая кривая, которая затем дифференцируется с целью обнаружения критических точек для вычисления работы тока тканей джоульметрическим декомпозиционным методом [4]. Разработанный алгоритм обработки джоульметрического сигнала позволяет эффективно устранить влияние шума, при этом не искажая исходный сигнал.

Библиографический список

1. Электроодонтодиагностика: учебное пособие / Под ред. А.И.Николаева, Е.В. Петровой. М. : МЕДпресс-информ, 2014. 40 с.
2. Иванов, П.В. Исследование взаимосвязи джоульметрических параметров с воспалительными изменениями тканей пародонта / П.В. Иванов, Л.А. Зюлькина, С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Н.Н. Янкина // Биология и медицина. – Т. 8. – №2. – 2016. – С. 1-4.
3. Demidov A. V., Udaltsova E. V., Gerashchenko S. M. Development of the System for Assessment of Periodontal Tissue State //2021 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). – IEEE, 2021. – С. 27-29.
4. Геращенко, С.М. Джоульметрический декомпозиционный метод контроля состояний биологических объектов и его реализация / С.М. Геращенко, А.А. Митин, С.И. Геращенко // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2009. – №4(12). – С. 93-100.

ОБРАБОТКА РЕГУЛИРУЮЩЕГО СИГНАЛА С КАНАЛА РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ СЕРВОПРИВОДОМ

М.И. Забудько, Е.Н. Шалобыта

ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет “ЛЭТИ” им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

Рассмотрен принцип обработки регулирующего сигнала, регистрируемого с помощью электромиографии, для управления сервоприводом при протезировании.

Ключевые слова: электромиография, сервопривод, фильтрация, усреднение, фильтр Баттерворта, артефакты движения.

PROCESSING OF THE CONTROL SIGNAL FROM THE ELECTROMYOGRAM REGISTRATION CHANNEL FOR SERVO MOTOR

M.I. Zabudko, E.N. Shalobyta

Saint-Petersburg State Electrotechnical University, Saint-Petersburg.

The principle of processing a control signal recorded using electromyography to control a servo motor during prosthetics is considered.

Keywords: electromyography, servo motor, filtration, averaging, Butterworth filter, motion artifacts.

В современном мире высокий уровень технологического прогресса позволяет сделать процесс протезирования всё более совершенным. В частности, одним из наиболее современных решений при протезировании является использование бионического управления искусственной конечностью, то есть управление протезом, как фантомной частью тела при помощи сокращения уцелевших мышц культи. При этом мышечные импульсы управляют работой сервопривода, который реализует сгибающие и разгибающие движения протеза. Для считывания этих импульсов используют электромиографию (ЭМГ).

ЭМГ сигнал – это электрический сигнал с мышц, который показывает разность потенциалов при сокращение мышечных волокон. Регистрация электрических сигналов производится за счёт специальных электродов, что располагаются на поверхности кожи или могут вводиться внутримышечно. Во время получения биофизических сигналов к полезной для данного вида измерения информации, часто примешиваются различные шумы и помехи. Это и наиболее приоритетная внешняя сетевая помеха, а также различные шумы, вызванные деятельностью человека, инструментальные помехи, другие биологические сигналы, исходящие от соседних органов и мышц. Поэтому важной частью при получении ЭМГ сигнала является его обработка.

Основными этапами обработки ЭМГ сигнала являются:

- усиление;
- фильтрация;
- взятие абсолютного значения сигнала;
- конечная обработка;

Возможный результат выполнения всех перечисленных этапов обработки ЭМГ сигнала представлен на рис. 1.



Рис. 1 – Этапы обработки сигнала

Как и все биологические сигналы, ЭМГ сигнал обладает очень маленькой амплитудой (0 – 10 мВ) [1]. Поэтому первым этапом, прежде, чем приступить к какой-либо обработке сигнала, необходимо его усилить. Например, используя обычный усилитель.

Усиленный сигнал несёт в себе не только полезную информацию, но и всевозможные шумы. Следовательно, вторым этапом, необходимо отфильтровать сигнал. Наиболее подходящим для этой задачи фильтром является фильтр Баттерворта. Как правило, сильнее всего на ЭМГ сигнал влияют низкочастотные шумы от артефактов движения (диапазон от 0 до 20 Гц), и высокочастотные внешние помехи (от 500 Гц) [2]. Этим продиктована необходимость установки последовательно фильтров верхних частот (ФВЧ) и нижних частот (ФНЧ), чтобы добиться того, что полученный ЭМГ сигнал будет находиться на частотах близких к частоте 150 Гц. Именно в этом диапазоне сигнал менее искажён и наиболее достоверен.

Третьим этапом обработки сигнала является взятие его абсолютного значения (модуля). Это позволяет выделить огибающую сигнала, что более удобно для дальнейшей работы с ним, как с управляющим сигналом. Процесс

взятия абсолютного значения, в аналоговых схемах, проще всего реализовать с помощью диодного моста.

Помимо внешних помех, затрудняющих обработку полученной информации, в самом сигнале могут присутствовать шумы, вызванные его статистической природой. Заключительный этап обработки сигнала позволяет избавиться от этих помех и скорректировать соотношение сигнал/шум [3]. Это может быть реализовано при помощи установки на выходе схемы сглаживающего ФНЧ и при помощи операции усреднения сигнала.

Имеющийся на выходе сигнал используется для управления сервоприводом. Его форма близка к прямоугольной, т. е. он напоминает ШИМ сигнал. Условный принцип управления сервоприводом с помощью ЭМГ сигнала приведён на рис. 3. Устройство сервопривода сравнивает ширину поступающего импульса (прямоугольника) со значениями, заданными для регуляции поворота сервопривода на определённый угол и по результатам этого сравнения совершает поворот. В зависимости от силы сокращения мышц меняется длительность колебаний ЭМГ сигнала, и соответственно ширина получающихся после обработки прямоугольных импульсов, значит будет разным и поворот сервопривода. Таким образом, осуществляется управление «сгибающими/разгибающими» движениями протеза.

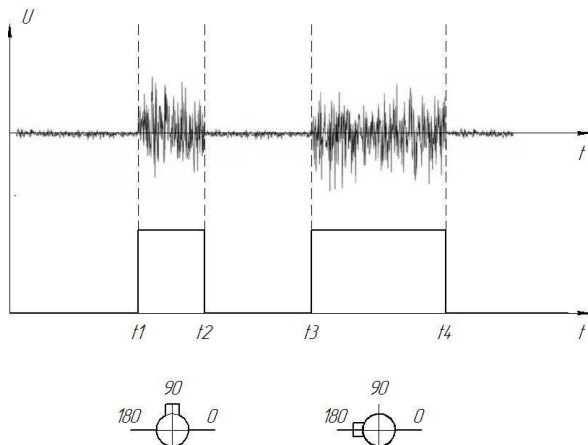


Рис. 2 – Управление поворотом сервопривода ЭМГ сигналом

На рис. 3 приведена общая структурная схема управляющего устройства для сервопривода. Считанный при помощи электродов сигнал (блок *Поверхность электродов*) подвергает нескольким этапам обработки (блоки *Усиления*, *Фильтрации*, *Преобразование*), после чего становится пригодным для управления сервоприводом (блок *Управляющий канал сервопривода*), который и приводит в движение протез.

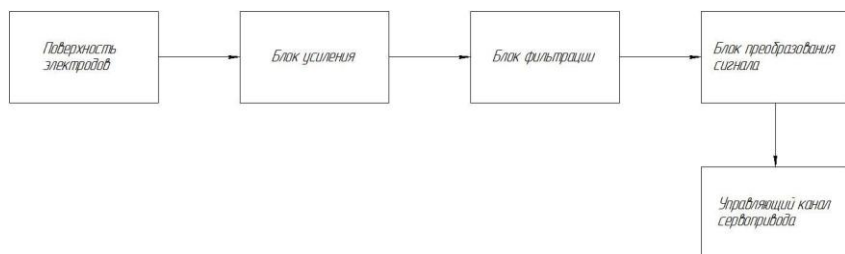


Рис. 3 – Структурная схема управляющего устройства для сервопривода

Электрмиография содержит в себе ценную информацию об электрических импульсах в мышцах, однако без определённой обработки эта информация оказывается бесполезной для дальнейшего использования. Рассмотренный в работе алгоритм отражает один из способов, которым можно привести необработанный ЭМГ сигнал к виду управляющего сигнала сервопривода и контролировать с его помощью движения протеза.

Библиографический список

1. Rohtash Dhiman et al. Detecting the useful electromyogram signals—extracting, conditioning and classification // IJCSE. Aug.-Sep. 2011. V. 2. № 4. P 634-637.
2. Кабанов А. А. Разработка схемы аналоговой фильтрации сигнала электромиографии // Омский научный вестник. 2018. № 5 (161). С. 135-138.
3. Зименко К. А., Боргуль А. С., Маргун А. А. Анализ и обработка сигналов электромиограммы // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2013. № 1 (83). С. 41-43.

УДК 519.872.8

ИМИТАЦИОННАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА ЛОКАЛЬНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

М.Б. Каплан

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», Рязань

В среде LabVIEW разработана программа для моделирования и оценки параметров работы магнитотерапевтического аппарата локального воздействия в условиях физиотерапевтического кабинета. Процесс использования аппарата реализован с точки зрения теории массового обслуживания в виде одноканальной системы с неограниченной очередью.

Ключевые слова: система массового обслуживания, магнитотерапевтический аппарат.

SIMULATION MODEL FOR ESTIMATING THE EFFICIENCY OF USING A MAGNETOTHERAPY DEVICE FOR LOCAL EXPOSURE

M.B. Kaplan

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

In the LabVIEW environment, a program has been developed for modeling and evaluating the parameters of the operation of a magnetotherapy device with local exposure in a physiotherapy room. The process of using the apparatus is considered from the point of view of the queuing theory in the form of a single-channel system with an unlimited queue.

Keywords: queuing system, magnetotherapy apparatus.

Деятельность амбулаторно-поликлинических учреждений направлена на удовлетворения потребностей пациентов, связанных с медицинскими нуждами. Оценка работы выполняется за счет анализа значений ряда показателей [1], в том числе, определяющих уровень достижения целей доступности медицинских услуг и эффективности использования имеющихся ресурсов. В качестве показателя доступности медицинской услуги часто рассматривают время ожидания услуги пациентом, а в качестве показателя эффективности использования ресурсов вычисляется соотношение между временем использования и простоя оборудования задействованного при оказании медицинских услуг.

В рамках текущей работы магнитотерапия рассматривалась как медицинская услуга, реализуемая на базе физиотерапевтического кабинета амбулаторно-поликлинического учреждения. Инструментом для реализации действий по оказанию медицинской услуги был выбран магнитотерапевтический аппарат локального воздействия, как устройство с базовым набором функциональных возможностей. Процесс использования устройства анализировался с точки зрения работы системы массового обслуживания $M / D / 1$ [2]. Для проведения имитационного моделирования в среде LabVIEW выполнена разработка ряда виртуальных приборов. Исходная структура головного модуля (рис.) включает следующие основные блоки: блок генерации заявок, где заявка характеризует пациента, блок проверки и коррекции состояния канала, которым является магнитотерапевтический аппарат, блок расчета текущих параметров и показателей системы массового обслуживания. Входными данными выступают интенсивности потоков заявок и обслуживания, шаг и продолжительность моделирования. Выбор варианта с постоянным временем обслуживания заявок обоснован вследствие использования устройства локального воздействия, как наиболее ограниченного по возможностям регулировки параметров аппарата и в предположении фиксированного времени проведения процедур. Отличительной особенностью имитационного

моделирования является выбор модельного времени 4-6 часов, что определено типовым временем работы физиотерапевтического кабинета.

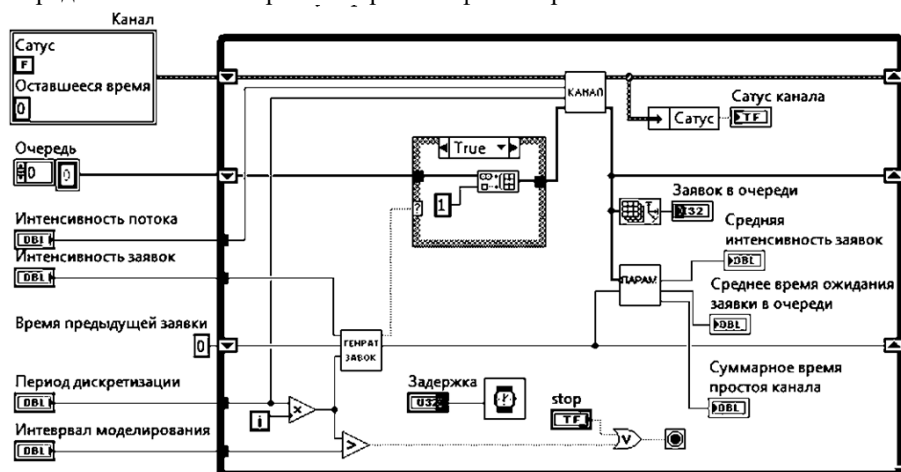


Рис. 1 – Блок-схема головного виртуального прибора системы

Дальнейшая работа предполагает модернизацию виртуальных приборов с целью построения и сравнение многоканальных систем и одноканальных систем с расширенными функциональными возможностями.

Библиографический список

1. Мартынич С.А., Филатенкова С.В. Система показателей эффективности деятельности амбулаторно-поликлинических учреждений. // Социальные аспекты здоровья населения (электронный журнал), № 4, 2009 (12).
2. Однолинейные системы массового обслуживания : учебное пособие / А. Н. Соколов, Н. А. Соколов. – СПб. : Изд-во «Теледом» ГОУВПО СПбГУТ, 2010. – 112 с.

УДК519.872.8

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТАРНОГО ИНДУКТОРА МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА

Г.А. Трепаков, М.Б. Каплан

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен элементарный индуктор магнитотерапевтического устройства.

Ключевые слова: магнитотерапия, элементарный индуктор.

INVESTIGATION OF AN ELEMENTARY INDUCTOR OF A MAGNETOTHERAPY DEVICE

G.A.Trepakov, M.B.Kaplan

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

An elementary inductor of a magnetotherapy device is considered.

Key words: *magnetotherapy, elementary inductor*

Магнитотерапия – высокоэффективный метод лечения, основанный на воздействии магнитного поля. Создания магнитного поля выполняется с помощью индукторов. Используются индуктора различной формы в виде плоской катушки, соленоида, электромагнита.

Электромагнит представляет собой многослойную катушку индуктивности, оснащенную сердечником с большой магнитной проницаемостью, за счет чего излучатель обладает небольшими размерами при относительно высокой интенсивности магнитного поля.

Часто в качестве индуктора используют плоскую цилиндрическую катушку, для которой диаметр намотки превышает высоту излучателя. В виду осевой симметрии указанных индукторов моделирование поля выполняется для половины излучателя.

В качестве показателя, характеризующего величину магнитного поля в пространстве рекомендуется использовать вектор магнитной индукции B . Базовым элементом индукторов является контур с током. Индукция магнитного поля определяется как сила, действующую на проводник dl , при протекании по нему ток I .

При анализе системы индукторов для расчета магнитного поля используется закон полного тока [1], связывающий циркуляцию вектора напряженности магнитного поля с алгебраической сумме макроскопических токов, охваченных контуром интегрирования $\oint_L Hdl = I_{полн}$.

С медицинской точки зрения интерес представляет уровень энергетического воздействия магнитного поля на биообъект. Энергия магнитного поля линейного тока I определяется соотношением [2]: $W_m = \frac{\psi I}{2}$. Чтобы определить магнитный поток через заданную поверхность следует выполнить интегрирование векторам магнитной индукции

$$\phi = \int_S B dS .$$

Для исследования индукторов проводилось моделирование и расчеты вектора магнитной индукции, магнитного потока и энергии магнитного поля, создаваемые элементарными компонентами индукторов. В качестве математической среды использовалась программа MathCAD.

Библиографический список

1. Теоретические основы электротехники. Нелинейные электрические цепи. Электромагнитное поле: Учебное пособие / Под ред. Г.И. Атабекова. 6-е изд., – СПб.: Лань, 2010. – 432 с.
2. Бессонов Л.А. Теоретические основы электротехники. Электромагнитное поле : учебник для бакалавров / Л. А. Бессонов. – М.: Юрайт, 2016. – 317 с.

УДК 621.391.82

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ СПЕКТРАЛЬНОГО ОЦЕНИВАНИЯ СИГНАЛОВ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

В.А. Чан, В.Г. Андреев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В работе предложен алгоритм спектрального анализа биомедицинских сигналов на фоне аддитивных кусочно-стационарных помех, который позволяет уменьшить в 2,4...3,8 раза невязку между контрольным и модельными спектрами по сравнению с известными методами спектрального анализа, в частности с авторегрессионным методом.

Ключевые слова: *кусочно-стационарные помехи, адаптивный алгоритм, оценка мощности шума, биомедицинские сигналы.*

INCREASING THE ACCURACY OF SPECTRAL ESTIMATION OF MEDICAL DIAGNOSTIC SIGNALS

V.A. Tran, V.G. Andreev

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

An adaptive algorithm for the spectral analysis of biomedical signals against the background of additive piecewise-stationary noise is reviewed, which allows to reduce by 2.4...3.8 times the discrepancy between the control and model spectra in comparison with the known methods of spectral analysis, in particular with the autoregressive method.

Key words: *piecewise-stationary noise, adaptive algorithm, power of noise estimation, biomedical signals.*

Возрастающие потребности людей в медицинском обследовании и лечении приводят к росту спроса на различное медицинское оборудование, в том числе и предназначенное для функциональной диагностики, например на медицинские устройства для измерения жизненно важных параметров пациента, к которым относится кардиодетальность. Однако биомедицинские сигналы являются одним из очень специфических типов радиотехнических процессов, которые имеют, как правило, маленькие амплитуды, низкие

частоты, особенно чувствительные к мешающим воздействиям [1], одним из которых является кусочно-стационарный белый шум [2], поэтому измерение, анализ и обработка биомедицинских сигналов требуют применения специальных методов борьбы с помехами.

Обычно для повышения точности спектрального оценивания при жёстких ограничениях на длительность наблюдений в медицинских диагностических сигналах используют авторегрессионную (АР) модель, применяя параметрический подход к оценке спектра [3].

Известно [3], что вектор $\mathbf{a}$ авторегрессии АР-модели находится из решения системы линейных уравнений Юла – Уолкера, которые для дальнейшего изложения удобно представить в следующем, эквивалентном известному виде [3]:

$$\mathbf{a} = -\mathbf{R}^{-1}\mathbf{i}, \quad (1)$$

где $\mathbf{R}$ – $(p+1) \times (p+1)$ -мерная автокорреляционная квадратная матрица, $\mathbf{i}$ – $(p+1)$ -мерный крайний левый вектор-столбец единичной матрицы.

Чтобы получить более точное решение задачи спектрального оценивания предлагается модифицированная АР-модель. При этом, вектор $\tilde{\mathbf{a}}$ авторегрессии предлагаемой модифицированной АР-модели имеет вид:

$$\tilde{\mathbf{a}} = -[\mathbf{R} + (\lambda - k)\mathbf{I}]^{-1}\mathbf{i}, \quad (2)$$

где $\mathbf{I}$ – $(p+1) \times (p+1)$ -мерная единичная матрица, $k = m / \text{cond}_2(\mathbf{R})$ – коэффициент оценки мощности шума, $\text{cond}_2(\bullet)$ – оператор, определяющий число обусловленности матрицы, m – коэффициент, который варьировался в интервале $[0; p]$, λ – регуляризирующая величина, которая выбиралась из условия: $\text{cond}_2(\mathbf{R} + \lambda\mathbf{I}) < 10^6$.

На рисунке 1 показаны результаты оценивания спектра мощности фотоплетизмографической крадиоинтерваллограммы с помощью параметрических методов при $m=2$, $p=4$, $\lambda=10^{-6}$.

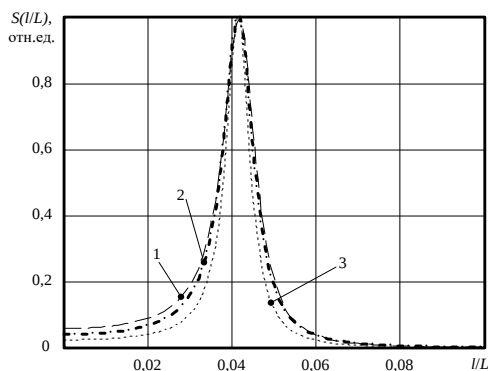


Рис. 1 – Оценки спектральных характеристик

На рисунке 1 введены следующие условные обозначения: $S(l/L)$ – нормированная к своему максимальному значению спектральная характеристика в относительных единицах; l/L – относительная частота, численно равная отношению номера l текущего спектрального отсчёта к общему числу L спектральных отсчётов ($L=1000$); пунктирная кривая 1 – энергетический контрольный спектр, полученный с помощью АР-модели 12-го порядка; жирная штрихпунктирная линия 2 – спектр, полученный на основе предлагаемой модели; пунктирная тонкая кривая 3 – на основе простой АР-модели.

Из анализа рисунка 1 можно видеть, что качество оценивания амплитудного спектра у предлагаемой модифицированной модели лучше, чем обычным параметрическим АР-методом в условиях воздействия нестационарных по мощности шумовых помех.

Для объективной оценки эффективности предлагаемого подхода использован критерий нормированного квадрата длины E вектора ε невязки между векторами отсчетов спектральных плотностей мощности, который имеет вид:

$$E = \varepsilon^T \varepsilon / L, \text{ где } \varepsilon = \mathbf{c} - \mathbf{s}, \quad (3)$$

где $\mathbf{c}$ – L -мерный вектор СПМ контрольной модели, в качестве которой используется энергетический спектр, полученный с помощью АР-модели большого ($p=12$) порядка по незашумлённому полезному диагностическому сигналу; $\mathbf{s}$ – L -мерный вектор СПМ, полученный сопоставляемым АР-методом.

Результаты сравнения адекватности моделирования при использовании различных подходов сведены в таблицу 1.

Таблица 1 – Качество моделирования

Мощность шума \ Модели	Обычная	Предлагаемая
10^{-6}	0,016	$4,272 \cdot 10^{-3}$
10^{-4}	0,0165	$4,312 \cdot 10^{-3}$
10^{-2}	0,024	$9,991 \cdot 10^{-3}$

Проведенные исследования показывают, что в условиях воздействия нестационарных по мощности аддитивных шумовых помех нормированный квадрат длины E вектора ε невязки у предлагаемой модели имеет в 2,412...3,844 раза меньшую величину, чем у обычной АР-модели того же порядка ($p=4$). Из этого, следует, что существует возможность повышения точности спектрального оценивания медицинских диагностических сигналов предлагаемым методом.

Библиографический список

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
2. Колмогоров А.Н., Прохоров Ю.В., Ширяев А.Н. Вероятностно-статистические методы обнаружения спонтанно возникающих эффектов // Тр. МИАН. 1988. Т. 182. С. 4-23.
3. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: пер. с англ. М.: Мир, 1990. 584 с.

УДК 616.12-073.178

ОЦЕНКА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ЭКГ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ

Н.О. Антипов, А.Н. Калиниченко, Т.В. Моргунова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова, г. Санкт-Петербург

Рассмотрена методика оценки артериального давления человека с использованием сигналов ЭКГ и фотоплетизмограммы. Для предсказания значений систолического и диастолического давления использовались различные модели машинного обучения.

Ключевые слова: ЭКГ, фотоплетизмограмма, нейронные сети, безманжетный метод оценки артериального давления.

BLOOD PRESSURE ASSESSMENT BASED ON THE ANALYSIS OF ECG AND PHOTOPLETHYSMOGRAM SIGNALS

Kalinichenko A.N., Antipov N.O.

Saint Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI", Russia

A technique for assessing human blood pressure using ECG signals and photoplethysmogram is considered. Various machine learning models were used to predict the values of systolic and diastolic pressure.

Key words: ECG, photoplethysmogram, neural networks, blood pressure assessment without cuff.

В настоящее время манжетный метод является общепринятым для измерения артериального давления (АД) из-за своей доступности. Однако использование данного метода связано с рядом ограничений и неудобств. Поэтому проводится множество исследований, направленных на создание альтернативных методов оценки АД человека. Для этой цели широкое распространение получил сигнал фотоплетизмограммы (ФПГ) [1].

Алгоритмы машинного обучения (МО) достаточно часто встречаются в исследованиях по оценке АД без манжеты [2, 3, 4]. Для эффективной

реализации таких алгоритмов требуется большое количество данных, а также серьезная предварительная обработка. Именно эти трудности являются достаточно сильным ограничением для использования данных алгоритмов.

В данном исследовании для регистрации сигналов ЭКГ и ФПГ использовался портативный кардиомонитор CardioQvark на основе смартфонов семейства iPhone. Экспериментальная выборка содержала 290 записей сигналов от одного пациента продолжительностью от 180 до 300 мс. Исходная частота отсчетов составляла 1000 Гц. Значения артериального давления для каждой записи верифицировались с использованием тонометра AND UA-888.

Первым этапом предварительной обработки была фильтрация сигналов с помощью фильтра низких частот (ФНЧ). Для устранения сетевой помехи использовалось прореживание сигнала ФПГ до частоты 50 Гц. По сигналу ЭКГ выполнялось детектирование R-волн ЭКГ, которые использовались для синхронизации сигнала ФПГ с сердечным ритмом.

Для устранения плавления нулевой линии в сигнале ФПГ применялась сплайн-интерполяция. В качестве узлов интерполяции использовались позиции пиков второй производной пульсовой волны. Для удаления искаженных циклов ФПГ применялся корреляционный анализ, циклы с низким коэффициентом взаимной корреляции удалялись и не использовались в алгоритмах МО.

В исследовании использовались несколько видов моделей МО – искусственная нейронная сеть (ИНС) прямого распространения, сверточная нейронная сеть и ансамбль из этих двух сетей. Для модели ИНС прямого распространения был сформирован набор признаков, которые могут быть информативны при предсказании АД человека. Было отобрано 20 различных признаков, они исследовались на информативность, коррелированность и эффективность в комбинации с другими признаками. Признаки проверялись на соответствие нормальному распределению с помощью критерия Лиллиефорса. Информативность исследовалась посредством построения карт рассеяния. Для оценки эффективности комбинаций признаков использовались более простые алгоритмы МО в среде MATLAB Regression Learner. По результатам исследования в итоговый набор вошли 9 признаков.

Для построения моделей ИНС использовался фреймворк Keras на языке программирования Python. На вход ИНС подавались только признаки, рассчитанные по сигналам ФПГ. Основная идея создания ансамбля моделей заключалась в том, чтобы объединить разные алгоритмические подходы каждого из двух типов ИНС, а именно использовать способность к обобщению модели ИНС прямого распространения и выделение локальных особенностей с помощью сверточной нейронной сети, которая использует одномерное окно свертки для анализа сигнала пульсовой волны. Для моделей были применены следующие методы компенсации ограниченного объема обучающих данных: нормализация, L1 и L2 регуляризация, прореживание

(drop-out) для удаления паразитных связей между нейронами и слоями, кросс-валидация. Полученные результаты работы моделей представлены в таблице 1.

Таблица 1. Сравнение результатов, полученных от различных моделей

Выборка	Средняя абсолютная ошибка, мм. рт. ст.	Средняя абсолютная ошибка, %
<i>Модель сверточной нейронной сети</i>		
Обучающая	9,1	9,63
Валидационная	9,65	9,94
Тестовая	10,35	10,66
<i>Модель полносвязной нейронной сети</i>		
Обучающая	5,37	5,75
Валидационная	6,6	7,03
Тестовая	8,0	8,33
<i>Ансамбль моделей</i>		
Тестовая	7,3	7,77

Было установлено, что модель хорошо справляется с предсказанием большинства значений, однако сильно выпадающие из общего ряда значения хуже поддаются предсказанию. Также в рамках работы исследовался минимальный объем данных, необходимый для достижения достаточной точности предсказания. Было показано, что для обучения модели необходимо произвести как минимум 80 измерений.

В результате работы была исследована возможность создания методики оценки АД, требующей настройки на одного конкретного пациента. Было также показано, что объединение разных моделей в ансамбль позволяет повысить точность алгоритма. Создание алгоритма, способного давать оценку АД для любого пациента требует накопления значительно большего объема экспериментальных данных.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. Jermana L. Moraes, Matheus X. Rocha, Glauber G. Vasconcelos, José E. Vasconcelos Filho, Victor Hugo C. de Albuquerque and Auzuir R. Alexandria Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. Received: 24 April 2018; Accepted: 6 June 2018; Published: 9 June 2018
2. Kengo Atomi, Haruki Kawanaka, Md. Shoaib Bhuiyan, and Koji Oguri. Cuffless Blood Pressure Estimation Based on Data-Oriented Continuous Health Monitoring System. Received 30 December 2016; Revised 5 March 2017; Accepted 8 March 2017; Published 24 April 2017.

3. Syed Ghufuran Khalid, Jufen Zhang, Fei Chen, and Dingchang Zheng. Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmography Only: Comparison between Different Machine Learning Approaches. 23 Oct 2018.
4. Moajjem Hossain Chowdhury, Md Nazmul Islam Shuzan, Muhammad E.H. Chowdhury, Zaid B. Mahbub, M. Monir Uddin, Amith Khandakar and Mamun Bin Ibne Reaz. Estimating Blood Pressure from the Photoplethysmogram Signal and Demographic Features Using Machine Learning Techniques. Received: 15 March 2020; Accepted: 7 May 2020; Published: 1 June 2020

УДК 004.032.26

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ ФОРМ КАРДИОЦИКЛОВ НА ОСНОВЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЭКГ

А.С. Ба Махел, А.Н. Калиниченко

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова, г. Санкт-Петербург

Разработан алгоритм классификации типов сердечных сокращений (предсердная экстрасистола и желудочковая экстрасистола) в сигнале ЭКГ на основе их форм с использованием сверточной нейронной сети. Рассмотрен метод представления сердечных сокращений в виде изображений для их подачи в нейронную сеть для классификации.

Ключевые слова: анализ электрокардиограммы, обработка сигналов, машинное обучение.

NEURAL NETWORK ALGORITHM FOR CARDIAC CYCLES CLASSIFICATION BASED ON ECG IMAGES

A.S. Ba Mahel, A.N. Kalinichenko.

Saint Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI", Russia

An algorithm has been developed for classifying the types of heart contractions (atrial premature beats and premature ventricular beats) in the ECG signal based on their forms using a convolutional neural network. A method of representing heart contractions in the form of images for their submission to a neural network for classification is considered.

Key words: electrocardiogram analysis, signal processing, machine learning.

Целью исследования является разработка эффективного нейросетевого алгоритма классификации сердечных сокращений. Рассматриваемый в данной работе метод основан на представлении последовательности сердечных сокращений в виде изображений. Рассматриваются два вида нарушений сердечного ритма: предсердная экстрасистола (ПЭ) и

желудочковая экстрасистола (ЖЭ). Сигналы ЭКГ были взяты из базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database.

Перед преобразованием сигналов ЭКГ в изображения из них удалялся дрейф нулевой линии с использованием метода, основанного на интерполяции с применением кубических сплайнов. За узлы интерполяции принимаются точки на изоэлектрическом PR-сегменте каждого сердечного сокращения. Обнаружение комплекса QRS-комплексов выполнялось на основе порогового алгоритма. С использованием информации, представленной в файлах аннотаций, были выбраны типы аритмий для дальнейшей обработки в данной работе как показано на рис. 1. Извлеченные сердечные сокращения ПЭ и ЖЭ были сохранены в виде изображений в формате “bmp” с разрешением 100×100. На рис. 2 показаны образцы ПЭ и ЖЭ из разных записей.

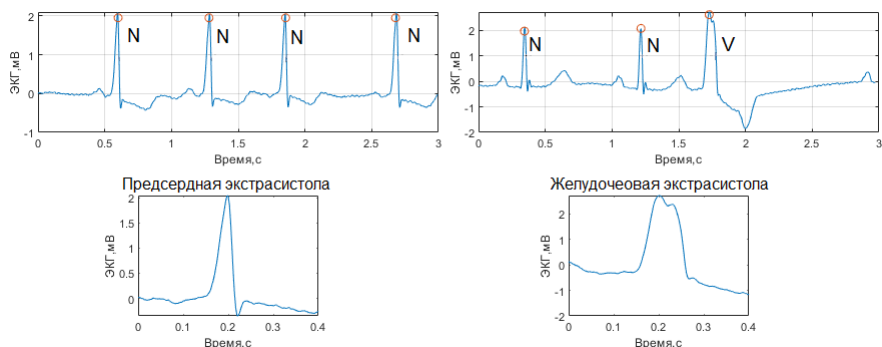


Рис.1 – Извлечение сердечных сокращений типов ПЭ и ЖЭ из ЭКГ

Образцы полученных изображений ПЭ



Образцы полученных изображений ЖЭ



Рис.2 – Образцы изображений ПЭ и ЖЭ

В качестве классификатора использовалась сверточная нейронная сеть с двумя полносвязными слоями на выходе, реализованная на языке Python с помощью библиотеки Keras [1]. Было предложено несколько архитектур сети, лучшая из которых выбиралась в процессе обучения и тестирования. Используя технику поиска по сетке, были опробованы поочередно такие

методы, как прореживание (dropout), алгоритм оптимизации (Adam), различное количество фильтров, число и размер сверток.

Полученный алгоритм состоит из двух блоков. Первый из них называется «формирователь признаков» и служит для представления последовательности типов сердечных сокращений в виде матрицы признаков. Он принимает на вход набор размеченных сигналов ЭКГ с локализованными R пиками. Второй блок является классификатором на основе сверточной нейронной сети. На выходе алгоритма формируется метка для сердечного сокращения. Для формирования набора данных было отобрано 42 одноканальных записей ЭКГ с наличием требуемых патологий. Из них 9 записей были отложены для тестирования. Далее были сформированы тренировочная и тестовая выборки изображений с соблюдением баланса классов. Размер тренировочной, валидационной и тестовой выборок составил 1980, 220 и 220 соответственно.

По результатам обучения выбрана лучшая конфигурация сверточной нейронной сети для итоговой проверки на тестовой выборке. Лучший результат показала модель на основе оптимизатора «ADM». Статистика показывает, что данный оптимизатор позволяет добиться лучшей обобщающей способности при проверке на реальных данных [2]. Также, увеличение числа сверток повысило качество классификации. Это можно объяснить тем, что модель становится способна извлекать более общие пространственные шаблоны [3]. Для оценивания работы алгоритма были рассчитаны значения метрик точности, с использованием следующих формул:

$$\text{Точность}(\text{precision}) = \frac{TP}{TP + FP},$$

$$\text{Полнота}(\text{recall}) = \frac{TP}{TP + FN},$$

$$F1\text{-мера}(f1\text{-score}) = \frac{2 \times \text{precision} \times \text{recall}}{\text{precision} + \text{recall}}.$$

В результате тестирования разработанной модели получены следующие значения метрик: accuracy – 0,686, precision – 0,639, recall – 0,854 и F1-score – 0,731. Полученные результаты говорят о применимости предложенного метода представления последовательности сердечных сокращений в сигнале ЭКГ в виде изображений.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. Haroon, Muhammad Arshad. "ECG Arrhythmia classification using Deep Convolution Neural Networks. In Transfer Learning. 2020.
2. Шолле Ф. Глубокое обучение на Python. СПб: Питер, 2013. 400 с.
3. Николенко С., Кадуринов А., Архангельская Е. Глубокое обучение. Погружение в мир нейронных сетей. СПб.: Питер, 2018. 480 с.

УДК 004.3

ПРОГРАММНО-АЛГОРИТМИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛОВ ФОНОКАРДИОГРАММЫ

А. С. Бердников, С.В. Моторина, Е.С. Якушенко

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова, г. Санкт-Петербург

Рассмотрены методы обработки фонокардиосигнала, позволяющие получить его спектр, сегментировать основные тона, а также выполнить классификацию на принадлежность пациента к одной из групп: без патологии, с дополнительными тонами, с дополнительными шумами.

Ключевые слова: *фонокардиограмма, преобразование Фурье, вейвлет-преобразование, машинное обучение.*

SOFTWARE DEVELOPMENT FOR PHONOCARDIOGRAMS SIGNALS CLASSIFICATION

A.S. Berdnikov, S.V. Motorina, E.S. Yakushenko

Saint Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI", Russia

Methods of processing a phonocardiogram signal are considered, which make it possible to obtain its spectrum, segment the main tones, and also to classify the patient into one of the groups: without pathology, with additional tones, with additional noise.

Key words: *phonocardiogram, Fourier transform, wavelet transform, machine learning.*

Согласно актуальным исследованиям [1] сердечно-сосудистые заболевания — главная причина смертности в мире. Также они являются существенным фактором инвалидности. Количество больных удвоилось с 271 млн. в 1990 г. до 523 млн. в 2019. Количество смертей от сердечно-сосудистых заболеваний также неуклонно растет с 12,1 млн. в 1990 г. до 18.6 млн. в 2019 г. В 2018 г. только в США население суммарно потеряло 3.8 млн. потенциальных лет жизни [2].

Следовательно есть острая необходимость ранней диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Все современные клиники оборудованы большим

спектром диагностического оборудования (УЗИ, МРТ, томографы и т. д.). Однако высокая стоимость таких устройств ожидаемо увеличивает и стоимость постановки диагноза. Использование аускультации сердца позволяет значительно ее снизить, однако требует высокой квалификации в этой области. Исследование, проведенное в англоязычных странах (США, Канада, Великобритания), показало что дальнейшее назначение по результатам аускультации было сделано корректно только для 22%, 26% и 20% пациентов соответственно [3].

Использование алгоритмов и программных комплексов для обработки фонокардиограммы (ФКГ) позволяет значительно повысить точность постановки диагноза и снизить ее стоимость. Главной задачей здесь является разработка программного обеспечения (ПО), способного обработать ФКГ и дать заключение о необходимости направления на дальнейшие исследование. ПО должно обеспечивать высокую скорость обработки записей, а также быть расширяемым для добавления новых методов и алгоритмов (сегментации и классификации).

В качестве записей ФКГ для разработки, тестирования и обучения алгоритмов использовалась открытая база данных "Classifying Heart Sounds Challenge" [4]. Для определения точности сегментации для каждой записи была выполнена разметка на принадлежность к основному тону. Для сегментирования тона использовались три подхода [5]: на основе граничных значений, математического ожидания или адаптивной гистограммы. Для получения спектральных компонентов были опробованы два метода: быстрое преобразование Фурье (БПФ) и дискретное вейвлет-преобразование (ДВП). Пример сегментации показан на рис. 1.

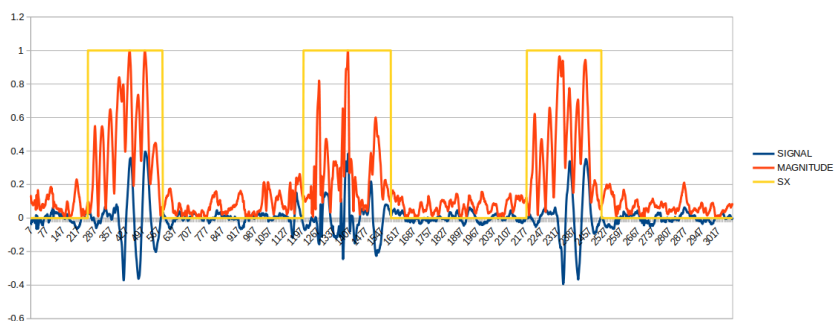


Рис. 1 - Сегментация основных тонов с использованием быстрого преобразования Фурье и адаптивной гистограммы

Далее из основных тонов были выделены и использованы как предикторы для машинного обучения такие свойства как: длительности тона и паузы, основная частота тона и паузы, максимальная энергия спектра тона, средняя энергия спектра тона, средняя энергия спектра паузы, форма тона. В качестве

методов машинного обучения использовались следующие: логистическая регрессия (ЛР), деревья принятия решений (ДПР), метод опорных векторов (МОВ), метод *k*-ближайших соседей (МкБС). Полученные результаты приведены в таблице 1.

Таблица 1. Результаты классификации.

Метод	ЛР	ДПР	МОВ	МкБС
БПФ	92,0%	90,9%	92,1%	93.1%
ДВП	92,2%	91,0%	92,1%	93.0%

Несмотря на то, что полученная точность в 92% ниже встречаемых в литературе (до 98% [6]), среди главных результатов выполнения данной работы можно назвать: мульти-доменное выделение свойств ФКГ, апробирование разных подходов к сегментации и классификации.

Пути дальнейшего совершенствования: поиск и разметка дополнительных баз данных записей ФКГ для увеличения точности исследований, увеличение количества групп классификации (вплоть до специфических болезней или повреждений), добавление новых способов фильтрации, сегментации и классификации, вынос части программного кода в мобильное приложение для использования смартфона в качестве цифрового стетоскопа.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. Roth, G. A., Mensah, G. A., Johnson, C. O., Addolorato, G., Ammirati, E., Baddour, L. M., Barengo, N. C., Beaton, A. Z., Benjamin, E. J., Benziger, C. P., Bonny, A., Brauer, M., Brodmann, M., Cahill, T. J., Carapetis, J., Catapano, A. L., Chugh, S. S., Cooper, L. T., Coresh, J., ... Fuster, V. (2020). Global Burden of Cardiovascular Diseases and Risk Factors, 1990–2019. *Journal of the American College of Cardiology*, 76(25), 2982–3021. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2020.11.010>.
2. Shah, N. S., Molsberry, R., Rana, J. S., Sidney, S., Capewell, S., O'Flaherty, M., Carnethon, M., Lloyd-Jones, D. M., & Khan, S. S. (2020). Heterogeneous trends in burden of heart disease mortality by subtypes in the United States, 1999-2018: observational analysis of vital statistics. *BMJ*, m2688. <https://doi.org/10.1136/bmj.m2688>.
3. Mangione, S. (2001). Cardiac auscultatory skills of physicians-in-training: a comparison of three English-speaking countries. *The American Journal of Medicine*, 110(3), 210–216. [https://doi.org/10.1016/s0002-9343\(00\)00673-2](https://doi.org/10.1016/s0002-9343(00)00673-2)
4. P.J. Bentley, G. Nordehn, M. Coimbra, S. Mannor, R. Getz, “The PASCAL Classifying Heart Sounds Challenge 2011,” www.peterjbentley.com/heartchallenge/.
5. On the Use of Phase and Energy for Musical Onset Detection in the Complex Domain. Juan P. Bello, C. Duxbury, M. Davies, M. Sandler. Senior Member, IEEE. 2004, 6. 553-557.
6. A Review of Computer-Aided Heart Sound Detection Techniques. Suyi Li, Feng Li, Shijie Tang, Wenji Xiong. *BioMed Research International, Hindawi*. 2020, 10.

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОЦЕНКИ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА У КРЫС

Д.А. Федосеева, А.Н. Калининченко, А.К. Лагирвандзе

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова, г. Санкт-Петербург

Разработан программный комплекс для расчета показателей variability сердечного ритма у подопытных животных. Предложены параметры для вычисления спектральных и временных показателей ВСР у крыс.

Ключевые слова: *variability сердечного ритма (BCP), MATLAB.*

SOFTWARE COMPLEX FOR THE HEART RATE VARIABILITY ESTIMATION IN RATS

D.A. Fedoseeva, A.N. Kalinichenko

Saint Petersburg Electrotechnical University ETU “LETI”, Russia

A custom software is developed for calculating heart rate variability indices in experimental animals. Parameters for calculating spectral and temporal indicators of HRV in rats are proposed.

Key words: *heart rate variability (HRV), MATLAB.*

Регуляция сердечного ритма является результатом ритмической активности автоматических клеток синусового узла, управляемого вегетативной и центральной нервной системами. Нарушение регуляции сердечного ритма может приводить к сердечной недостаточности. В представленной работе исследовалось влияние вагусной денервации сердца на толерантность к физической нагрузке [1]. Для этого группе животных проводилась операция, в ходе которой выделялся вагосимпатический ствол, проводилась его механическая стимуляция с последующей перерезкой. Во время операции выполнялась запись ЭКГ. Исходно записывался фрагмент длительностью 2,5 минуты, после чего выполнялось механическое раздражение вагосимпатического ствола на протяжении 5 сек с последующей его перерезкой, после чего также записывался фрагмент длительностью 2,5 сек. Финальная запись фрагментов сигнала выполнялась через три недели. Запись осуществлялась монитором ЭКГ («Инкарт», Санкт-Петербург).

Анализ данных проводился с использованием оригинальной специализированной программы, разработанной на языке MATLAB. Программа позволяет вычислять как статистические, так и частотные параметры ВСР.

За основу были взяты формулы расчета параметров ВСР, используемые при обследовании людей [2]. Формулы для расчетов ВСР у крыс были

скорректированы, исходя из того, что ЧСС у крыс приблизительно в 5 раз выше, чем у людей. В частности были выбраны новые диапазоны частот [3]. В таблице 1 представлены выбранные диапазоны и соответствующие им стандартные диапазоны для расчета частотных параметров у людей.

Таблица 1. Частотные диапазоны ВСР

Наименование частотного диапазона	Граничные частоты, Гц	
	Для людей	Для крыс
VLF, очень низкие частоты	0.003 - 0.04	0 - 0.2
LF, низкие частоты	0.04 - 0.15	0.2 - 0.8
HF, высокие частоты	0.15 - 0.4	0.8 - 2.5

Для вычисления частотных параметров был применен алгоритм, основанный на быстром преобразовании Фурье. Процедура расчета показателей включает следующие этапы:

- устранение выбросов в последовательности кардиоинтервалов;
- восстановление функции управления сердечным ритмом (рис. 1) с помощью сплайн-интерполяции (с частотой отсчетов 20 Гц);

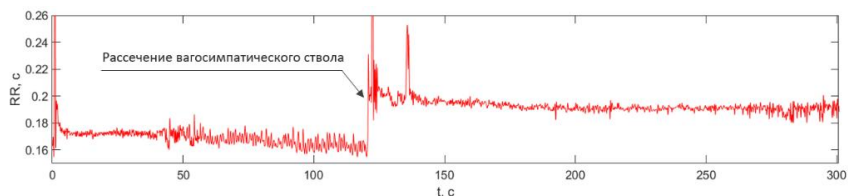


Рис. 1 – Восстановленная функция управления сердечным ритмом

- расчет спектральной плотности мощности (рис. 2) для выбранного фрагмента сигнала длительностью 100 секунд;
- вычисление значений суммарных мощностей по диапазонам частот VLF, LF и HF, а также общей мощности TP по формуле: $TP = VLF + LF + HF$.

Помимо частотных параметров, программа также позволяет вычислить частоту сердечных сокращений (ЧСС), среднеквадратическое отклонение (SDNN), коэффициент вариации (CV).

Кроме того, программа позволяет получить гистограмму и скатерограмму для выбранного фрагмента сигнала произвольной длительности (рис. 3). Шаг гистограммы был выбран 3 мс. По гистограмме вычисляется индекс централизации (IC), а также количество NN-интервалов, разность между которыми превышает 3 мс (NN3) и процент NN-интервалов, разность между которыми превышает 3 мс (pNN3).

Проведенные эксперименты с использованием разработанной программы показали, что рассчитываемые параметры ВСР являются статистически значимыми и могут быть использованы для анализа ВСР у крыс [1].

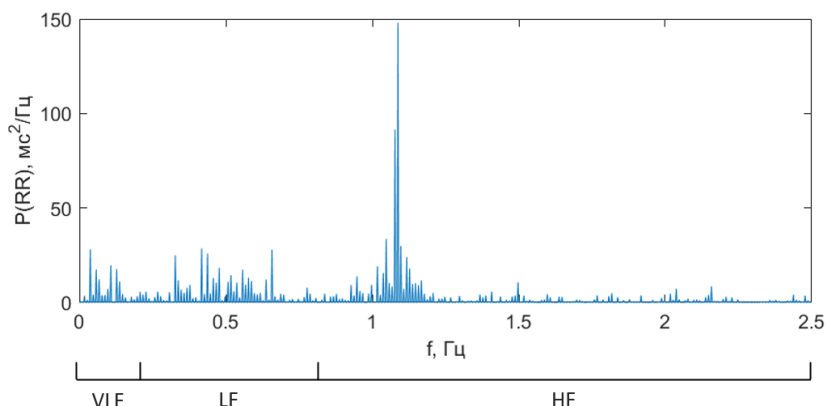


Рис. 2 – Спектральная плотность мощности фрагмента сигнала функции управления сердечным ритмом

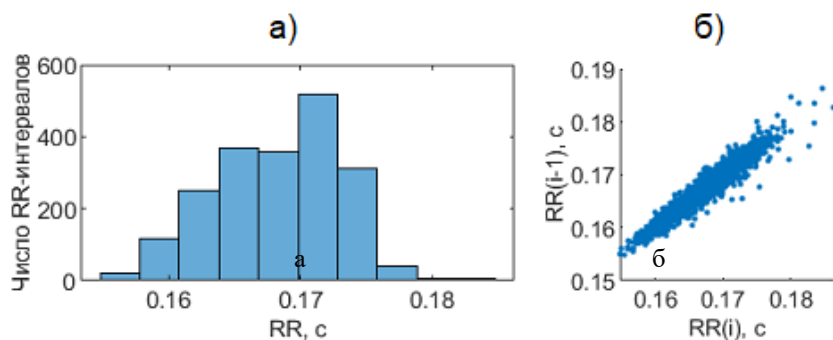


Рис. 3 – Гистограмма (а) и скатерограмма (б) для фрагмента сигнала функции управления сердечным ритмом

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. O.V. Mamontov, A. A. Karpov, S. M. Minasian and oth. Effect of Training on Tolerance to Physical Activity in a Model of Vagal Denervation in Rats // IEEE Access. – 2021, in press.
2. Heart rate variability. Standatds of Measurement, Physiological interpretation and clinical use. Circulation, 1996, V.93,P.1043-1065.
3. Морозова М.П., Гаврилова С.А., Иванов Е.В., Горбачева А.М., Ржавина Е.М., Ердяков А.К., Джемилова З.Н., Артемова Е.В., Токмакова А.Ю., Кошелев В.Б., Галстян Г.Р. Динамика вариабельности ритма сердца у крыс со стрептозотоциновым сахарным диабетом // Сахарный диабет. — 2019. — Т. 22. — №1. — С. 44-52. doi: 10.14341/DM9499.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛОЗАЩИТНЫХ СВОЙСТВ ОДЕЖДЫ И ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ОДЕЖДЕ

В.В. Марков, В.Э. Тришин, М.В. Яковенко
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

С целью моделирования теплозащитных свойств одежды и физиологического состояния человека поверхность тела, слои одежды и окружающая среда представлены системой теплообмена. Предложен подход к моделированию, при котором показателем физиологического состояния человека в одежде служит средняя температура кожи человека, которая также является мерой комфорта человека в одежде.

Ключевые слова: *одежда, тепловой комфорт, тепловой обмен; физиологическое состояние человека; теплозащитные свойства одежды.*

MODELING THE HEAT PROPERTIES OF CLOTHING AND THE PHYSIOLOGICAL STATE OF THE MAN IN CLOTHING

V.V. Markov, V.E. Trishin, M.V. Yakovenko
Oryol state university named after I.S. Turgenev, Oryol

In order to simulate the heat-shielding properties of clothing and the physiological state of a person, the surface of the body, layers of clothing and the environment are represented by a heat exchange system. An approach to modeling is proposed, in which the average temperature of a person's skin serves as an indicator of the physiological state of a person in clothing, which is also a measure of a person's comfort in clothing.

Keywords: *clothing, thermal comfort, heat exchange; the physiological state of a person; heat-shielding properties of clothing*

Одежда, которую носит человек, должна создавать ощущение комфорта. Известно достаточно обширная система показателей комфорта человека в одежде, включающая тепловые, гигроскопические, антропометрические, физиологические и психофизиологические показатели. При этом основным показателем теплового комфорта человека в одежде является средневзвешенная температура поверхности тела (температура кожи), которая, независимо состояния и видов деятельности человека, должна составлять около 33 °С для кожи, покрытой одеждой [1].

Для поддержания комфортной температуры поверхности тела человек носит одежду, которая должна защищать его и от переохлаждения, и от перегревания. С целью моделирования теплозащитных свойств одежды и физиологического состояния человека в одежде поверхность тела человека, слои одежды и окружающая среда представлены в виде системы теплообмена, схема которой показана рисунке 1.



Рис. 1 – Схема системы теплообмена тела человека с одеждой и окружающей средой

Основой модели теплозащитных свойств одежды и физиологического состояния человека в одежде служит уравнение теплового баланса между телом человека, одеждой и окружающей средой [2, 3]:

$$M + W - E - RES = K_{cl} + R + C, \quad (1)$$

где M – скорость метаболизма (тепловая генерация в результате обмена веществ) при выполнении работ соответствующей категории, Вт/м²;

W – теплообмен в результате физической деятельности (эта составляющая может быть положительной или отрицательной), Вт/м²;

E – теплообмен в результате испарения пота, Вт/м²;

RES – теплообмен в результате дыхания, Вт/м²;

K_{cl} – кондуктивный теплообмен через одежду, Вт/м²;

R – лучистый (радиационный) теплообмен, Вт/м²;

C – конвекционный теплообмен, Вт/м².

В уравнении (1) влияние теплозащитных свойств одежды задано неявно, через параметр K_{cl} – кондуктивный теплообмен через одежду. Он может быть определен по формуле [2, 4]:

$$K_{cl} = \frac{t_s - t_{cl}}{0,155 \cdot I_{cl}}, \quad (2)$$

где t_s – средняя температура кожи человека, °С;

t_{cl} – температура наружной поверхности одежды, °С;

I_{cl} – теплоизоляция (термическое сопротивление) одежды, кло (clo).

Средняя температура кожи человека определяется по формуле [2]:

$$t_s = 35,7 - 0,028 \cdot (M - W).$$

Единицами измерения теплоизоляции (термического сопротивления) комплекта одежды в Международной системе единиц является $\text{м}^2\text{К/Вт}$, а в специальных единицах теплопроводности – кло ($1 \text{ clo} = 0,155 \text{ м}^2\text{К/Вт}$).

Уравнения (1) и (2) в совокупности с системой теплообмена тела человека с одеждой и окружающей средой (рисунок 1) позволяют моделировать теплозащитные свойства одежды и физиологического состояния человека в заданном комплекте одежды.

При моделировании показателем физиологического состояния человека в одежде будет служить средняя температура кожи человека, которая также является мерой комфорта человека в данном комплекте одежды.

Схема, показанная на рисунке 1, позволяет включить в модель факторы внешней и внутренней среды одетого человека, такие, как теплообмен в результате физической деятельности, испарения пота, дыхания, лучистой энергии, конвекции и других явных и скрытых факторов теплопередачи.

Показателем теплозащитных свойств одежды будет являться термическое сопротивление комплекта одежды. При проведении моделирования необходимо будет решить вопрос о том, является ли термическое сопротивление комплекта одежды постоянной величиной для конкретного комплекта одежды, или оно изменяется под действием внешних и внутренних факторов, определяющих скорость теплообмена между телом человека, одеждой и окружающей средой.

Библиографический список

1. Закиряева, Н. Г. Математическая модель одежды, предназначенной для эксплуатации в жарких климатических условиях / Н. Г. Закиряева, М. Ж. Жалолова, С. У. Пулатова. – Текст: непосредственный // Молодой ученый. – 2014. – № 4 (63). – С. 170-173. – URL: <https://moluch.ru/archive/63/8430/> (дата обращения: 06.11.2021).
2. Сулин, А.Б. Индексы теплового комфорта: Учебно-методическое пособие / А.Б. Сулин, Т.В. Рябова, А.А. Рубцов, А.А. Никитин; Под ред. А.Б. Сулина и Т.В. Рябой. СПб.: Университет ИТМО, 2016. – 36 с
3. Абрамов, А.В. Методика определения теплозащитных свойств текстильных материалов / А.В. Абрамов, Ю.С. Шустов // В сборнике: Сборник научных трудов, посвященный 75-летию кафедры

Материаловедения и товарной экспертизы. под ред. Шустова Ю.С., Буланова Я.И., Курденковой А.В., Москва, 2019. С. 216-219.

4. Родичева, М.В. Развитие методов исследования микроциркуляции крови и теплового состояния человека при оценке эксплуатационной эффективности одежды / М.В. Родичева, А.В. Абрамов, Ю.И. Локтионова, А.И. Жеребцова // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. 2019. № 4-1 (336). С. 42-51.

УДК 004.891.3

МУЛЬТИМОДАЛЬНЫЙ КЛАССИФИКАТОР ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ

М.Б. Мяснянкин, С. Кадырова, А.Ю. Новоселов

ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск

На основе многомодального анализа вейвлет-плоскости кардиосигнала построен нейросетевой классификатор функционального состояния системы дыхания.

Ключевые слова: *ритм дыхания, кардиосигнал, вейвлет-плоскость, нейронная сеть, дескрипторы.*

NEURAL NETWORK CLASSIFIER OF THE FUNCTIONAL STATE OF THE RESPIRATORY SYSTEM

M.B. Myasnyankin, S. Kadyrova, A.Yu. Novoselov

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «South-West State University», Kursk

On the basis of multimodal analysis of the wavelet plane of the cardiac signal, a neural network classifier of the functional state of the respiratory system is built.

Key words: *respiration rhythm, cardiac signal, wavelet plane, neural network, descriptors.*

Доказано, что вейвлет – плоскость кардиосигнала отражает, как ритмы сердечно-сосудистой системы, так и ритмы системы дыхания (СД), поэтому для получения дескрипторов функционального состояния (ФС) СД используем строки вейвлет-плоскости кардиосигнала, принадлежащих частотному диапазону ритма дыхания (РД) [1, 2]. Показатели вариабельности этих строк по времени и по частоте используем в качестве дескрипторов для обучаемого классификатора функционального состояния СД, выполненного на многослойной нейронной сети прямого распространения [3, 4, 5].

В классификаторе ФС СД используем иерархическую структуру нейронной сети, которая включает две автономных нейронных сети NET1 и NET2, каждая из которых имеет два выхода, показывающих вероятность

нахождения СД в заданном ФС и вероятность нахождения СД в индифферентном классе, и третью нейронную сеть NET, агрегирующую решения первых двух по обоим выходам. На рис. 2 представлена структурная схема мультимодального классификатора ФС СД. В классификаторе в качестве дескрипторов нейронной сети NET1 используются показатели вариабельности выделенных строк вейвлет-плоскости по времени (по сдвигу), а в качестве дескрипторов нейронной сети NET2 используются показатели вариабельности выделенных строк вейвлет-плоскости по частоте (по масштабу).

Для вычисления дескрипторов NET1 формируем матрицу размером $L \times N$ из строк вейвлет-плоскости, лежащих в области частот РД. Здесь L -число строк вейвлет-плоскости кардиосигнала, лежащих в диапазоне РД, а N - число столбцов вейвлет плоскости, которое определяется числом отсчетов кардиосигнала. Определяем спектры Фурье $\{f_{\ell k}\}$, $\ell = \overline{1, L}$, $k = \overline{1, N}$ строк полученной матрицы, выделяем из N спектральных коэффициентов Фурье в каждой из L строк матрицы M $f_{\ell m}^*$ коэффициентов, соответствующих диапазону VLF спектра кардиосигнала [3], определяем первые разности этих коэффициентов по строкам и вычисляем множество дескрипторов для NET1 как

$$d1_j = \sum_{\ell=2}^L |f_{\ell, j}^* - f_{\ell-1, j}^*|. \quad (1)$$

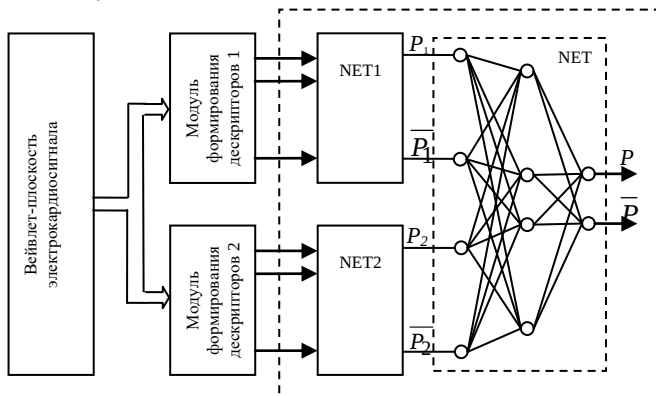


Рис. 2 - Структурная схема мультимодального иерархического классификатора

Для вычисления дескрипторов NET2 используем ту же матрицу вейвлет-коэффициентов $\{w_{\ell n}\}$, $\ell = \overline{1, L}$, $n = \overline{1, N}$ размером $L \times N$, сформированную из строк вейвлет-плоскости, лежащих в области частот РД. Транспонируем

полученную матрицу вейвлет-коэффициентов в матрицу $N \times L$, в каждой из N строк транспонированной матрицы находим максимальный по абсолютной величине вейвлет-коэффициент, определяем номер строки транспонированной матрицы, которой принадлежит этот вейвлет-коэффициент, формируем вариационный ряд из N номеров строк транспонированной матрицы, элементы которого определяют как

$$d2_n = \arg\left(\max_{\ell \in 1, L} (|w_{n\ell}|)\right), \quad (2)$$

определяем спектр полученного вариационного ряда

$$fd2_k = \sum_{n=1}^N d2_n \cdot \exp(-2\pi kn / N), \quad (3)$$

выбираем из множества $\{fd2_k\}$, $k = \overline{1, N}$ множество спектральных коэффициентов $\{fd2_k^*\}$, $k = \overline{1, \Theta}$, лежащих в диапазоне VLF спектра кардиосигнала [3], и используют значения элементов этого множества в качестве дескрипторов нейронной сети NET2.

Экспериментальные исследования мультимодального иерархического классификатора на контрольных выборках по классам «пневмония - нет пневмонии» показали, что он превосходит показатели качества классификации рентгенологических исследований по диагностической специфичности и несколько уступают им по диагностической чувствительности, что позволяет рекомендовать полученный классификатор ФС СД в клиническую практику.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-38-90058.

Acknowledgments: The reported study was funded by RFBR, project number 20-38-90058.

Библиографический список

1. Петрова, Т.В. Предикторы синхронности системных ритмов живых систем для классификаторов их функциональных состояний / Т.В. Петрова, С.А. Филист, С.В. Дегтярев, А.В. Киселев, О.В. Шаталова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2018. Т. 17. № 3. С. 693-700.
2. Модели латентных предикторов в интеллектуальных системах прогнозирования состояния живых систем/ А.В. Киселев, О.В. Шаталова, З.У. Протасова, С.А. Филист, Н.С. Стадниченко //Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2020. Т. 10. № 1. - С. 114-133.
3. Мяснянкин, М.Б. Формирование дескрипторов для классификаторов функционального состояния системы дыхания на основе спектрального анализа электрокардиосигнала/Мяснянкин М.Б., Филист С.А., Киселев А.В.,

Кузьмин А.А.//Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2020. Т. 10. № 3/4. - С. 8-28.

4. Филист, С.А. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных / С.А. Филист, Р.А. Томакова, З.Д. Яа // Известия Юго-Западного государственного университета. - Курск: Изд-во ЮЗГУ, 2012. – №4(43). – Ч. 2. – С. 44-50.

5. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. - 2014. - №6. - С. 35-39.

УДК 616.613-003.7

ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ МОЧЕКАМЕННОЙ БОЛЕЗНИ

Н.Е. Дринякина, В.О. Ручкина

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

Рассмотрено применение нейронных сетей при исследовании мочи для диагностики мочекаменной болезни. Рассмотрена возможность проектирования, тестирования и обучения нейронных сетей с помощью признакового пространства, полученного с помощью джоульметрического метода при исследовании мочи.

Ключевые слова: джоульметрия, нейронная сеть, мочекаменная болезнь, исследование мочи.

APPLICATION OF NEURAL NETWORKS FOR DIAGNOSTICS OF URELINE DISEASE

N.E. Drinyakina, V.O. Ruchkina

Penza State University, Penza

The application of neural networks in the study of urine for the diagnosis of urolithiasis is considered. The possibility of designing, testing and training neural networks using the feature space obtained using the joulemetric method in the study of urine is considered.

Key words: joulemetric, neural network, urolithiasis disease, urine analysis.

На сегодняшний день одним из самых распространенных заболеваний человека является мочекаменная болезнь, встречающаяся в любой возрастной категории и проявляющаяся формированием камней в различных отделах мочевыводящей системы, чаще всего в почках. Обычно мочекаменная болезнь диагностируется поздно, после появления клинических симптомов. В связи с этим важно своевременно

диагностировать данную патологию, чтобы выбрать эффективную тактику лечения и избежать хирургического вмешательства [1].

В основе патогенеза мочекаменной болезни лежит изменение состава мочи вследствие воспалительного процесса в почках. Образование камней в почках связано с формированием микролитов. В диагностике мочекаменной болезни состав мочи имеет решающее значение [1].

При мочекаменной болезни происходит изменение электрохимических свойств мочи. В настоящее время для описания свойств биологических объектов применяют электрохимические методы исследования, позволяющие определить концентрацию искомых веществ в моче, получить электрические зависимости от химических особенностей субстрата [1]. Наиболее приемлемым из электрохимических методов для диагностики мочекаменной болезни является джоульметрический метод [2,3].

В основе джоульметрического метода лежит оценка работы, которая совершается внешним источником тока в исследуемом биологическом объекте с целью его перевода в другое состояние. Джоульметрический метод позволяет определить и различить виды молекул в растворе, основываясь на функциональной зависимости между произведенной работой тока и различными концентрациями молекул веществ, которые необходимо было исследовать (ураты, фосфаты, оксалаты) [1]. Для измерения джоульметрических параметров используют образцы конкрементов, растворённые в соляной кислоте, так как обнаружена связь между совершаемой током работой и концентрацией кислоты в растворе. Джоульметрический метод прост в использовании, не требует больших временных затрат, обладает высокой точностью и специфичностью [3].

Полученные значения работы представляют собой информативные признаки, характеризующие свойства мочи и предназначенные для формирования признакового пространства, которое можно использовать для проектирования, тестирования и обучения нейронной сети. Данные разработанные нейронные сети могут быть использованы для определения наличия или отсутствия патологии [4]. Патологией в данном случае считается наличие конкрементов у пациентов с мочекаменной болезнью.

Для диагностики патологии с помощью нейронных сетей нужно собрать достаточное количество данных, для того чтобы осуществить обучение нейронной сети. Обучение – это сложный процесс, в котором посредством моделирования нейронной сети настраиваются параметры нейронной сети. В зависимости от параметров подстройки определяется тип нейронной сети.

Существуют нейронные сети прямого действия (однослойные и многослойные персептроны, сети радиально-базисных функций) и рекуррентные сети. Сети, основанные на радиально-базисных функциях, моделируют произвольную нелинейную функцию с помощью всего одного промежуточного слоя и гораздо быстрее обучаются, поэтому целесообразно использовать радиально-базисную нейронную сеть [5].

Радиальные базисные сети состоят из трех слоев: входной, скрытый радиальный базисный слой нейронов и выходной линейный слой нейронов. Структура радиально-базисной сети, реализуемая в пакете nntool программы Matlab, приведена на рис. 1.

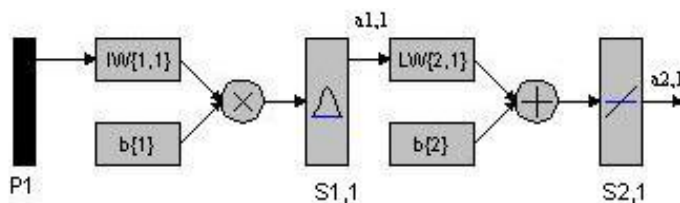


Рис. 1 – Структура радиально-базисной сети

При обучении и тестировании нейронной сети были получены результаты, приведенные в таблице 1.

Таблица 1. Результаты обучения и тестирования нейронной сети

Ошибка при обучении нейросети	Ошибка при тестировании нейросети	Значение работы при тестировании, $\times 10^{-6}$ Дж
1,7004e-31	0.04	1.352

В результате разработанная нейронная сеть способна определять, какой из видов конкрементов присутствует в моче: ураты, фосфаты или оксалаты.

С помощью анализатора свойств мочи можно будет на ранних этапах не только определить наличие, но и опасность течения заболевания по определению компонентов в составе конкремента. В дальнейшем можно будет определить метод лечения и профилактику уролитиаза.

Библиографический список

1. Gerashchenko S.I., Gerashchenko S.M., Yankina N.N., Yankin N.N., Khotko D.N. Application of the joulemetric method to determine the composition of uroliths // Proceedings – 2021 IEEE Ural-Siberian Conference on Computational Technologies in Cognitive Science, Genomics and Biomedicine, CSGB 2021. 2021. С. 190-194.
2. Gerashchenko S.M., Yankin N.N., Yankina N.N., Zefirov S.L., Kuchumov E. Modelling of electrochemical processes and joulemetric measuring systems // Moscow Workshop on Electronic and Networking Technologies, MWENT 2020 – Proceedings. 2020. pp. 9067442.5.
3. Геращенко С.И., Янкина Н.Н., Бабич С.М. Применение джоульметрического метода для диагностики патологий печени // Труды международного симпозиума "Надежность и качество". 2010. – Т. 2. – С. 299.

4. Янкина Н.Н. Нейросетевой динамический анализ биологических тканей и жидкостей. Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук / Пензенский государственный университет. – Пенза, 2005.
5. Геращенко С.И. Использование нейросетевого классификатора для идентификации новообразований / С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Н.Н. Янкина, Ф.Ш. Енгальчев // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. – М, 2008. – № 9. – С. 77-80.

УДК 631.445.4: 546.815:631.45

ДЕТОКСИКАЦИЯ ОПОДЗОЛЕННОГО ЧЕРНОЗЕМА, ЗАГРЯЗНЕННОГО КАДМИЕМ

О.В. Черникова

ФКОУ ВО «Академия права и управления Федеральной службы исполнения наказаний», г. Рязань

В условиях повышенной степени загрязнения почвы кадмием, для получения экологически безопасной продукции и улучшения свойств черноземов оподзоленных рекомендуется применять удобрительную смесь, включающую известь (8 т/га) + навоз КРС (100 т/га).

Ключевые слова: чернозем оподзоленный, кадмий, детоксикация.

DETOXIFICATION OF PODZOLIZED CHERNOZEM CONTAMINATED WITH CADMIUM

O.V. Chernikova

Academy of law management of the federal penal service of Russia, Ryazan

In conditions of increased soil contamination with cadmium, it is recommended to use a fertilizer mixture including lime (8 t/ha) + cattle manure (100 t/ha) to obtain environmentally safe products and improve the properties of podzolized chernozems.

Key words: podzolized chernozem, cadmium, detoxification.

Загрязнение тяжелыми металлами (ТМ) окружающей среды Рязанской области ухудшает экологическое состояние территорий, вызывает изменение химического состава всех природных компонентов, отрицательно сказывается на здоровье населения.

ТМ попадают в биосферу вследствие техногенного рассеивания от выбросов высокотемпературных технологических процессов (черная и цветная металлургия, тепловые электростанции и т.д.). Одним из важнейших компонентов окружающей среды является почва, которая принимает на себя воздействие промышленных выбросов и отходов, остаточных количеств

пестицидов и других токсикантов, выполняя важную роль буфера и детоксиканта [1-3].

Технологические выбросы от стационарных и передвижных источников загрязнения окружающей среды поступают в атмосферу, а затем, выпадая на земную поверхность, накапливаются в верхних горизонтах почвы, вновь включаются в природные и техногенные циклы миграции.

Чернозем является сильным аккумулятором ТМ, в связи с этим, актуальной становится проблема разработки агрономелиоративных мероприятий по санации техногенно загрязненных черноземов и получению безопасной продукции растениеводства[4, 5].

Целью данной работы являлось изучение влияния приемов детоксикации чернозема оподзоленного, загрязненного кадмием, на аккумуляцию данного металла в почве.

Для достижения поставленной цели были проведены натурные исследования в лизиметрах, заряженных черноземом оподзоленным и загрязненным солью кадмия – CdSO_4 – с концентрацией равной 0,6 мг/кг.

Обоснованием для использования в качестве загрязнителя кадмия послужило то, что данный химический элемент не служит микроэлементом для растений и является приоритетным загрязнителем почв Рязанской области [6-8].

Было разработано пять вариантов опыта, с применением различных детоксикантов (табл.1).

Таблица 1. Схема эксперимента

№ п/п	Вариант опыта
1	Фон
2	Фон + Навоз КРС (100 т/га)
3	Фон + Известь (8 т/га) + Навоз КРС (100 т/га)
4	Фон + Известь (8 т/га)
5	Фон + Минеральные удобрения (N60P60K60)

Полученные результаты свидетельствуют о том, что внесенные добавки детоксикантов, оказывают неодинаковое влияние на аккумуляцию кадмия в черноземе оподзоленном (табл. 2).

Таблица 2. Содержание кадмия в черноземе оподзоленном

№ п/п	Вариант опыта	Содержание кадмия в почве (мг/кг)		
		Проба №1	Проба №2	Среднее значение
1	Фон	0,49	0,51	0,50
2	Фон + Навоз КРС (100 т/га)	0,40	0,42	0,41
3	Фон + Известь (8 т/га) + Навоз КРС(100т/га)	0,25	0,25	0,25
4	Фон + Известь (8 т/га)	0,39	0,41	0,40
5	Фон + Минеральные удобрения(N60P60K60)	0,36	0,38	0,37

Снижение уровня загрязнения чернозема оподзоленного кадмием при применении различных видов детоксикантов происходило на всех вариантах опыта. Наилучший результат был получен на третьем варианте опыта, где внесли известь (8 т/га) и навоз крупного рогатого скота (100 т/га).

Таким образом, на основе экспериментальных исследований установлено, что при применении различных детоксикантов на черноземах оподзоленных (с фоном ТМ) – наименьшая аккумуляция кадмия наблюдалась на удобрительной смеси Известь (8 т/га) + Навоз КРС (100 т/га).

Библиографический список

1. Евтюхин В.Ф., Ильинский А.В., Черникова О.В. Влияние систем удобрений на продуктивные функции сельскохозяйственных культур в условиях смоделированного загрязнения чернозема тяжелыми металлами // Агрохимический вестник. 2011. № 3. С. 24-26.
2. Питюрина И.С., Черникова О.В. Методика оценки показателей контроля качества и безопасности продовольственных товаров, поставляемых для нужд УИС // В сборнике: Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2019. Сборник трудов XXXII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. Под общей редакцией В.И. Жулева. 2019. С. 325-328.
3. Серегина Т.А., Жильников А.А., Мажайский Ю.А. Ограничения и резервы развития органического земледелия // Вестник Курской государственной сельскохозяйственной академии. 2021. № 5. С. 109-116.
4. Черникова О.В. Экологическое обоснование комплексных приемов реабилитации черноземов, загрязненных тяжелыми металлами (на примере Рязанской области) / автореферат дис. ... кандидата биологических наук / Рос. гос. аграр. ун-т. Рязань, 2010. 178 с.
5. Черникова О.В. Экологическое обоснование комплексных приемов реабилитации черноземов, загрязненных тяжелыми металлами (на примере Рязанской области) / диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук / Российский государственный аграрный университет. Рязань, 2010. 24 с.
6. Черникова О.В., Карпов А.Н. Приемы восстановления плодородия черноземных почв, загрязненных тяжелыми металлами // Агрохимический вестник. 2014. № 2. С. 24-25. 178 с.
7. Жильников А.А. Выявление скрытых примесных металлов в пищевой продукции и сырье // В сб. тез. выступ. и докл. участников к 140-летию уголовно-исполнительной системы России и 85-летию Академии ФСИН России: в 10 т. Рязань. 2019. С. 70-71.
8. Жильников А.А. Локализация магнитовосприимчивых фракций примесных частиц в пищевой продукции и сырье // Сб. тез. выступ. и докл. участников Международной научно-практической конференции. Рязань. 2020. С. 18-20.

КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ И ПРИРОДОЗАЩИТНЫЕ МЕРОПРИЯТИЯ

А.Ф. Рыжова

ФКОУ ВО «Академия права и управления Федеральной службы исполнения наказаний», г. Рязань

Природа уже многие десятилетия страдает от антропогенных и многих других факторов, которые разрушают ее. Для изменения ситуации была создана система контроля окружающей среды. Она позволила сдерживать негативные изменения окружающей среды, а также предотвратить их. Для этого были созданы и различные природоохранительные мероприятия.

Ключевые слова: *природа, окружающая среда, индикаторы, экологический мониторинг.*

ENVIRONMENTAL QUALITY CONTROL AND ENVIRONMENTAL PROTECTION MEASURES

A. F. Ryzhova

Academy of law management of the federal penal service of Russia, Ryazan

Nature has been suffering for many decades from anthropogenic and many other factors that destroy it. To change the situation, an environmental control system was created. It made it possible to contain negative environmental changes, as well as to prevent them. Various nature protection measures were also created for this purpose.

Key words: *nature, environment, indicators, environmental monitoring.*

Контроль качества окружающей среды – современный термин, который в 21 веке относится к важным шагам человека на пути к защите природы. Для принятия своевременных и верных решений по стабилизации и улучшению страдающих от антропогенного фактора экосистем необходим постоянный мониторинг [1, 2]. Он носит название «экологический».

Экологический мониторинг – это не просто наблюдение за состоянием окружающей среды, ни и оценка этого состояния, а также прогнозирование возможных антропогенные или других загрязнений, изучение их причин и способов нейтрализации [3].

Существует большое количество приторных метолов контроля природной зоны. В первую очередь, высокой функциональной отличаются фотографические системы зондирования Земли из космоса. Эта система основана на создании черно-белых снимков, отличающихся максимально возможных в таких условиях качеством. С помощью снимков ученые производят контроль качества среды, однако, не могут получить точные числовые данные.

В этом случае на помощь приходят другие способы экологического мониторинга. Это методы биоиндикации и биотестирования. Они основываются на учете живых организмов – тест-объектов, особенно чувствительных к конкретным элементам окружающей среды, т.е. организмов-стенозков. Биоиндикация – это оценка качества среды по обитающим в ней организмам. Для учета изменений среды составляются соответствующие списки индикаторных организмов. Биотестирование – метод определения степени токсичности воздействия тех физических, химических и биологических факторов среды, которые потенциально опасны для живых организмов в экосистемах [4, 5].

Синонимом понятия «биоиндикация» является термин «экологическая индикация». Индикаторами здесь называют организмы, которые своим присутствием или отсутствием указывают на специфику или состояние местности (табл.1).

Таблица 1. Использование некоторых организмов индикаторов

Свойство среды	Индикатор
Избыток кальция в почве	Живокость полевая, горчица полевая, лютик полевой, печеночница благородная
Недостаток кальция в почве	Василек синий, редька дикая, майник двулистный, орляк, вереск, фиалка
Избыток азота в почве	Крапива двудомная, лопух большой, марь белая, лебеда, чистотел, малина
Засоление почвы	Солерос, солодка гладкая, тамариск, донник
Недостаток влаги в почве	Очиток едкий, гвоздика песчаная, овсяница, кошачья лапка, полевика
Избыточное увлажнение в почве	Черника, кукушкин лен, сфагнум, калужница, камыш лесной, сабельник болотный
Деградация почвы	Горец птичий, лапчатка гусиная, подорожник, одуванчик
Почвы с высоким плодородием	Кислица, вороний глаз, крапива двудомная
Чистая вода	Водяной орех
Загрязнённая вода	Ряска, роголистник, эвглена, хламидомонада
Чистый воздух	Эпифитный лишайник
Загрязнённый воздух	Лишайниковая пустыня — содержание $SO_2 > 3$ мг/дм ³ . Толерантные лишайники (ксантория) – содержание $SO_2 - 0,2 - 0,05$ мг/дм ³ . Пармелии, уснеи – содержание $SO_2 < 0,05$ мг/дм ³

Биоиндикация позволяет осуществлять объективный контроль над состоянием окружающей среды. Любой факт загрязнения неизбежно вызовет изменения в их состоянии.

В число природозащитных мероприятий входит следующее:

– создание нормативов содержания в воздухе, воде и почве тех или иных вредных веществ. Это помогает сохранять нормальные условия жизнедеятельности человека.

– прогнозирование возможных выбросов и ухудшения среды природы.

Еще одним действенным природоохранным мероприятием служит создание особо охраняемых природных территорий (ООПТ). При постоянных нарушениях замкнутости биотических круговоротов, происходящих в агроценозах, где разомкнутость составляет десятки процентов против сотых долей в норме, возврат экосистемы в устойчивое сбалансированное состояние может длиться многие сотни лет. Отсюда понятна роль неисторченных человеком территорий, таких как национальные парки, в обеспечении стабильности биотических процессов в биосфере в целом.

Таким образом, можно сделать вывод, что экологический мониторинг – это одна из важнейших систем, которые способны не только сохранить природу, но и приукрасить её благодаря многим природозащитным мероприятиям.

Библиографический список

1. Черникова О.В. Экологическое обоснование комплексных приемов реабилитации черноземов, загрязненных тяжелыми металлами (на примере Рязанской области) / автореферат дис. ... кандидата биологических наук / Рос. гос. аграр. ун-т. Рязань, 2010. 178 с.
2. Черникова О.В. Экологическое обоснование комплексных приемов реабилитации черноземов, загрязненных тяжелыми металлами (на примере Рязанской области) / диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук / Российский государственный аграрный университет. Рязань, 2010. 24 с.
3. Серегина Т.А., Жильников А.А., Мажайский Ю.А. Ограничения и резервы развития органического земледелия // Вестник Курской государственной сельскохозяйственной академии. 2021. № 5. С. 109-116.
4. Биодиагностика и индикация почв: учебно-методическое пособие /Е.В. Рассадина, Е.Г. Климентова. – Ульяновск: УлГУ, 2016 – 186 с.
5. Назаренко Н.Н., Мосиенко М.Ю. Биоиндикация окружающей среды / учебно-практическое пособие – Челябинск: Изд-во Южно-Урал. гос. гуман.-пед. ун-та, 2019 – 115 с.

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЯЖЕЛЫХ МЕТАЛЛОВ В ПРОДОВОЛЬСТВЕННОМ СЫРЬЕ И ПИЩЕВОЙ ПРОДУКЦИИ

А.Ф. Надина

ФКОУ ВО «Академия права и управления Федеральной службы исполнения наказаний», г. Рязань

Металлы являются естественными составляющими, которые существуют в экосистеме. Они встречаются по всей земле, включая атмосферу, земную кору, водные объекты, а также могут накапливаться в биологических организмах, включая растения и животных. Особо выделяются среди них тяжелые металлы. Их токсичность может способствовать развитию ряда заболеваний. Для контроля их содержания в пище были разработаны различные методы.

Ключевые слова: *тяжелые металлы, предельно допустимые концентрации, методы определения.*

METHODS FOR THE DETERMINATION OF HEAVY METALS IN FOOD RAW MATERIALS AND FOOD PRODUCTS

A.F. Nadina

Academy of law management of the federal penal service of Russia, Ryazan

Metals are natural constituents that exist in the ecosystem. They are found all over the earth including the atmosphere, earth crust, water bodies, and can also accumulate in biological organisms including plants and animals. Heavy metals stand out among them. Their toxicity can contribute to the development of a few diseases. Various methods have been developed to control their content in food.

Key words: *heavy metals, maximum permissible concentration, methods for the determination*

Среди 35 существующих природных металлов 23 обладают высокой удельной плотностью более 5 г/см^3 с атомным весом более 40,04 и носят название тяжелые металлы. Эта категория известна не только своей высокой плотностью, но, что наиболее важно, неблагоприятным воздействием на экосистему и живые организмы.

Часть тяжелых металлов, таких как медь, кобальт, железо, никель, магний, молибден, хром, селен, марганец и цинк, играют функциональные роли, которые необходимы для различных физиологических и биохимических процессов в организме. Однако в высоких дозах они могут быть вредны для организма, в то время как другие, такие как кадмий, ртуть, свинец, хром, серебро и мышьяк даже в незначительных количествах, оказывают сильное воздействие на организм, вызывая острый и продолжительный токсический эффект у людей [1-5].

В связи с этим были созданы и утверждены предельно допустимые концентрации тяжелых металлов и мышьяка в продовольственном сырье и пищевых продуктах. Рассмотрим некоторые ПДК тяжелых металлов в продукции (таб.1) [6].

Таблица 1. Предельно допустимые концентрации некоторых тяжелых металлов и мышьяка в продовольственном сырье и пищевых продуктах

Пищевые продукты	Кол-во (мг/кг)
Свинец	
Мясо, мясные и мясосодержащие продукты	0,5
Молочные продукты, молочные составные сухие, сублимированные	0,1
Все виды рыбной продукции	0,1
Мышьяк	
Мясо, мясные и мясосодержащие продукты	0,1
Молочные продукты, молочные составные сухие, сублимированные	0,05
Все виды рыбной продукции (пресноводная, морская)	1,0; 5,0
Ртуть	
Мясо, мясные и мясосодержащие продукты	0,03
Сырое молоко, сырое обезжиренное молоко, сырые сливки	0,005
Все виды рыбной продукции (пресноводная нехищная, хищная; морская)	0,3; 0,6; 0,5

Для определения содержания тяжелых металлов и мышьяка используются методы, предусмотренные в комплексе ГОСТов "Сырье и продукты пищевые. Методы определения токсичных элементов". Непосредственно для определения содержания кадмия, свинца, меди и цинка используют инверсионно-вольтамперометрический метод определения.

В Соединенных Штатах Америки за введение правил безопасности, касающихся тяжелых металлов и других загрязняющих веществ, содержащихся в пищевых продуктах, отвечает управление по контролю за продуктами питания и лекарствами (FDA). FDA проводит анализ образцов с использованием аналитических методов, которые задокументированы в Руководстве по элементному анализу пищевых продуктов и сопутствующих товаров (EAM) [7]. Основные методы: атомно-эмиссионная спектрометрия с индуктивно связанной плазмой, масс-спектрометрическое или EAM 4.7 [8].

Для Европейского Союза действует Постановление ЕС 1881/2006, устанавливающее максимальный уровень для определенных загрязняющих веществ в пищевых продуктах (таб.2) [9].

Таблица 2. Максимальный уровень некоторых тяжелых металлов в пищевой продукции

Пищевые продукты	мг/кг
Свинец	
Сырое молоко, молоко с термической обработкой и растительное молоко	0,02
Ягоды и мелкие фрукты	0,2
Жиры и масла, включая молочный жир	0,1
Кадмий	
Мясо крупного рогатого скота, овец, свиней и птицы	0,05
Злаки, за исключением отрубей, микробов, пшеницы и риса	0,1
Овощи и фрукты, за исключением листовых овощей, свежих трав, грибов, стеблевых овощей, кедровых орехов, корнеплодов и картофеля	0,05
Олово (неорганическое)	
Пищевые консервы, кроме напитков	200
Зерновые и другие консервированные продукты для младенцев и малышей, за исключением сушеных продуктов и порошкообразных продуктов	50

В лаборатории Швейцарии используют такие методы как атомное поглощение (AAS), эмиссионная спектроскопия (ICP-OES) или высокочувствительная связь ICP с масс-спектрометром (ICP-MS).

Библиографический список

1. Питюрина И.С., Черникова О.В. Методика оценки показателей контроля качества и безопасности продовольственных товаров, поставляемых для нужд УИС // В сборнике: Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2019. 2019. С. 325-328.
2. Черникова О.В. Экологическое обоснование комплексных приемов реабилитации черноземов, загрязненных тяжелыми металлами (на примере Рязанской области) / автореферат дис. ... кандидата биологических наук / Рос. гос. аграр. ун-т. Рязань, 2010. 178 с.
3. Черникова О.В. Экологическое обоснование комплексных приемов реабилитации черноземов, загрязненных тяжелыми металлами (на примере Рязанской области) / диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук / Российский государственный аграрный университет. Рязань, 2010. 24 с.
4. Жильников А.А. Выявление скрытых примесных металлов в пищевой продукции и сырье // В сб. тез. выступ. и докл. участников к 140-летию уголовно-исполнительной системы России и 85-летию Академии ФСИН России: в 10 т. Рязань. 2019. С. 70-71.
5. Жильников А.А. Локализация магнитовосприимчивых фракций примесных частиц в пищевой продукции и сырье // Сб. тез. выступ. и докл. участников

- Международной научно-практической конференции. Рязань. 2020. С. 18-20.
6. Технический регламент Таможенного союза О безопасности пищевой продукции (вместе с ТР ТС 021/2011. Технический регламент Таможенного союза. О безопасности пищевой продукции).
7. Руководство по элементному анализу пищевых продуктов и сопутствующих товаров // FDA. – 2019. - [Электронный ресурс]. URL: <https://www.fda.gov/food/laboratory-methods-food/elemental-analysis-manual-eam-food-and-related-products> (дата обращения: 25.10.2021).
8. Тестирование на наличие тяжелых металлов в пищевых продуктах // Supply Chain Solutions Center. – 2020. - [Электронный ресурс]. URL: <https://supplychain.edf.org/resources/testing-for-heavy-metals-in-food-and-food-ingredients/> (дата обращения: 25.10.2021).
9. Постановление № 1881/2006 // EUR lex. – 2006. – [Электронный ресурс]. URL: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/?uri=celex%3A32006R1881> (дата обращения: 25.10.2021).

УДК 504.06

ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ ПРОДУКТОВ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО КОМПЛЕКСА

Н.А. Гусаков, И.С. Питюрина
Академия ФСИН России, г. Рязань

Рассмотрены вопросы экологической безопасности картофеля, дано определение экологической безопасности. Приведены результаты определения нитратов в клубнях картофеля. Установлено максимальное накопление этого токсического соединения в различных его частях. Проведен сравнительный анализ картофеля на содержание нитратов.
Ключевые слова: экологическая безопасность, агропромышленный комплекс, питание, здоровье.

ENVIRONMENTAL SAFETY OF PRODUCTS OF THE AGROINDUSTRIAL COMPLEX.

N.A. Gusakov, I.S. Pityurina
Academy of the Federal Penitentiary Service of Russia, Ryazan

The issues of ecological safety of potatoes are considered, the definition of ecological safety is given. The results of the determination of nitrates in potato tubers are presented. The maximum accumulation of this toxic compound in its various parts has been established. A comparative analysis of potatoes for the content of nitrates was carried out.
Key words: environmental safety, agro-industrial complex, nutrition, health.

Экологические проблемы почв, воды и воздуха связано с накоплением в них разнообразных, опасных для здоровья чужеродных веществ, поступающих в последствии в организм человека. К ним стоит отнести металлы, радионуклиды, пестициды, полициклические ароматические и хлорсодержащие углеводороды, диоксиды, метаболиты микроорганизмов. Они способны мигрировать из одной среды в другую и взаимодействовать как вне организма, так и внутри него. Для того, чтобы сделать питание человека максимально безопасным, были разработаны международные нормативные документы, положениям которых должны следовать производители продуктов питания. Ключевым нормативным документом, регулирующим экологическую безопасность продукции стал Технический регламент Таможенного союза ТР ТС 021/2011 «О безопасности пищевой продукции» [1].

Интенсификация сельскохозяйственного производства – естественный процесс, присущий эпохе научно-технического прогресса. Это новый уровень воздействия человека на окружающую среду, при котором все достижения направлены на увеличение производства продуктов, в первую очередь растительных [2]. В основе лежит применение широкого спектра агрохимикатов (минеральных удобрений, химических средств борьбы с болезнями и вредителями растений, регуляторов роста и др.). В последнее время наука проявила большой интерес к нитратам в продуктах питания и к нарушениям в состоянии здоровья человека, которые могут быть вызваны нитратным загрязнением. Поэтому определение содержания нитратов в овощной продукции на соответствие существующим ПДК является обязательным критерием качества [3].

Картофель является широко распространенным продуктом питания в рационе питания населения мира. Из-за особенностей данной культуры в процессе его выращивания возникает ряд сложностей, связанных как с неустойчивыми погодными условиями, так и с высокой поражаемостью клубней грибными, бактериальными и вирусными патогенами. Всемирная организация здравоохранения установила ПДК нитратов в овощах и фруктах для человека – для картофеля она составляет 250 мг/кг сырой массы [3].

Правильное хранение картофеля в течение нескольких месяцев позволяет снизить содержание в нем нитратов. Хранение в таких условиях в течение четырех месяцев обуславливает снижение содержания нитратов на 10-30%. В случае нарушения условий длительного хранения продуктов, содержащих повышенные количества нитратов, происходит накопление в них более опасных для здоровья нитритов и вторичных аминопроизводных, сопровождающееся интенсивной потерей потребительских свойств.

Таблица 1 – Допустимые уровни показателей вредных веществ в картофеле

Допустимые уровни мг/кг, не более, согласно требованиям ТР ТС 024/2011	Наименование показателя			
	Свинец, мг/кг	Кадмий, мг/кг	Мышьяк, мг/кг	Ртуть, мг/кг
	0,50	0,03	0,20	0,02

Было произведено исследование двух образцов картофеля на наличие в них опасных нитратов. Исследование производилось нитратометром, так как этот метод исследования является наиболее распространенным. Результаты исследований представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Исследование картофеля на содержание нитратов

Наименование картофеля	NO ₃ (мг/кг сырой массы) при ПДК 250 мг/кг		
	Глазки	Кожица	Сердцевина
Fresh potato	80	73	52
Агропромышленная компания им. Стародубцева	165	170	150

Наибольшее содержание нитратов - в кожуре картофеля Агропромышленной компании им. Стародубцева. Установлено, что содержание нитратов в картофеле, не превышает ПДК, что говорит о том, что картофель является качественным и пригодным к употреблению в пищу. По все видимости картофель был подвержен послеуборочному физиологическому созреванию, которое повлекло за собой резкое снижению нитратов.

В соответствии с СанПин 42-123-4619-88 "Допустимые уровни содержания нитратов в продуктах растительного происхождения и методы их определения" для продукции, используемой преимущественно в пределах отдельного региона (области, края, республики), могут разрабатываться региональные нормативы допустимого содержания нитратов. Основным показателем при этом является допустимая суточная доза нитратов, принятая для взрослых на уровне 300-325 м г [4-6].

Библиографический список

1. Технический регламент Таможенного союза ТР ТС 021/2011 «О безопасности пищевой продукции».

2. Серегина Т.А., Жильников А.А., Мажайский Ю.А. Ограничения и резервы развития органического земледелия // Вестник Курской государственной сельскохозяйственной академии. 2021. № 5. С. 109-116.
3. Питюрина И.С. Продуктивность и технологические показатели качества клубней сортов картофеля, выращенных в условиях Нечерноземной зоны / И.С. Питюрина, Д.В. Виноградов // Вестник КрасГау, 2021. №1. С.118-125.
4. Питюрина И.С. Влияние предпосадочной обработки клубней на урожайность картофеля / И.С. Питюрина, Д.В. Виноградов, Г.Д. Гогмачадзе // АгроЭкоИнфо, 2021. № 4 (46).
5. Питюрина И.С. Методика оценки показателей контроля качества и безопасности продовольственных товаров, поставляемых для нужд УИС / И.С. Питюрина, О.В. Черникова // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2019: сб. XXXII всерос. науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов. (04-06 декабря 2019 , Академия ФСИН России). – Рязань: из-во ИП Коняхин А.В. - Под общей редакцией В.И. Жулева. 2019. С. 325-328.
6. I S Pityurina, D V Vinogradov, E I Lupova and M V Evsenina Using the biologization elements in potato cultivation technology. IOP Conf. Series: Earth and Environmental Science 723 (2021) 032047. doi:10.1088/1755-1315/723/3/032047.

УДК 621.396.96; 519.21

ВЕРОЯТНОСТНАЯ МОДЕЛЬ ФОРМИРОВАНИЯ ИСХОДНЫХ ПРОЕКЦИОННЫХ ДАННЫХ ТОМОГРАФИИ ОТРАЖЕНИЙ ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ

А.А. Жильников¹, Т.А. Жильников¹, В.И. Жулев²

¹Академия ФСИН России, г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

При наблюдении сложной радиолокационной сцены, в рамках реализации томографического подхода, предложены механизмы технического зрения, решающего задачи реконструкции многомерности, и разработана, базирующейся на принципах томографии, вероятностная модель, описывающая формирование исходных проекционных данных томографии отражений.

Ключевые слова: вероятностная модель, проекционные данные, преобразование Радона, томография отражений, техническое зрение.

PROBABILITY MODEL FOR FORMATION OF INITIAL PROJECTION DATA OF REFLECTIVE TOMOGRAPHY DURING THE IMPLEMENTATION OF TECHNICAL VISION

A.A. Zhilnikov¹, T.A. Zhilnikov¹, V.I. Zhulev²

¹Academy of the Federal Penal Service of Russia, Ryazan

²Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

When observing a complex radar scene, within the framework of the tomographic approach, the mechanisms of technical vision that solve the problems of multidimensional reconstruction have been proposed, and a probabilistic model based on the principles of tomography has been developed that describes the formation of the initial projection data of reflection tomography.

Key words: *probabilistic model, projection data, Radon transform, reflection tomography, technical vision.*

Предлагаемая в работе [1] модификация радиолокационного наблюдения, помимо регистрации единожды отраженного зондирующего сигнала, в соответствии с классическими принципами локации, осуществляет повышение информативности за счет учета возникающих внутри сцены многократных отражений, ранее относимых к помехам. Последнее, во-первых, делает возможной локализацию объектов сцены, которые минимизируют или даже исключают отражение в направлении азимутального угла зондирующего сигнала передатчика, и рассеивают, так, что благодаря эффекту многократных отражений от других объектов, сигнал «возвращается» в приемник, пусть даже под другим азимутальным углом. Во-вторых, становится возможной локализация скрытых от прямого зондирования объектов другими, например, более крупными объектами [2].

В настоящее время научное направление, позиционируемое как компьютерная томография, активно развивается, совершенствуется, в том числе, вследствие использования математического аппарата многомерного преобразования Радона, и давно вышло за рамки устоявшегося двумерного описания [3, 4].

В связи с этим, очевидным является стремление использования открывающихся возможностей томографических подходов в радиолокации [5]. Однако такое использование невозможно без разрешения некоторых проблем. Основной проблемой применения является способ формирования исходных проекционных данных, описываемых прямым интегральным преобразованием Радона. Поскольку в компьютерной томографии исходные проекционные данные образованы лучевыми суммами (или луч-суммами), то за прямым преобразованием Радона, описываемым интегралом, закрепилась устойчивая ассоциация с интегрированием по прямой линии (или лучу). Связано это с тем, что решение указанного основного интегрального уравнения, именуемое обратным преобразованием

Радона, найдено именно для подобного представления. Впрочем, направление интегрирования в таком уравнении может быть отлично от прямой линии и осуществляться, например, по более сложной ломаной траектории. Приверженность к интегрированию по прямой линии объясняется тем, что существующий четко определенный порядок формирования исходных проекционных данных снимет все вопросы о соблюдении их линейной независимости и достаточном количестве для реконструкции (восстановления). При иных способах формирования, для того, чтобы конечные расчетные матрицы не были вырожденными, линейную независимость проекционных данных необходимо доказывать. Другими словами, с позиций проведения эксперимента, томографическая реконструкция является активным экспериментом, поскольку техническими приемами и средствами достигается выполнение требований математического аппарата. В противоположность указанной, реконструкция, базирующаяся на основе использования эффекта многократных отражений, является пассивным экспериментом, в котором приходится оперировать не тем, что требуется, а тем, что удалось получить. В складывающейся ситуации малоракурсности, при детерминированном описании радиолокационной сцены однозначного единственного решения может не быть, поэтому в стремлении получить хоть какое-нибудь приемлемое решение обращаются к вероятностному описанию [2].

Таким образом, при наблюдении сложной радиолокационной сцены, в рамках реализации томографического подхода, предложены механизмы технического зрения, решающего задачи реконструкции многомерности, и разработана, базирующейся на принципах томографии, вероятностная модель, описывающая формирование исходных проекционных данных томографии отражений.

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Использование технического зрения при решении радиолокационных задач // Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 26-36. DOI: 10.18127/j15604136-202003-04.
2. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Формирование исходных проекционных данных в томографии отражений при реализации технического зрения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2021. Т. 24. № 4. С. 58-67. DOI: 10.18127/j15604136-202104-08.
3. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я., Тимонов А.А. Математические задачи компьютерной томографии. М.: Наука. 1987. 160 с.
4. Троицкий И.Н. Компьютерная томография. М.: Знание. 1988. 64 с.
5. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Модель информационного канала для случая многократных отражений при реконструкции сложных радиолокационных сцен // Авиакосмическое приборостроение. 2020. № 2. С. 3-12. DOI: 10.25791/aviakosmos.02.2020.1140.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ СКОРОСТИ КРОВОТОКА В ЛЕВОЙ ОБЩЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ ПРИ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ

А.В. Жидков, К.В. Подмастерьев, Д.Е. Чекмарева, И.С. Захаров
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Представлены результаты исследования динамики систолической скорости кровотока при физических нагрузках в левой общей сонной артерии. Произведено математическое и имитационное моделирование систолической скорости кровотока в левой общей сонной артерии. Оценена адекватность используемых моделей.

Ключевые слова: *эпилептический приступ, систолическая скорость кровотока, общая сонная артерия.*

RESEARCH OF THE DYNAMICS OF BLOOD FLOW RATE IN THE LEFT COMMON CAROTID ARTERY UNDER PHYSICAL LOADING

A.V. Zhidkov, K.V. Podmasteryev, D.E. Chekmareva, I.S. Zakharov
Orel state university named after I.S. Turgenev, Orel

The results of a study of the dynamics of systolic blood flow velocity during physical exertion in the left common carotid artery are presented. Mathematical and simulation modeling of systolic blood flow velocity in the left common carotid artery was performed. The adequacy of the models used is assessed.

Key words: *epileptic seizure, systolic blood flow velocity, common carotid artery.*

Эпилепсия считается одним из наиболее распространенных хронических неврологических заболеваний, которое характеризуется периодическими и неконтролируемыми приступами. Возникновение эпилептических приступов происходит из-за избыточной синхронизации нейронов при нарушении их функционирования. Вследствие этого увеличивается поступление питательных веществ в головной мозг, транспортируемых кровью по главному магистральному сосуду – сонной артерии.

На основе ранее проведенных исследований выдвинута гипотеза о том, что характерные изменения скорости кровотока в сонной артерии могут рассматриваться в качестве предиктора эпилептического приступа [1]. При этом для мониторинга скорости кровотока предложен косвенный метод, основанный на измерении артериального давления, легко реализуемый относительно простыми и дешевыми носимыми средствами.

В рамках комплексных исследований по подтверждению состоятельности указанной гипотезы и возможности ее практической реализации проанализирована динамика изменения скорости кровотока в сонной артерии при физической нагрузке. Целесообразность указанного исследования обусловлена тем, что, как показывает практика, у человека с заболеванием

эпилепсии вероятность приступа возрастает в период снижения активности после различных нагрузок.

Сущность исследований заключалась измерении и вычислении систолической скорости кровотока непосредственно и на основании измерений артериального давления с применением математической модели (расчетно-экспериментальный метод) в левой общей сонной артерии пациента, находящегося в состоянии покоя, при физической нагрузке и в период релаксации после прекращения нагрузки, когда кровоток, несущий питательные вещества к головному мозгу, возвращается к норме.

Измерение скорости кровотока в левой общей сонной артерии проводилось с помощью ультразвуковой доплерографии (прибор Сономед 300М) (рис. 1).

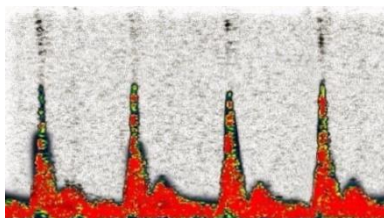


Рис. 1 – Ультразвуковая доплерограмма

Вычисление линейной скорости кровотока расчетно-экспериментальным методом проводилось на основании закона Гагена-Пуазейля с использованием экспериментальных данных по артериальному давлению [2]:

$$v = \frac{r^2}{8 \cdot \eta \cdot l} \cdot \Delta P \cdot 100 \text{ [см/с]},$$

где $\eta = [0,004; 0,005]$ – динамическая вязкость крови, Па · с; $r = [2; 2,5]$ – радиус артерии, мм; $l = [9; 16]$ – длина исследуемого участка артерии, см;

$\Delta P = P_{\text{сис.т.}} - P_{\text{диаст.}}$ – разность давлений, Па.

Для оценочных расчетов приняты средние анатомические значения теоретических параметров для пациентов без патологии: $\eta = 0,045 \text{ Па} \cdot \text{с}$; $r = 2,25 \text{ мм}$; $l = 12,5 \text{ см}$.

Исследования проводились на условно здоровых добровольцах 20-30 лет (8 человек), физическая нагрузка – прыжки со скакалкой в течение 2 мин. Показатели артериального давления и скорости кровотока регистрировались каждые две минуты с момента покоя перед началом физической нагрузки до фазы восстановления показателей после прекращения нагрузки.

В результате математического моделирования вычислены показания линейной скорости кровотока в левой общей сонной артерии добровольцев. Средние значения скорости кровотока и их среднеквадратические отклонения приведены на рис. 2а, а экспериментально измеренные значения линейной скорости кровотока методом ультразвуковой доплерографии – на рис. 2б.

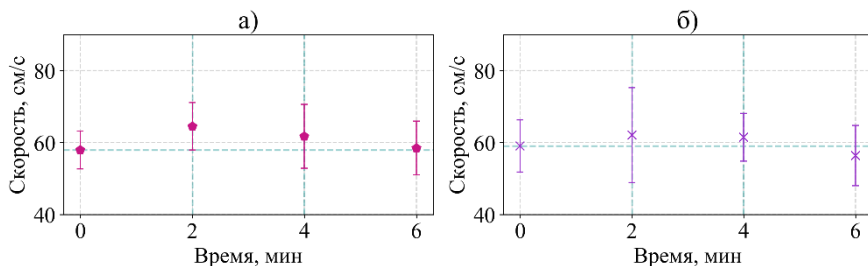


Рис. 2 – Скорость кровотока в общей сонной артерии:

а) экспериментальный метод; б) расчетно-экспериментальный метод

Анализ данных продемонстрировал закономерные тренды изменения скорости кровотока при физической нагрузке (возрастание скорости) с последующим возвращением ее в норму в течение 4 минут после прекращения нагрузки. При этом изменение скорости кровотока при физической нагрузке варьировалось в диапазоне до 9 см/с (порядка 15 %).

Выявленный характер изменения скорости при физической нагрузке и ее снятии для обоих методов оценки идентичен, что свидетельствует о принципиальной возможности оценки скорости кровотока расчетно-экспериментальным методом. При этом говорить о полной адекватности принятой модели по результатам данных исследований нельзя (погрешность составляет порядка 45 %), поскольку в расчетах были приняты средние значения входящих в нее параметров, действительные значения которых индивидуальны и в зависимости от особенностей пациента могут изменяться в широких пределах даже при отсутствии патологий. В этой связи необходимо учитывать указанные особенности индивидуально.

Библиографический список

1. Жидков А.В., Макаров А.А., Подмастерьев К.В., Жильцов М.П., Чекмарева Д.Е. Анализ предикторов эпилептических приступов // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. 2020. 3. С. 112–121.
2. Е.В. Бигдай, С.П. Вихров, Н.В. Гривенная, В.М. Редькин, В.О. Самойлов [и др.]. Биофизика для инженеров: Учебное пособие. В 2 томах. Том 2. - Биомеханика, информация и регулирование в живых системах – М.: Горячая линия-Телеком, 2017. Т.2 – 456 с.

УДК 542.67:544.272

МЕТОДИКА МЕМБРАННОЙ ФИЛЬТРАЦИИ ДЛЯ ПОИСКА И ОПРЕДЕЛЕНИЯ РАЗМЕРОВ МИКРОЧАСТИЦ В МЕДИЦИНСКИХ РАСТВОРАХ

Е.В. Пимахина¹, А. А. Пимахин¹, Н. В. Вишняков², Н. М. Толкач²,
О.В. Округ³, А. А. Пимахин⁴

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова», г. Рязань

² ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

³ ГБУ РО «Областной клинический перинатальный центр», г. Рязань

⁴ МАОУ «Лицей №4», г. Рязань

Исследования методами рамановской спектроскопии и оптической микроскопии показали, что эмульсия 20% СМОФлипида содержит микрочастицы, которые приобретают свойства микроэмболов в системном кровотоке. При парентеральном питании доношенных новорожденных 20% СМОФлипидом рекомендуем применять дополнительные фильтры диаметром до 5 мкм, что повышает безопасность и качество медицинской помощи. Для экспериментального подбора оптимального диаметра фильтров использовали трековые мембраны.

Ключевые слова: трековые мембраны, микрочастицы, парентеральное питание, рамановская спектроскопия, оптическая микроскопия.

MEMBRANE FILTERING TECHNIQUE FOR SEARCHING AND DETERMINING MICROPARTICLE SIZES IN MEDICAL SOLUTIONS

E.V. Pimakhina¹, A.A. Pimakhin¹, N.V. Vishnyakov², N.M. Tolkach²,
O.V. Okrut³, A.A. Pimakhin⁴

¹ Ryazan State Medical University named after acad. I.P. Pavlov, Ryazan

² Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

³ Regional Clinical Perinatal Center, Ryazan

⁴ Liceum №4, Ryazan

Studies by Raman spectroscopy and optical microscopy have shown that the 20% SMOFlipid emulsion contains microparticles that acquire the properties of microemboli in the systemic circulation. For parenteral nutrition of full-term newborns with 20% SMOFlipid, we recommend using additional filters with a diameter up to 5 μm , which increases the safety and quality of medical care. Track membranes were used for experimental selection of the optimal filter diameter.

Key words: track membranes, microparticles, parenteral nutrition, Raman spectroscopy, optical microscopy.

В отделениях интенсивной терапии и реанимации широко применяют растворы для парентерального питания. Раствор 20% СМОФлипида используют для проведения парентерального питания и вводят внутривенно. [1] При парентеральном питании доношенных новорожденных 20% СМОФлипидом в отделении реанимации применение авторами дополнительных медицинских фильтров марки Octopus с подобранным диаметром пор 3 мкм не выявило осложнений, связанных с нарушением гемостаза. При использовании только фильтров стандартных медицинских капельниц выявлена повышенная кровоточивость с клиническими проявлениями микроэмболии: точечные внутрикожные кровоизлияния в области постановки катетера, кратковременные кровотечения из пупочной ранки на фоне нормальных значений фибриногена, антитромбина, 8 фактора свертывания крови.

Для обнаружения в 20% СМОФлипиде инородных частиц с размером от 0,2 мкм до 5,0 мкм использовали авторскую методику мембранной фильтрации. 20% СМОФлипид, перемешанный в центрифуге для достижения равномерного распределения микросостава по всему объему, порциями по 10 мл при помощи вакуумного насоса с разряжением 1 атм пятикратно нагнетали в фильтровальную систему, в состав которой входит:

- фильтр с диаметром пор 3 мкм,
- защитная мембрана с диаметром пор 25 мкм для удаления из раствора более крупных частиц,
- уплотнительные кольца.

После сушки воздухом естественным образом проведен поиск инородных частиц сканированием участков площади слоя фильтра оптическим микроскопом с полем визуализации 125 мкм на 95 мкм. Химический состав видимых частиц определен методом спектроскопии комбинационного рассеяния света на измерительном комплексе зондовой нанолаборатории Интегра - Спектра (производитель ООО "НТ-МДТ СИ", Москва) на базе Регионального центра зондовой микроскопии коллективного пользования Рязанского государственного радиотехнического университета имени В.Ф. Уткина. Для частиц с одинаковыми спектрами рассчитана концентрация $N = n / (S \times d) = [\text{количество частиц} / \text{миллилитр}]$ и объемная доля частиц $\omega = 100 (S_1 + S_2 + S_i) / S = [\%]$, где n – общее количество обнаруженных частиц, S_1 , S_2

... S_i площадь каждой частицы в [см], S – общая площадь раствора в [см²], на которой были обнаружены частицы, d – толщина слоя раствора в [мм].

В растворе 20% СМОФлипида обнаружены однородные микрочастицы с размерами от 1 мкм до 50 мкм (средний размер ~ 10 мкм), средней концентрацией $N = 10\,000$ частиц/мл, объемной долей $\omega = 6,4 \times 10^{-3} \%$. Фильтры стандартных медицинских капельниц с диаметром пор 150 мкм не задерживают вышеописанные микрочастицы.



Рис.1 – Фильтровальная система

Проведена фильтрация микрочастиц через трековые мембраны с диаметром пор 3 мкм. Микрочастицы с диаметром от 5 мкм до 10 мкм определяли в задержанной части исследуемого раствора, что подтверждено однородным составом отфильтрованных микрочастиц и их отсутствием в фильтрате. Наличие микрочастиц и их отсутствие на поверхностях используемых при фильтрации трековых мембран установлены методом оптической микроскопии. Однородность микрочастиц установлена методом рамановской спектроскопии.

Методы мембранной фильтрации, оптической микроскопии и рамановской спектроскопии эффективны для обнаружения и определения размера микрочастиц в медицинских растворах. Микрочастицы в растворе 20% СМОФлипида вызывают симптомы напряжения свертывающей-противосвертывающей систем крови новорожденных по типу массивной микроэмболии. Введение раствора необходимо осуществлять с обязательным использованием дополнительного фильтра с размером микропор до 5 мкм.

Работа выполнена с использованием оборудования Регионального центра зондовой микроскопии коллективного пользования Рязанского государственного радиотехнического университета имени В.Ф. Уткина.

Библиографический список

1. Pardeshi N. N. et al. Microparticles and nanoparticles delivered in intravenous saline and in an intravenous solution of a therapeutic antibody product // Journal of pharmaceutical sciences. – 2017. – Т. 106. – №. 2. – С. 511-520.

АНАЛИТИЧЕСКИЕ ТРЕКОВЫЕ МЕМБРАНЫ В ОПРЕДЕЛЕНИИ МИКРОСТРУКТУРЫ ИНФУЗИОННЫХ СРЕД НА ПРИМЕРЕ 20% СМОФЛИПИДА

Е.В. Пимахина¹, А. А. Пимахин¹, Н. В. Вишняков², Н. М. Толкач²,
Д. С. Маньковская³, А. А. Пимахин⁴

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова», г. Рязань

² ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический
университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

³ ГБУ РО «Областной клинический перинатальный центр», г. Рязань

⁴ МАОУ «Лицей №4», г. Рязань

Подбор аналитических трековых мембран с последовательным уменьшением диаметра пор позволил осуществить последовательный анализ микроструктуры 20% СМОФлипида оптической микроскопией и Рамановской спектроскопией, а также определить оптимальный для предотвращения микроэмболии диаметр пор медицинских фильтров.

Ключевые слова: трековые мембраны, СМОФлипид, Рамановская спектроскопия, оптическая микроскопия.

ANALYTICAL TRACK MEMBRANES IN DETERMINING THE MICROSTRUCTURE OF INFUSION MEDIA ON THE EXAMPLE OF 20% SMOFLIPID

E.V. Pimakhina¹, A.A. Pimakhin¹, N.V. Vishnyakov², N.M. Tolkach², D.S.
Mankovskaya³, A.A. Pimakhin⁴

¹ Ryazan State Medical University named after acad. I.P. Pavlov, Ryazan

² Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

³ Regional Clinical Perinatal Center, Ryazan

⁴ Liceum №4, Ryazan

The selection of analytical track membranes with a sequential decrease in the pore diameter made it possible to carry out a sequential analysis of the microstructure of 20% CMO Flipid by optical microscopy and Raman spectroscopy, as well as to determine the optimal pore diameter of medical filters to prevent microembolism.

Keywords: track membranes, SMOFlipid, Raman spectroscopy, optical microscopy.

В растворе 20% СМОФлипида обнаружены микрочастицы триацилглицеридного состава диаметром от 1 мкм до 50 мкм, размером большинства частиц от 5 до 10 мкм со средней концентрацией 10 000 частиц/мл, объемной долей $6,4 \times 10^{-3}$. [1] При введении внутривенно обнаруженные в ходе исследования частицы проходят через фильтры

стандартных медицинских капельниц и попадают в легочный, а потом и в церебральный кровоток. Попадая в сосудистую сеть, частицы вызывают микроэмболии. [2]

Выполнена фильтрация микрочастиц через отечественные лавсановые аналитические трековые мембраны [3] диаметром 25 мм, толщиной 10 мкм, поверхностной плотности 100×10^6 пор на см^2 с последовательным подбором диаметра сквозных пор до 3 мкм. Предварительно защитными мембранами задержаны микрочастицы диаметром от 5 мкм до 10 мкм, что подтверждено однородным составом микрочастиц на мембране. При повторной фильтрации отмечали отсутствие микрочастиц в исследуемом растворе. Поверхность используемых при фильтрации трековых мембран исследована методом оптической микроскопии. Состав микрочастиц определен методом рамановской спектроскопии.

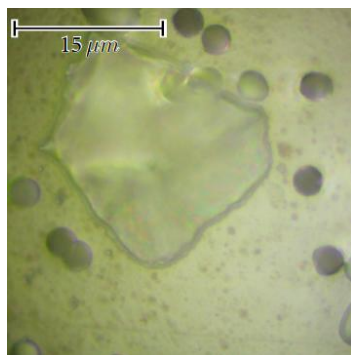


Рис. 1 – Предлагаем фильтровать микрочастицы через трековые мембраны с диаметром пор 3 мкм

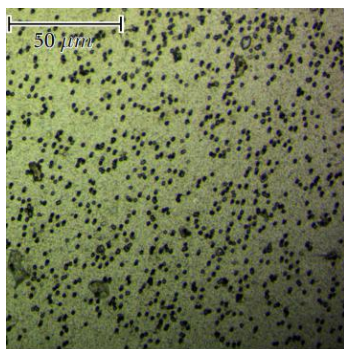


Рис. 2' – Поверхности трековых мембран

Эффективность фильтрации подтверждена апробацией на лабораторных

крысах - микроскопия срезов легких выявила меньшее количество нейтрофилов в воздушном пространстве и меньшую долю воздушного пространства, содержащего гиалиновые мембраны, в сравнении со срезами легких intactных крыс. Это обусловлено редукцией капиллярного стаза и снижением интенсивности перифокального воспаления.

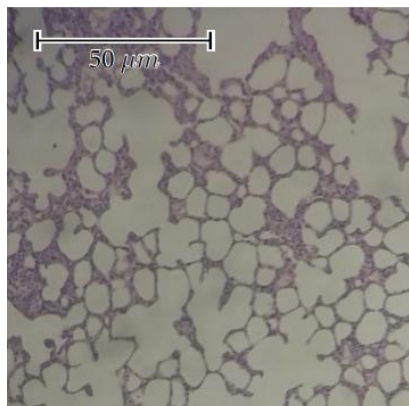


Рис. 3 – Микроскопия легких intactных крыс

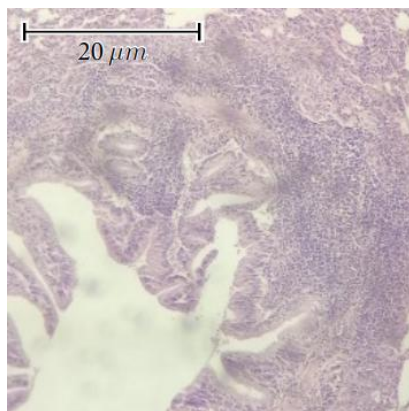


Рис. 4 – Микроскопия легких intactных крыс. Экспериментальная модель перифокального воспаления после применения инородных частиц с выходящими из трековых мембран

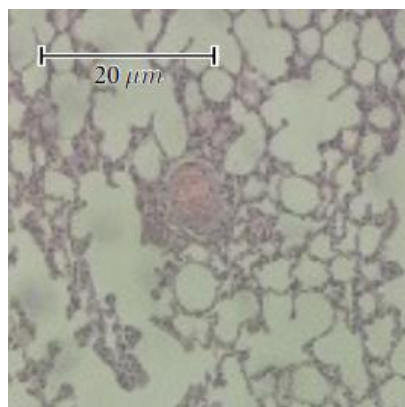


Рис. 5 – Микроскопия легких интактных крыс. Экспериментальная модель тромбов после использования инородных частиц без трековых мембран

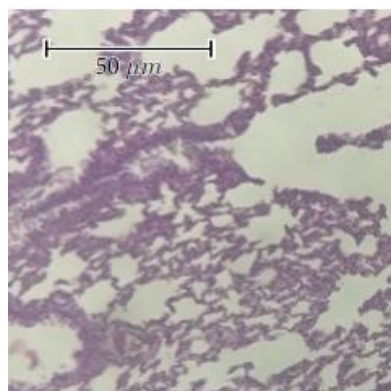


Рис. 6 – Микроскопия легких крыс после применения 20% СМОФлипида с трековыми мембранами

Метод мембранной фильтрации медицинских инфузионных растворов с последующей прямой микроскопией осадка на фильтрах аналитической трековой мембраны - надежный способ определения микроструктуры медицинских жидких сред. Необходимо указание минимального и максимального размера частиц и их количества в растворе 20% эмульсии СМОФлипида. Введение 20% эмульсии СМОФлипида необходимо осуществлять с обязательным использованием фильтра с размером микропор до 5 мкм. Методика введения раствора с использованием медицинских, стерильных фильтров с заданным размером микропор снижает возможность развития осложнений после проведения парентерального питания у больных в критическом состоянии.

Библиографический список

1. Пимахина Е. В., Нойкин С. В. О нерастворимых частицах в растворах для парентерального питания // Материалы межрегиональной научной конференции с международным участием Рязанского Государственного Медицинского Университета имени академика ИП Павлова. – 2014. – С. 97-99.
2. Пимахина Е. В. и др. Способ уменьшения возможности микроэмболии материальными частицами кристаллоидов при внутрисосудистом введении растворов //Естественнонаучные основы медико-биологических знаний. – 2017. – С. 342-344.
3. Щербин Б. О. Развитие количественных подходов исследования механических характеристик нанообъектов методами атомно-силовой микроскопии: дис. – Диссертация на соискание степени к. т. н. Санкт Петербург, НИУ ИТМО. – 2014.

УДК 616.832-005.7

МЕХАНИЗМ МИКРОЭМБОЛИИ ТРИГЛИЦЕРИДАМИ ПРИ ПАРЕНТЕРАЛЬНОМ ПИТАНИИ 20% РАСТВОРОМ СМОФЛИПИДА

Е.В. Пимахина¹, А. А. Пимахин¹, Н. В. Вишняков², Н. М. Толкач²,
М. Е. Чувиллина³, А. А. Пимахин⁴

¹ ФГБОУ ВО Рязанский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, г. Рязань

² ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

³ ГБУ РО «Областной клинический перинатальный центр», г. Рязань

⁴ МАОУ «Лицей №4», г. Рязань

Методами оптической микроскопии и рамановской спектроскопии в растворе 20% СМОФлипида обнаружены однородные микрочастицы с размерами от 1 мкм до 50 мкм (средний размер ~ 10 мкм), средней концентрацией 10 000 частиц/мл, объемной долей $6,4 \times 10^{-3}$, которые, попадая в кровоток вызывают микроэмболии.

Ключевые слова: микроэмболия, оптическая микроскопия, Рамановская спектроскопия, СМОФлипид.

MECHANISM OF MICROEMBOLIA BY TRIGLYCERIDE IN PARENTERAL NUTRITION WITH 20% SMOFLIPID

E.V. Pimakhina¹, A.A. Pimakhin¹, N.V. Vishnyakov², N.M. Tolkach²,
M.E. Chuvilina³, A.A. Pimakhin⁴

¹Ryazan State Medical University named after acad. I.P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

³Regional Clinical Perinatal Center, Ryazan

⁴Liceum №4, Ryazan

Using optical microscopy and Raman spectroscopy in a solution of 20% SMOFlipid, homogeneous microparticles with sizes from 1 μm to 50 μm (average size $\sim 10 \mu\text{m}$), an average concentration of 10 000 particles / ml, a volume fraction of 6.4×10^{-3} were found, which, getting into the bloodstream cause microembolism.

Key words: microembolism, optical microscopy, Raman spectroscopy, SMOFlipid.

Для объяснения осложнений, возникающих при проведении парентерального питания жировыми эмульсиями [1], проведен анализ крови каждой из комбинаций АВ0/Резус у 20 женщин в возрасте от 19 до 42 на базе Перинатального центра города Рязани. Сразу после родов произведен забор 10 мл крови из вены.

Проведена оптическая микроскопия центрифугированной плазмы крови с добавленной 20% эмульсии СМОФлипида в соотношении 10 к 1 как без нагревания, так и при нагревании плазмы крови в термостате до температуры 36,6 °С. Размер частиц 20% СМОФлипида одинаков во всех пробах. Следовательно, даже при температуре 36,6 °С, ферменты плазмы крови не расщепляют частицы эмульсии, которые продолжают циркуляцию в системном кровотоке. Время активации липолиза включает активацию альбумина плазмы, ферментов печени и почек, активацию клеточных рецепторов. Для расщепления триглицеридов необходимо более 60 минут. [2]

Для выявления осложнений при парентеральном питании изучено время прохождения вводимого раствора по подключичной вене доношенных детей с применением доплерографии. Учитывая, что глубина введения подключичного катетера 2-2,5 см, средняя скорость кровотока за время сердечного цикла по данным собственных исследований 0,3 м/с, расчетное время прохождения вводимого раствора по подключичной вене составит 0,07с, что несопоставимо с временем активации липолиза.



Рис. 1 – 10 мкм микрочастица в образце СМОФлипида

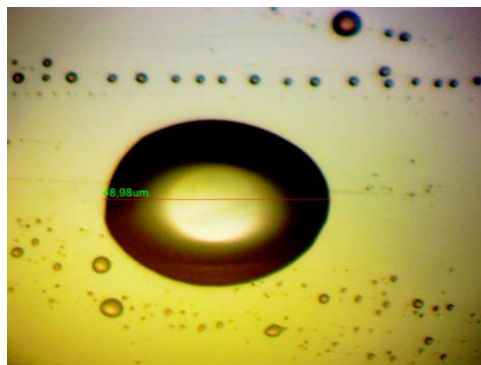


Рис. 2 – Оптическая микроскопия 50 мкм частицы СМОФлипид в плазме при 24 °С

Установлено циркулирование микрочастиц эмульсии 20% СМОФлипид по кровотоку независимо от температуры и принадлежности крови к АВ0/резус. Средний размер микрочастиц при 36,6 °С не изменялся в течение 60 минут, что обусловлено спецификой ферментативной активности альбумина плазмы, ферментов печени и почек и свойствами клеточных рецепторов. Время прохождения вводимого раствора по подключичной вене доношенных новорожденных – 0,07 с, что несопоставимо с периодом активации липолиза 60 минут. Введение раствора необходимо осуществлять с обязательным использованием фильтра. Скорость инфузии данного раствора должна соответствовать скорости активации плазменных ферментов и не должна превышать скорости, рекомендованной в инструкции препарата.

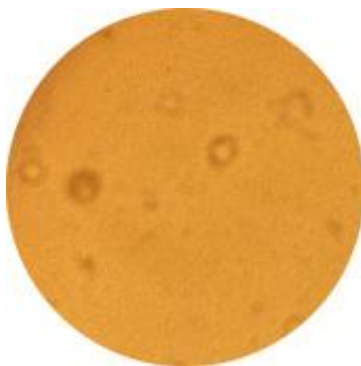


Рис. 3 – Оптическая микроскопия частицы СМОФлипид в плазме при 24 °С



Рис. 4 – Оптическая микроскопия частицы СМОФлипида в плазме при 36 °С



Рис. 5 – Оптическая микроскопия частицы СМОФлипида в плазме при 36 °С

Работа выполнена с использованием оборудования Регионального центра зондовой микроскопии коллективного пользования Рязанского государственного радиотехнического университета имени В.Ф. Уткина.

Библиографический список

1. Pardeshi N. N. et al. Microparticles and nanoparticles delivered in intravenous saline and in an intravenous solution of a therapeutic antibody product // Journal of pharmaceutical sciences. – 2017. – Т. 106. – №. 2. – С. 511-520.
2. Лекманов А. У., Ерпулева Ю. В. Жировые эмульсии в интенсивной терапии у детей (обзор литературы) // Вестник анестезиологии и реаниматологии. – 2009. – Т. 6. – №. 4. – С. 39-43.

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНОГО
РИТМА И ДЫХАНИЯ С ПСИХОФИЗИЧЕСКИМ СОСТОЯНИЕМ
ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КАРТ КОХОНЕНА**

О.В. Мельник, А.Ю. Федотов

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Исследованы качественные взаимосвязи параметров сердечного ритма и дыхания с психофизическим состоянием человека. Показано, что нарушение в синхронизации сердечно-сосудистой и дыхательной систем в большинстве случаев субъективно воспринимается как снижение комплекса показателей самочувствия, активности и настроения.

Ключевые слова: частота сердечных сокращений, частота дыхания, индекс Хильдебрандта, психологическое тестирование, карты Кохонена.

**INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP OF HEART RATE AND
RESPIRATION PARAMETERS WITH THE PSYCHOPHYSICAL STATE
OF A PERSON USING KOHONEN MAPS**

O.V. Melnik, A.Y. Fedotov

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

Qualitative interrelations of the parameters of heart rate and respiration with the psychophysical state of a person are investigated. It is shown that a violation in the synchronization of the cardiovascular and respiratory systems in most cases is subjectively perceived as a decrease in the complex of indicators of well-being, activity and mood.

Keywords: heart rate, respiratory rate, Hildebrandt index, psychological testing, Kohonen maps.

Сердечно-сосудистая и дыхательная системы человека функционируют в тесной взаимосвязи, и оценка степени синхронизированности их работы позволяет выявить признаки сбоев в вегетативной нервной регуляции и оценить степень функционального перегруза и вероятность нервно-психических срывов. Одним из наиболее простых критериев оценки сердечно-дыхательного синхронизма является индекс Хильдебрандта [1], представляющий собой отношение частоты сердечных сокращений к частоте дыхания.

Нами была разработана автоматизированная система для оценки функционального состояния организма на основе обработки ЭКГ и EDR-сигнала дыхания [2], было реализовано программное обеспечение в среде NI LabVIEW, осуществляющее процедуры обнаружения R-зубцов электрокардиосигнала, формирования EDR-сигнала дыхания по амплитудам

R-зубцов QRS-комплекса и расчет индекса Хильдебрандта.

Целью данной работы является исследование взаимосвязи между объективными показателями функционального состояния организма – частотой сердечных сокращений (ЧСС), частотой дыхательных движений (ЧД) и индексом Хильдебрандта и субъективной оценкой человеком его функционального состояния на основе результатов психологического тестирования.

В качестве метода, позволяющего визуально выявить неочевидные взаимосвязи в анализируемых данных, были выбраны самоорганизующиеся карты Кохонена. Самоорганизующаяся карта Кохонена – нейронная сеть с обучением без учителя, выполняющая задачу визуализации и кластеризации. Применяется для решения задач моделирования, прогнозирования, выявления наборов независимых признаков, поиска закономерностей в больших массивах данных.

Исходными данными для анализа являлась база записей сигналов ЭКГ и дыхания, сопровождаемая базой результатов психологического тестирования (тест Самочувствие-Активность-Настроение (САН), тест Спилберга) для 46 молодых условно-здоровых людей (студентов) в период сдачи сессии. Записи ЭКГ были обработаны разработанной программой для формирования показателей ЧСС, ЧД, и индекса Хильдебрандта.

Были использованы следующие входные поля для построения карт Кохонена.

1) Пол испытуемого.

2) Результаты теста Спилберга. Тест Спилберга оценивает уровень тревожности. До 30 баллов – низкая, 31-45 баллов – средняя, 46 баллов и более – высокая тревожность.

3-5) Результаты теста САН (Самочувствие-Активность-Настроение): С, А и Н. Оценки, превышающие 4 балла, свидетельствуют о благоприятном состоянии испытуемого по этой шкале, ниже 4 – о неблагоприятном состоянии. Нормальные оценки состояния располагаются в диапазоне 5,0–5,5 балла.

6) Средняя ЧСС.

7) Средняя ЧД.

8) Индекс Хильдебрандта. Отражает работу регуляторных систем организма, в частности степень включения ритмов сердца и дыхания в процесс достижения конечного и этапных результатов:

$$Q = \text{ЧСС}/\text{ЧД}$$

где ЧСС – частота сердечных сокращений (уд./мин.), ЧД – частоты дыхания (циклов/мин.).

Коэффициент от 2,4 до 4,9 свидетельствует о нормальных межсистемных соотношениях. Отклонение от этих показателей свидетельствует о степени рассогласования в деятельности отдельных висцеральных систем: меньше 2,4 у.е. – сбой в работе сердечно-сосудистой системы (десинхроноз); больше 4,9

у.е. – напряжение или функциональное нарушение бронхо-легочной системы (десинхроноз).

Построение карт Кохонена осуществилось с использованием ПО Deductor Studio Academic [3].

Были проанализированы области карт, относящиеся к диапазонам значений индекса Хильдебрандта в норме и при наличии десинхроноза.

На рис. 1 представлены карты Кохонена для восьми столбцов сгруппированных исходных данных. Значение входного параметра на карте отображается цветом заливки. Область индекса Хильдебрандта, где его значение – норма 2,4-4,9 у.е. (синхронизация) примерно обведена эллипсом.

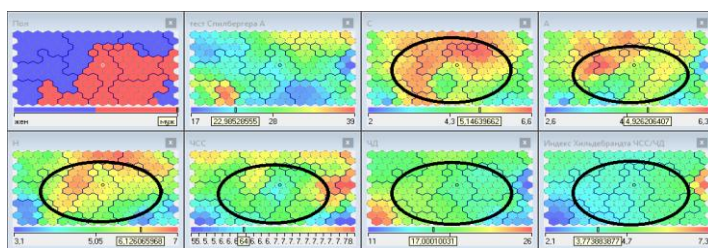


Рис.1 – Карты Кохонена для входных признаков, область нормы

По окраске карт очевидна связь нормального индекса Хильдебрандта с нормальной ЧСС в диапазоне 62-80 ударов в минуту и нормальной ЧД 17-20 вдохов, явно прослеживается связь с нормально-хорошим настроением, самочувствием и активностью.

Область индекса Хильдебрандта, где его значение больше 4,9 у.е. – напряжение или функциональное нарушение бронхо-легочной системы (десинхроноз) обведена эллипсом на рис.2.

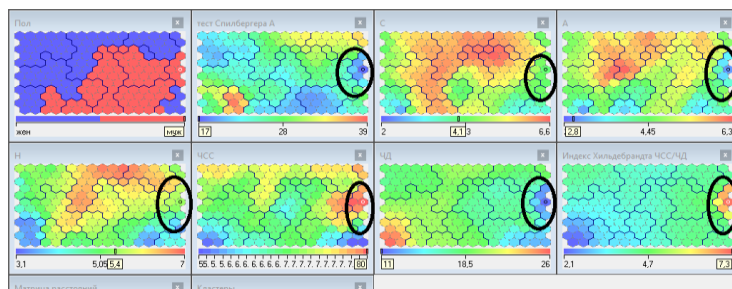


Рис. 2 – Карты Кохонена для входных признаков, область десинхроноза

В данной области наблюдается очевидная связь с высокой ЧСС и низкой ЧД, с пониженным настроением, самочувствием и низкой активностью.

Аналогично, для области индекса Хильдебрандта меньше 2,4 выявлены

связи с низкой ЧСС и высокой ЧД, плохими настроением и самочувствием и средней активностью. Взаимосвязей с полом испытуемого и уровнем тревожности не было выявлено ни для одной из областей.

Таким образом, качественный анализ, проведенный с использованием карт Кохонена, показал, что нарушение в синхронизации сердечно-сосудистой и дыхательной систем в большинстве случаев субъективно воспринимается как снижение комплекса показателей – не только самочувствия, но и настроения и активности.

Библиографический список

1. Покровский В.М. Сердечно-дыхательный синхронизм в оценке регуляторноадаптивного статуса организма. – Краснодар, – 2010. – 243 с.
2. О.В. Мельник, А.Ю. Федотов Система для оценки функционального состояния организма на основе обработки ЭКГ и EDR-сигнала дыхания // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2020: сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 9-11 декабря 2020 г. с. 357-359..
3. Практикум «Карты Кохонена в Deductor Studio». BaseGroup Labs.

УДК 377.112.4

МОДЕЛЬ УПРАВЛЕНИЯ БАКТЕРИЦИДНЫМ РЕЦИРКУЛЯТОРОМ ВОЗДУХА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ

С.С. Сёмина

Научный руководитель – Конюхов А.Н., к.п.н., доцент кафедры высшей математики

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Предложен возможный вариант нечетко-логической модели управления рабочей мощностью бактерицидного рециркулятора воздуха (БРВ).

Ключевые слова: функция принадлежности, лингвистическая переменная, база нечетких правил, нечеткий вывод Мамдани, дефазсификация.

FUZZY LOGIC MODEL OF A BACTERICIDAL AIR RECIRCULATOR CONTROL

S.S. Semina

Scientific adviser – A.N. Konyukhov., Ph.D., associate professor of the Department of Higher Mathematics

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

One possible fuzzy logic model of a bactericidal air recirculator (BAR) operating power control is offered.

Key words: membership function, linguistic variable, fuzzy rule base, Mamdani fuzzy inference, defuzzification.

В последнее время бактерицидные рециркуляторы воздуха (БРВ) получили широкое распространение на объектах социальной сферы, в том числе, в учреждениях образования в связи с распространением коронавируса SARS-CoV-2. Сегодня большинство аудиторий учебных заведений оснащены БРВ, непрерывно прокачивающими воздух через камеру с ультрафиолетовыми бактерицидными лампами [1].

Применяемые модели БРВ имеют, как правило, стационарный режим работы, либо простую ручную регулировку рабочей мощности. Возникает проблема интеллектуального управления данным устройством, которое будет автоматически задавать рабочую мощность БРВ в зависимости от уровня наиболее значимых факторов, влияющих на выживаемость патогенных микроорганизмов в помещении. Анализ исследований по бактериофагу $\Phi\text{hi}6$, который является «усредненной» моделью вирусов гриппа, коронавирусов и др., показал, что такими ключевыми факторами являются температура и влажность воздуха [2].

Из рис. 1 видно, что при температурах, меньших 19°C , устойчивость вируса $\Phi\text{hi}6$ максимальна и практически не зависит от влажности. В то же время при температурах выше 19°C наблюдается очень резкое снижение стабильности вируса и отмечается сильная зависимость от влажности. Таким образом, вирус наиболее устойчив при низких температурах ($14\text{--}19^{\circ}\text{C}$) практически вне зависимости от влажности, а также при высоких температурах и низкой относительной влажности (менее 40%). Значения относительной влажности воздуха приблизительно от 60% до 80% являются наиболее губительными для вируса при температурах $25\text{--}37^{\circ}\text{C}$.

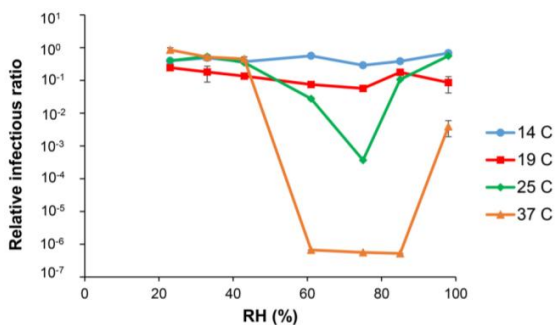


Рис. 1 – Данные связанные с устойчивостью бактериофага $\Phi\text{hi}6$ в зависимости от температуры $T (^{\circ}\text{C})$ и относительной влажности $\text{RH} (\%)$ [2].

В случае учебной аудитории целесообразно добавить еще один управляющий фактор – концентрацию углекислого газа в помещении, так как он связан с количеством присутствующих людей.

Применять детерминированный подход к управлению БРВ в данном случае затруднительно. Во-первых, зависимости, приведенные на рис. 1, носят модельный, усредненный характер. Во-вторых, в научных исследованиях до сих пор не сложилось однозначного понимания условий, влияющих на стабильность микроорганизмов во внешней среде. Поэтому выбор был сделан в пользу модели нечеткого вывода типа Мамдани [3].

На основе проведенного выше анализа, были описаны кусочно-линейные функции принадлежности (ФП) (tr – треугольные и tz – трапециевидные) термов четырех лингвистических переменных (ЛП). Здесь и далее префиксы L , M , H означают «низкий», «средний», «высокий» соответственно.

1. ЛП T – «Температура» на универсуме $U_T=[10,40]$, $^{\circ}\text{C}$; ФП термов: $LT = tr[10,10,20]$, $MT = tr[10,20,30]$, $HT = tz[20,30,40,40]$.

2. ЛП RH – «Относительная влажность» на $U_{RH}=[0, 90]$, %; ФП термов: $LRH = tr[0,0,50]$, $MRH = tr[0,50,90]$, $HRH = tz[50,70,90,90]$.

3. ЛП C – «Концентрация углекислого газа» на $U_C=[0, 1000]$, ppm; ФП термов: $LC = tr[0,0,700]$, $MC = tr[0,700,1000]$, $HC = tr[700,1000,1000]$.

4. ЛП P – «Рабочая мощность БРВ» на $U_P=[0, 100]$, % от max; ФП термов: $LP = tr[0,0,50]$, $MP = tr[30,50,70]$, $HP = tz[50,80,100,100]$, $VHP = CON(HP)$, $VLP = CON(LP)$, где CON – оператор концентрирования для получения производных термов VLP «очень низкая» и VHP «очень высокая мощность».

На основе анализа графика, изображенного на рис. 1, составлена база нечетких правил управления БРВ (табл. 1).

Таблица 1. База нечётких правил управления рабочей мощностью БРВ

Концентрация CO ₂	Низкая температура, LT			Средняя температура, MT			Высокая температура, HT		
	Относительная влажность								
	LRH	MRH	HRH	LRH	MRH	HRH	LRH	MRH	HRH
LC	HP	HP	MP	LP	LP	MP	HP	VLP	LP
MC	HP	HP	HP	MP	MP	HP	HP	LP	MP
HC	VHP	VHP	VHP	HP	HP	VHP	VHP	HP	HP

Нечеткий вывод Мамдани с дефаззификацией по методу центра тяжести позволил получить полный профиль управления, представляющий собой гиперповерхность вида $P = f(T, RH, C)$ в четырехмерном пространстве. В качестве примера приведем проекцию профиля рабочей мощности БРВ при постоянной концентрации углекислого газа 700 ppm (рис. 2).

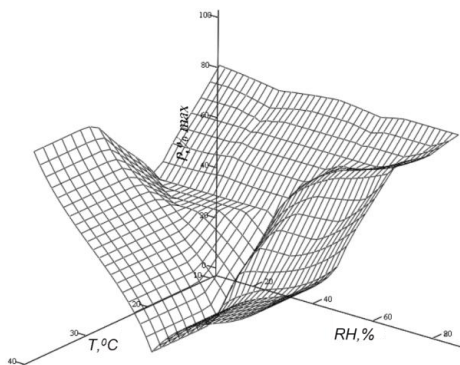


Рис. 2 – Профиль рабочей мощности БРВ в зависимости от температуры и влажности при концентрации углекислого газа 700 ppm

Библиографический список

1. Принцип работы ультрафиолетовых бактерицидных рециркуляторов воздуха [Электронный ресурс]. URL: <https://www.bakt.ru/closed/principle/> Дата обращения 08.11.2021.
2. Prussin AJ 2nd, Schwake DO, Lin K, Gallagher DL, Buttlung L, Marr LC. Survival of the Enveloped Virus Phi6 in Droplets as a Function of Relative Humidity, Absolute Humidity, and Temperature. Appl Environ Microbiol. 2018 May 31;84(12):e00551-18. doi: 10.1128/AEM.00551-18.
3. Основы теории нечетких множеств. Часть 2: учеб. пособие / А.Н.Конюхов, А.Б.Дюбуа, А.С.Сафoshкин; Рязан. гос. радиотехн. ун-т. Рязань, 2018. – 108 с.

УДК 612.172

ПАРАМЕТРЫ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЦИФРОВОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ПРОВОДЯЩЕЙ СИСТЕМЫ СЕРДЦА

С.Н. Бритин, М.А. Бритина, Р.Я.Власенко

ФГБОУ ВО «Новгородский государственный университет имени Ярослава Мудрого», Великий Новгород

Рассмотрена структура, параметры и функциональные возможности цифровой электрической модели проводящей системы сердца человека. Модель учитывает разнообразные состояния проводящей системы сердца, включая множественные аритмии.

Ключевые слова: проводящая система сердца, электрические процессы, частотная фильтрация, узел автоматизма, экстрасистолия.

PARAMETERS AND FUNCTIONALITY OF THE DIGITAL ELECTRIC MODEL OF THE CARDIAC CONDUCTION SYSTEM

S.N. Britin, M.A. Britina, R.Ya. Vlasenko

Yaroslav-the-Wise Novgorod State University, Velikiy Novgorod

The structure, parameters, and functionality of the digital electrical model of the conducting system of the human heart are considered. The model takes into account a variety of conditions of the cardiac conduction system, including multiple arrhythmias.

Key words: cardiac conduction system, electrical processes, frequency filtering, automatism node, extrasystoles.

Моделирование различного рода систем, в том числе жизненно важных систем организма, является мощным средством для их изучения и исследования. К таким системам можно отнести проводящую систему сердца (ПСС) человека, которая синхронизирует работу предсердий и желудочков, обеспечивающую нормальную гемодинамику в сердечно – сосудистой системе и в организме в целом. Это дает, согласно теории функциональных систем [1], оптимальный для протекания метаболических процессов приспособительный результат – адекватный сердечный ритм для различных физиологических состояний организма.

Результат работы проводящей системы миокарда - ритм с нормальной вариабельностью, а значит его можно моделировать как случайный процесс и исследовать методами частотного (спектрального) анализа [2, 3]. При моделировании можно использовать аппарат как линейных, так и, в общем случае, нелинейных дифференциальных уравнений. Примером таких моделей может служить автоколебательная модель пейсмекера синусно-предсердного узла на основе нелинейной проводимости [4], которую с некоторыми допущениями можно сравнить с технической моделью автогенератора с внутренней положительной обратной связью на основе отрицательного дифференциального сопротивления.

Таким образом, задачи связанные с моделированием ПСС являются актуальными и при их решении необходимо учитывать достаточно сложную структуру проводящей системы и соответствующий характер ее функционирования.

С системных позиций ПСС представляет собой многокомпонентную систему анатомических образований, состоящих из атипичных кардиомиоцитов. Каждый компонент системы с одной стороны выполняет свою конкретную функцию (функции), с другой стороны все компоненты связаны между собой для достижения оптимального результата работы системы. Такой подход позволяет моделировать отдельные составляющие системы и систему в целом, что нашло отражение в предложенных авторами моделях ПСС и ее узлов [5, 6, 7]. В основу проектирования и исследования

модели ПСС положены методы системного анализа, методические подходы теории функциональных систем, базовые принципы электрокардиографии, а также методы синтеза цифровых электронных систем и устройств. Выбор последних обусловлен электрическим характером процессов в ПСС и преимуществами цифровой электроники перед аналоговой.

Предлагаемая авторами модель ПСС представлена обобщенной структурной схемой, показанной на рис.1. В нее входит основная часть [5, 6], содержащая блоки, воспроизводящие функции атриовентрикулярного (АВ) узла и предсердной области ПСС, а также блок, имитирующий возникновение импульсов, вызывающих экстрасистолию желудочков [7]. В качестве основных базовых элементов модели выбраны времязадающие (частотнозадающие) микросистемные компоненты - таймеры (1– 6), счетчик, логические элементы И (1–2), ИЛИ (1–3), а также генераторы (формирователи) одиночных импульсов. В отличие от математических моделей [8, 9], все блоки модели легко могут быть реализованы в цифровом виде с использованием стандартной элементной базы, либо программированием микропроцессора (микроконтроллера).

В основной части модели учтено, что достаточно частыми видами аритмий, возникающих в предсердиях, являются их трепетание или фибрилляция, часто называемые мерцательной аритмией и объясняемые механизмами *micro-reentry* и *macro-reentry* (*global-reentry* [10]). Эти два вида аритмии имеют в итоге много общего, прежде всего высокую нестабильную частоту импульсов (до 300 1/мин и выше), а также подавление нормальной работы синусового узла и синусового ритма сердца. В модели они воспроизведены одним источником импульсов.

Вторая часть модели также описана в [7] с учетом того, что наряду с полезными свойствами АВ-соединение при некоторых нарушениях в работе сердца может также служить источником отдельных видов аритмий, в частности, желудочковой экстрасистолии. Преждевременное возбуждение желудочков может возникать под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы, в первую очередь из разветвления пучка Гиса АВ-соединения, а также следующих далее волокон Пуркинье.

В представленной модели функцию водителя ритма первого порядка (синусового узла) выполняют включенные в замкнутый контур Таймер 1 и генератор одиночных импульсов (ГОИ 1). Функцию центра мерцательной аритмии выполняют Таймер 2 и ГОИ 2. В качестве импульсов в модели предлагается использовать короткие прямоугольные импульсы положительной полярности с длительностью, например, 1–10 мс. Важным является выбор начальных уровней напряжений на выходе таймеров исходя из рассматриваемой логики работы блоков модели. Для Таймера 1 и Таймера 2 это должны быть низкие напряжения, соответствующие логическому «0». Для других таймеров установка начальных уровней напряжений будет дана в описаниях соответствующих частей модели.

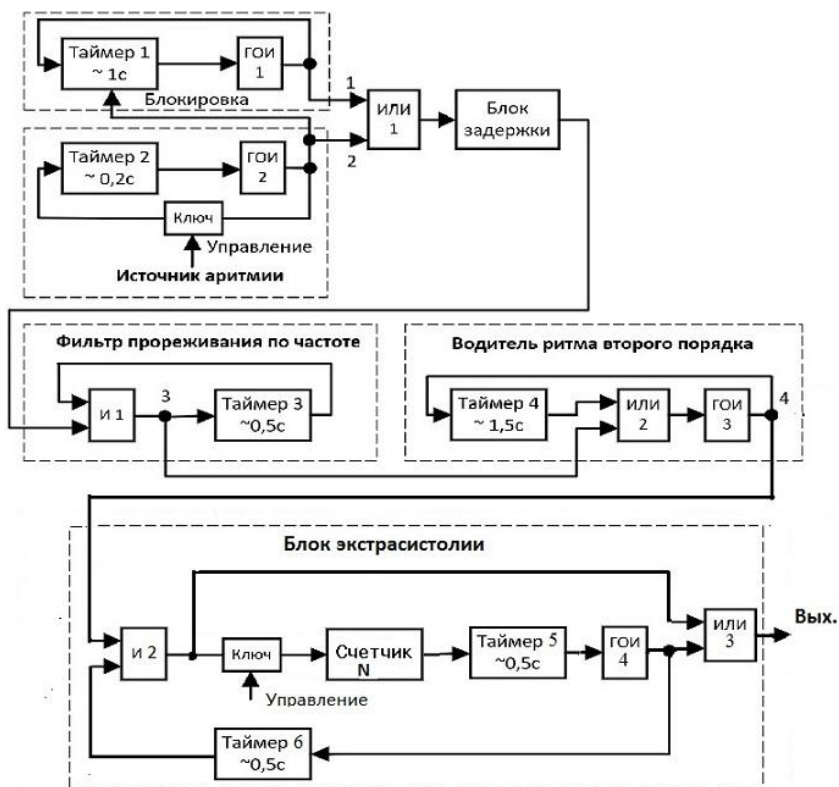


Рис. 1– Структурная электрическая эквивалентная схема обобщенной модели проводящей системы сердца. И, ИЛИ – логические элементы, ГОИ – генератор одиночных импульсов

Частота импульсов первого генератора («синусового узла») устанавливается постоянной, либо в некоторых пределах переменной для моделирования нормального переменного ритма. Частота импульсов блока аритмии может быть задана случайной в некотором диапазоне, например 300–400 1/мин., для чего должна быть предусмотрена подобная регулировка в Таймере 2. Также, предусматривается, что при включении генератора «импульсов аритмии» осуществляется блокировка первого генератора «синусового ритма».

Временные диаграммы, поясняющие работу основных частей модели приведены в [7].

При моделировании нормального синусового ритма без аритмии в предсердиях, импульсы с выхода ГОИ 1 через схему ИЛИ 1 поступают на

вход блока задержки. В этом блоке они задерживаются на время до 0,1 с. (для простоты время задержки и время распространения импульсов в предсердиях могут не показываться). В таком случае эти импульсы, по существу, в неизменном виде оказываются на выходе низкочастотного фильтра (фильтра прореживания по частоте), а затем на выходе модели АВ узла.

При моделировании аритмии в предсердиях импульсы высокой частоты, возникающие на выходе ГОИ 2, осуществляют блокировку Таймера 1 и поступают через схему ИЛИ 1 на блок задержки и дальше на вход частотного фильтра.

Функционирование частотного фильтра рассмотрено в [5, 6]. Обратим внимание, что перед поступлением первого импульса элемент И 1 открыт высоким начальным потенциалом, снимаемым с выхода Таймера 3, и поэтому этот импульс проходит к третьему блоку схемы. Предусматривается, что Таймер 3 переходит в нулевое состояние по окончании этого же импульса. Такое состояние сохраняется до конца отсчета, установленного в нем времени, исходя из рефрактерности (абсолютной не возбудимости) проводящих структур АВ узла, например, 0,5 с. После отсчета данного интервала времени Таймер 3 снова дает разрешение на прохождение очередного импульса через элемент И 1. Для наглядности и без потери общности, например, каждого третьего импульса, что доказывает требуемое уменьшение частоты импульсов, проходящих через рассматриваемый низкочастотный фильтр.

Следующий блок модели реализует функцию включения в активную работу генератора импульсов, имитирующего водителя ритма второго порядка в АВ-узле [5, 6, 7]. Этот генератор, содержит Таймер 4, схему ИЛИ 2 и ГОИ 3, и при наличии импульсов на входе данного блока работает синхронно с входными импульсами, частота которых, как правило, более 60 1/мин. Это объясняется тем, что при таких условиях отсчет времени в Таймере 4 является каждый раз не завершенным и Таймер 4 не меняет свое начальное нулевое состояние и не влияет на работу модели АВ узла. При пропадании указанных входных импульсов Таймер 4 будет осуществлять полный отсчет установленного в нем времени, например 1,5 с, и запускать в работу ГОИ 3, с частотой примерно 40 импульсов в минуту.

Следует отметить, что во избежание конкуренции в модели ПСС ритмов первого и второго порядков соответствующим образом должны быть установлены частоты импульсов, задаваемые параметрами таймеров 1 и 4.

Структура и принцип работы блока экстрасистолии даны в [5, 7].

Для корректной работы этого блока начальные уровни напряжений на выходе таймеров 5 и 6 должны быть установлены соответственно «0» и «1».

При этих условиях элемент И 2 открыт для входных импульсов, они проходят на выход блока через схему ИЛИ 3 и поступают также через Ключ на вход Счетчика. Задача Счетчика состоит в том, чтобы подсчитывать число импульсов N (нормальных «кардиоциклов»), за которыми формируется

импульс, отвечающий эпизоду желудочковой экстрасистолы. Формирование данного импульса осуществляется следующим образом. После того, как Счетчик завершил счет N импульсов, он включает Таймер 5 на время, примерно равное 0,5 с. После окончания отсчета данного интервала Таймер 5 запускает генератор одиночных импульсов экстрасистолы (ГОИ 4), импульс которого через схему ИЛИ 3 поступает на выход блока. Этот же импульс включает Таймер 6, блокирующий элемент И 2, на время достаточное для исключения в выходных импульсах каждого $N+1$ «нормального» импульса, замещаемого более ранним импульсом, формируемым ГОИ 4.

Число N , которое на практике может быть случайным и может изменяться в широких пределах от единиц до десятков, выбрано в [5, 7] равным 3. Нетрудно увидеть, что при $N=3$ каждый четвертый импульс нормального сердечного ритма замещается более ранним импульсом «экстрасистолы». На электрокардиограмме в подобных случаях наблюдаются компенсаторные паузы между экстрасистолами и нормальными очередными QRS-комплексами [11].

Из описания принципа работы блока экстрасистолы следует, что если он непосредственно входит в состав полной модели ПСС, то его работу по формированию импульсов экстрасистолы при необходимости можно прервать, разомкнув Ключ между выходом элемента И2 и входом Счетчика.

В заключение следует отметить, что проведенный анализ структуры и параметров предложенной электрической модели показывает ее широкие возможности для изучения и исследования различных состояний проводящей системы сердца, в том числе состояний, угрожающих жизни человека при различных аритмиях.

Библиографический список

1. Анохин П.К. Очерки по физиологии функциональных систем. М.: Медицина. 2012; 450 с.
2. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации). Вестник аритмологии. 2001; 24: с. 69.
3. Яблчанский Н.И., Мартыненко А.В. Вариабельность сердечного ритма. В помощь практическому врачу. Харьков. 2010; 131 с.
4. Новоселов В.С. К математической модели пейсмекера. Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 10: Прикладная математика, информатика, процессы управления. 2012. Вып. 4: 58–64.
5. Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. Электрическая модель проводящей системы сердца // Труды XIV Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2020). Владимир-Суздаль, Россия, 1-3 июля 2020 г. Книга 1 – 116-119.
6. Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. Проводящая система сердца: обобщенная электрическая модель. Медицинская техника. 2021. № 1. С. 28–30.

[Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Y. Cardiac Conduction System: A Generalized Electrical Model. Biomedical Engineering, Vol. 55, No. 1, May, 2021, pp. 41-45. Translated from Meditsinskaya Tekhnika, Vol. 55, No. 1, Jan.-Feb., 2021, pp. 28-30. DOI: 10.1007/s10527-021-10067-1].

7. Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. Обобщенная электрическая модель атриовентрикулярного соединения // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2019 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2019. – 700 с., ил. 253–258.

8. Mezentseva L.V. Computer modeling of nonlinear heart rate dynamics during train extracardial impulsation in the sinoatrial node. Biophysics. 2011; 56 (2): 281-286.

9. Mezentseva L.V. Mathematical modeling of ventricular disturbances following atrial fibrillation. Biophysics. 2012; 57(3): 371-376.

10. Klabunde Richard E. Cardiovascular physiology concepts. 2nd ed., Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. 2012; 243 p.

11. Кушаковский М.С., Гришкин Ю.Н. Аритмии сердца. Расстройства ритма и нарушения проводимости. Причины, механизмы, электрокардиографическая и электрофизиологическая диагностика, клиника, лечение: руководство для врачей. Санкт-Петербург: ФОЛИАНТ. 2017; 720 с.

УДК 004.932.4

МЕТОДЫ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ ГИСТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

А.В. Евстафьева, И.А. Расмагина, Н.М. Шелякина

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

Рассмотрены различные методы предварительной компьютерной обработки гистологических изображений для своевременной диагностики воспалительных заболеваний кишечника. Проанализированы проблемы проведения гистологических исследований, а также показана актуальность автоматизированного анализа гистологических изображений.

Ключевые слова: воспалительные заболевания кишечника, гистологические изображения, медианная фильтрация, сегментация.

METHODS FOR PRE-PROCESSING HISTOLOGICAL IMAGES

A.V. Evstafeva, I.A. Rasmagina, N.M. Shelyakina

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

Various methods of preliminary computer processing of histological images for the timely diagnosis of inflammatory bowel diseases are considered. The problems of histological studies are analyzed, and the relevance of the automated analysis of histological images is shown.

Key words: *inflammatory bowel disease, histological images, median filtration, segmentation.*

Воспалительные заболевания кишечника, к которым в настоящее время относят язвенный колит и болезнь Крона занимают одну из ведущих позиций в структуре заболеваний желудочно-кишечного тракта в силу тяжести течения, частоты осложнений и летальности. Поздняя, несвоевременная диагностика ВЗК приводит к увеличению частоты рецидивов, осложнений и повышает частоту сложных оперативных вмешательств [1]. Постоянный интерес к воспалительным заболеваниям кишечника вызван прежде всего тем, что несмотря на многолетнюю историю изучения, этиология их остается неизвестной. При этом заболеваемость язвенным колитом и болезнью Крона во всем мире возрастает с каждым годом [1].

Таким образом, актуальной является проблема раннего выявления воспалительных заболеваний кишечника. Одним из возможных путей решения данной проблемы является анализ гистологических изображений. По форме, плотности и размерам клеток и их ядер на изображении гистологических препаратов специалист может сделать заключение относительно характера заболевания.

На сегодняшний день большая часть анализа гистологических изображений проводится врачом-гистологом «ручным способом» с помощью визуального анализа. Подобный вид анализа обладает рядом недостатков, начиная от сильной зависимости от опыта специалиста, заканчивая его психоэмоциональным состоянием, следовательно - является в той или иной мере субъективным. Для того что бы оценка гистологических изображений была более объективна, необходимо увеличить степень автоматизации процесса анализа гистологических изображений [2].

Гистологические изображения получают путем регистрации микроскопических изображений гистологических препаратов с помощью окулярной цифровой видеокамеры [3].

Основной задачей компьютерной обработки гистологических изображений является повышение качества изображения для улучшения его визуального восприятия, выделение необходимых объектов (сегментация) на гистологических препаратах и измерение их параметров, а также обработка изображений для их хранения и передачи.

Для определения гистологических объектов, важно четко выявить контуры гистологических структур, для этого необходимо применить методы подчеркивания контуров с целью усиления разницы между градиентами яркости контурных элементов объекта и соседних элементов фона [3]. Таким наиболее известным методом является метод обработки гистологических изображений, основанный на медианной фильтрации. Работа медианного фильтра основана на том, что определенный алгоритм заменяет значение пикселя на значение медианы распределения яркостей всех пикселей в

окрестности (включая и исходный). Преимуществом данного метода обработки изображений является то, что при фильтрации случайных шумов фильтры демонстрируют отличные возможности подавления шума при этом уменьшая эффект расфокусировки. Также медианные фильтры эффективны при фильтрации импульсных шумов, иногда называемых шумами «соль и перец», которые выглядят как наложение на изображение случайных черных и белых точек [4].

Неотъемлемым положительным качеством медианного фильтра также является то, что он не изменяет яркость фона и сохраняет резкими перепады (границы) гистологических изображений.

При этом медианная фильтрация является нелинейной операцией, которая может удалить важные детали, что неприемлемо при обработке гистологических изображений [4].

Следующим важным шагом в обработке гистологических изображений является сегментация. Она служит для выделения каких-либо объектов на изображениях.

Сегментация разделяет изображение на составляющие его области или объекты, имеющие содержательный смысл: объекты и их границы. Сегментацию следует прекратить тогда, когда интересующие нас объекты или области обнаружены, так как не имеет смысла проводить сегментацию мельче того уровня детализации, который необходим [4].

Сегментация гистологических изображений, представляет собой одну из самых сложных задач обработки изображений.

Большинство рассматриваемых алгоритмов сегментации изображений основываются на одном из двух базовых свойств сигнала яркости: разрывности и однородности. Примерами таких методов служат пороговая обработка, выращивание областей, слияние и разбиение областей [4].

Пороговые методы сегментации заключаются в преобразовании функции яркости изображения. Пороговые методы сегментации изображений интуитивно понятны, просты в реализации и скорости вычислений [3].

Метод выращивания областей представляет собой процедуру, которая группирует пиксели или подобласти в более крупные области по заранее заданным критериям укрупнения. Основной идеей данного подхода является то, что вначале берется множество точек, называемых «центрами кристаллизации», а затем на них наращиваются области путем присоединения к каждому центру тех пикселей из числа соседей, которые по своим заранее заданным свойствам близки к центру кристаллизации [3, 4].

Метод разделения и слияния областей является альтернативным подходом метода выращивания и состоит в том, чтобы провести первичное разбиение изображения на множество произвольных непересекающихся областей и в дальнейшем осуществлять слияние и/или разделение этих областей [4].

Сегментация по водоразделам сочетает в себе многие концепции из трех рассмотренных выше подходов. Главной целью алгоритмов сегментации,

является нахождение линий водораздела: рассматривается абсолютная величина градиента изображения как топографической поверхности. Пиксели, имеющие наибольшую абсолютную величину градиента яркости, соответствуют линиям водораздела, которые представляют границы областей. Вода, помещенная на любой пиксель внутри общей линии водораздела, течёт вниз к общему локальному минимуму яркости. Пиксели, от которых вода стекается к общему минимуму, образуют водосбор, который представляет сегмент [3, 4].

Этот подход представляет собой простую схему алгоритмов сегментации и служит для повышения эффективности работы специалиста с гистологическими объектами, а также получения более качественных и точных результатов измерения характеристик гистологических объектов.

Метод выделения контуров служит для нахождения периметров, кривизны, факторов формы, удельной поверхности объектов [3].

Можно отметить уникальность медианного фильтра во всех отношениях. Медианная фильтрация отлично справляется с задачей удаления импульсного шума.

При этом, существует проблема метода сегментации, которая состоит в разбиении изображения на области, удовлетворяющие вышеприведенным условиям. Улучшения качества сегментации можно достичь комбинацией методов из разных категорий, например, соединяя выделение контуров с пороговым преобразованием.

В рамках дальнейшего исследования предполагается сравнительный анализ различных рассмотренных выше методов, с целью оценки их эффективности для предварительной обработки гистологических изображений.

Библиографический список

1. Актуальные проблемы диагностики и терапии воспалительных заболеваний кишечника. URL: https://umedp.ru/articles/aktualnye_problemy_diagnostiki_i_terapii_vospalitelnykh_zabolevaniy_kishechnika.html
2. Соколова Н. А., Орел В. Э., Гусынин А. В., Селезнева А. А., Колесник С. В. Алгоритм компьютеризированного анализа изображений гистологических препаратов, 2012.
3. Лищенко Р.И., Аврунин О.Г. Современные методы обработки гистологических изображений / Харьковский национальный университет радиоэлектроники, 2011. 34-35с.
4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений / Техносфера, 2012. 854 с, 882 с, 889 с.

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ГИСТОЛОГИИ

Е.Е. Санникова, И.А. Расмагина, Н.М. Шелякина

ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина)», ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. Мечникова» г. Санкт-Петербург

Рассмотрены основные группы методов компьютеризированного анализа гистологических изображений по срезам, как способ повышения эффективности постановки диагноза врачами гистологами.

Ключевые слова: *методы селекции, гистологические изображения, морфологические элементы.*

METHODS OF PROCESSING MEDICAL IMAGES IN HISTOLOGY.

E.E. Sannikova, I.A. Rasmagina, N.M. Shelyakina

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after Ulyanov (Lenin), Northwestern State Medical University named after Mechnikov St. Petersburg

The main groups of methods of computerized analysis of histological images by slices are considered as a way to increase the effectiveness of diagnosis by histologists.

Keywords: *selection methods, histological images, morphological elements.*

В настоящее время многие отрасли медицины, занимающиеся получением, обработкой, хранением и передачей информации в большей степени ориентируются на развитие информационных систем обработки и анализа изображений. Большинство медицинских изображений характеризуются двумя основными особенностями. Первая заключается в том, что на качестве медицинского снимка сказываются различные случайные шумы и помехи, возникающие в процессе формирования изображений. Вторая в наличие большого количества сложных многофакторных объектов. Именно эти особенности медицинских изображений определяют высокие требования к надёжности, достоверности и точности результатов обработки. Для повышения достоверности диагностики используются математические методы и проблемно-ориентированные алгоритмы, позволяющие помимо довольно точной обработки ускорить исследование.

Проблема обработки медицинских изображений принимает важное значение в современной гастроэнтерологии. Одним из основных методов

ранней диагностики воспалительных заболеваний кишечника и выбора метода их лечения является гистологическое исследование новообразований. Гистологические изображения получают путём регистрации микроскопических изображений гистологических препаратов с помощью окулярной цифровой видеокамеры. На полученных изображениях гистологического препарата врач выделяет отличающиеся по форме, плотности и размерам клетки и их ядра, являющиеся основанием для формирования заключения о характере заболевания, исследуемого органа человека. На данный момент большинство морфометрических исследований врачи гистологи проводят вручную. Вышеуказанный вид исследования подразумевает визуальную оценку гистологического снимка самим врачом и последующий статистический анализ с помощью компьютера. Такой «визуальный» подход имеет ряд существенных недостатков, в числе которых трудоёмкость, большие временные затраты, а также опыт и психоэмоциональное состояние врача. Основываясь на всех вышеперечисленных трудностях визуальной обработки изображений, можно отметить, что данный метод субъективен и ограничен квалификацией врача гистолога. Кроме того, не все морфологические изменения могут быть видны человеческому глазу. В связи с этим задача компьютеризированного анализа гистологических изображений является актуальной проблемой.

Визуальный анализ гистологических изображений по срезам включает несколько этапов:

1. Стандартная подготовка исследуемого образца
2. Нахождение и выделение анализируемого объекта
3. Измерение заданных параметров объекта
4. Передача характеристик в компьютер
5. Получение количественной информации об изучаемом объекте

Анализируя медицинские изображения, врач гистолог решает различные задачи: помимо простого определения числа морфологических элементов ещё и оценивает их функциональное состояние. Значительную помощь при таком виде анализа должны оказать автоматизированные методы анализа, которые позволяют получить точные количественные характеристики на большом числе измерений.

Одним из основных этапов процесса компьютеризированного анализа медицинских изображений является выделение объектов изображения, или по-другому сегментация, решаемая с помощью средств и методов цифрового анализа изображений. Результативность компьютерной обработки изображений во многом определяется качеством полученных образцов гистологических препаратов.

Под сегментацией понимается разделение цифрового изображения на несколько областей имеющих содержательный смысл: объекты, их границы и фон. Тем не менее, в случае обработки цифровых гистологических

изображений возникают трудности, связанные со специфичностью этих снимков, что ярко проявляется на этапе их сегментации.

Цифровые гистологические изображения можно выделить в особую подгруппу медицинских изображений, характеризующихся следующими особенностями:

- неравномерный фон
- границы между цитоплазмой и ядром клетки могут быть слабо различимы
- клетки могут быть расположены близко друг к другу
- внутри ядер клеток могут наблюдаться сильные перепады яркости
- изображения характеризуются высокой вариабельностью геометрических и оптических показателей [1]

Принимая во внимание все вышеуказанные особенности гистологических изображений, сегментация решает задачу построения формального описания изображения, качество которого в большинстве случаев определяет успех распознавания и интерпретации объектов.

В общем случае сегментация представляет собой операцию разбиения конечного множества плоскости на некоторые подмножества, впоследствии сравниваемые с каким-либо критерием однородности (критерий однородности может быть связан, например с яркостью отдельного пиксела).

Методы сегментации можно разбить на следующие основные группы:

1. Пороговые методы сегментации с использованием глобального порога.

Данный вид сегментации применяется в случае различий яркости выделяемого объекта и остальной части изображения. В этом случае остальная менее яркая часть рассматривается как фон.

Суть метода заключается в следующем: по выбранному гистологическому изображению строится гистограмма распределения яркости. На полученной гистограмме можно выделить два основных максимума: светлый и тёмный. Далее выбирается некоторое пороговое значение, располагающееся между двумя установленными максимумами. Пусть выделяемый объект относится к тёмному максимуму. Затем выбираем некоторые пикселы, сравниваем их со значением порога. Если яркость пикселов меньше порога, относим их к выделяемым объектам, например язвам, в противном случае относим пикселы к фону, который в данном случае нам не интересен.

Метод сегментации путём их пороговой обработки результативен лишь для небольшого количества изображений, в которых явно прослеживается яркостное различие между объектами и фоном, поэтому данный метод редко применяется в чистом виде. Как правило, метод пороговой сегментации применяют совместно другими более эффективными методами.

2. Методы, основанные на кластеризации.

Для классификации пикселов выбирается пространство признаков таких как, цвет, размер, яркость и т.п. и производится сравнение, аналогично методу пороговой сегментации. Различие данных методов состоит в том, что

при кластеризации выбранный пиксел сравнивается не с порогом, а с некоторой определённой группой признаков. В начале для каждого пиксела определяются координаты в пространстве признаков и затем всё множество пикселов разбивается на кластеры.

3. Методы наращивания областей.

Методы этой группы основаны на использовании локальных признаков изображения.

Суть метода наращивания областей заключается в следующем: пусть области, на которые разбивается изображение характеризуются некоторым локальным признаком – яркостью. Есть некоторый стартовый пиксел, имеющий некоторое фиксированное значение яркости из фиксированного интервала. Далее производится проверка соседних пикселов на обладание тем же признаком, что и исходный стартовый пиксел. Если соседние пиксели обладают тем же признаком, что и стартовый, их включают в данную область, и начинается проверка следующих пикселов. После формирования первой области выбирается другой стартовый пиксел и снова повторяется процедура формирования областей аналогичным путём. Сегментация таким способом завершается тогда, когда все пиксели изображения будут включены в какую-либо область.

4. Метод выделения контуров.

Большинство алгоритмов определения контуров объектов рассматривают границы как область резкого перепада функции яркости изображения. Исходя из этого, выделяют два этапа выделения контуров. Вначале на изображении выделяют яркостные перепады, образующие контуры, а затем полученные результаты сравниваются с порогом. Если значение яркости пиксела превышает порог, ему присваивается значение яркости контура, в противном случае присваивается значение яркости фона в формируемом изображении. В результате такой обработки получается контурное изображение [2,3].

Каждый из предложенных методов имеет свои преимущества и недостатки и выбор их зависит от конкретной задачи. Следует отметить, что в настоящий момент фактически отсутствуют автоматизированные системы обработки и анализа гистологических срезов, дающих достоверные и точные результаты. Это обусловлено высокой вариабельностью и слабой контрастностью большинства гистологических структур [3].

Таким образом, выделение информативных признаков из гистологических цифровых изображений затруднено существенной вариабельностью и слабой контрастностью. При сравнении основных групп методов сегментации цифровых изображений было выяснено, что необходимо выбирать тот или иной метод в соответствии с критериями конкретной задачи. На основании предложенного обзора можно заключить, что эффективность указанных методов для сегментации изображений гистологических препаратов можно выявить только экспериментальным путём.

Библиографический список

1. Алгоритм компьютеризированного анализа изображений гистологических образцов
// researchgate.net URL: https://www.researchgate.net/publication/303103158_Algorithm_for_image_computerization_analysis_of_histological_specimens (дата обращения: 04.11.2021).
2. Красильников Н.Н. Цифровая обработка 2D и 3D изображений. - СПб: "БХВ-Петербург", 2011.
3. Мартыненко Т.В. Сегментация и классификация цветных изображений и гистологических срезов // Наукові праці ДонНТУ. - - №107.

УДК 004.942

РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ И ПРОГРАММНОГО ПРОДУКТА ДЛЯ ОПИСАНИЯ ДВИЖЕНИЯ СКАНИРУЮЩЕГО ПУЧКА ИЗЛУЧЕНИЯ В СПЕКТРОСКОПИЧЕСКОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИМИ ЗОНДАМИ БОКОВОГО, ПРЯМОГО, ПРОГРАДНОГО И РЕТРОГРАДНОГО ОБЗОРА

С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет,
г. Тамбов

Целью проводимых исследований является повышение информативности спектроскопической оптической когерентной томографии посредством выбора наиболее эффективных режимов сканирования. Разработаны математическая модель и программный продукт для описания движения сканирующего пучка излучения в спектроскопической ОКТ эндоскопическими и интраваскулярными зондами.

Ключевые слова: *Эндоскопический зонд, интраваскулярный зонд, оптическая когерентная томография, спектроскопический подход.*

DEVELOPMENT OF A MATHEMATICAL MODEL AND SOFTWARE PRODUCT FOR DESCRIPTION OF THE MOTION OF A SCANNING RADIATION BEAM IN SPECTROSCOPIC OPTICAL COHERENT TOMOGRAPHY WITH ENDOSCOPIC PROBES OF A LATERAL, DIRECT SURFACE PROGRAM

S.V. Frolov, A. Yu. Potlov, T.A. Frolova
Tambov State Technical University, Tambov

The aim of the research is to increase the information content of spectroscopic optical coherence tomography by choosing the most effective scanning modes. A mathematical model and a software product have been developed to describe the movement of a scanning radiation beam in spectroscopic OCT with endoscopic and intravascular probes.

Key words: *Endoscopic probe, intravascular probe, optical coherence tomography, spectroscopic approach.*

Спектроскопическая оптическая когерентная томография представляет собой разновидность метода классической оптической когерентной томографии, в которой зондирование исследуемого биологического объекта или его отдельной части производится либо одновременно, либо последовательно на нескольких длинах волн излучения ближнего инфракрасного диапазона [1-3]. Физический смысл такого многоволнового подхода заключается в получении более качественных структурных изображений исследуемого объекта, а также расширении возможностей для получения его функциональных изображений. Более высокое качество структурных изображений достигается за счет того, что при использовании длин волн зондирующего излучения из первого терапевтического окна прозрачности биологических тканей («NIR I», 700-900 нм) можно добиться максимально возможного для оптической когерентной томографии пространственного разрешения и минимального уровня шумов, а при использовании зондирующего излучения из второго терапевтического окна прозрачности биологических тканей («NIR II», 1000-1400 нм) можно добиться максимальной глубины когерентного зондирования. Комплексируя изображения, соответствующие двум вышеописанным диапазонам длин волн, можно получить выгодное сочетание высокого пространственного разрешения, минимального уровня шумов и высокой глубины когерентного зондирования. Расширение возможностей для функциональной визуализации объясняется двумя причинами. Из увеличенного набора обрабатываемых данных потенциально можно извлечь больше полезной информации о сдвигах в несущей частоте, спекл-контрасте между последовательностью структурных изображений одного и того же объекта и фазовых сдвигах между отдельными интерференционными сигналами (А-сканами), что является серьезной предпосылкой к повышению качества получаемых доплерограмм и ангиограмм. В спектрах поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина присутствует изобестическая точка (805 нм), ниже которой значение коэффициента поглощения дезоксигемоглобина существенно превышает значение коэффициента поглощения оксигемоглобина, а выше все с точностью наоборот. Учет особенностей спектров поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина в сочетании с корректной обработкой получаемых наборов данных позволяет формировать недоступные для классической оптической когерентной томографии функциональные изображения оксигенации/дезоксигенации отдельных участков исследуемой ткани. Впечатляющее повышение информативности медицинской визуализации при переходе от классической к спектроскопической оптической когерентной томографии можно дополнительно расширить посредством использования эффективных

режимов сканирования.

Целью проводимых исследований является повышение информативности спектроскопической оптической когерентной томографии посредством выбора наиболее эффективных режимов сканирования.

Сканирование плоскости с использованием ретрорефлектора

Любые даже самые сложные режимы сканирования как в классической, так и в эндоскопической и интраваскулярной ОКТ можно условно разбить на простейшие составляющие. В большинстве случаев сканирование исследуемого объекта представляет собой равномерное/равнозамедленное/равноускоренное движение сканирующего луча по прямолинейной или эллиптической траектории с неподвижным/поступательно движущимся/отклоняющимся на заданный угол в одной/нескольких плоскостях источником излучения. В связи с вышесказанным, логичной является реализация и отладка простейших операции с последующим их объединением в программные модули, имитирующие те или иные режимы сканирования.

Поступательное движение

Наиболее простым вариантом хода сканирующего луча является его поступательное движение в одной плоскости. На рисунке 1 показан пример разработанного в среде LabVIEW программного модуля для имитации подобного сканирующего движения. Этот модуль позволяет отслеживать точку фокусировки и ход сканирующего луча для плоскости заданных размеров с регулируемой временной задержкой.

Математическая модель базируется на простейших арифметических и геометрических операциях (рисунок 2). Формируются массивы заданного размера. Смещение точки фокусировки реализовано посредством сдвиговой операции. Накопление информации о ходе сканирующего луча производится посредством суммирования текущей точки фокусировки с массивом реализованных вариантов смещения. Визуализация результатов моделирования производится с помощью «Intensity Graph» с управляемой цветовой шкалой и временной задержкой.

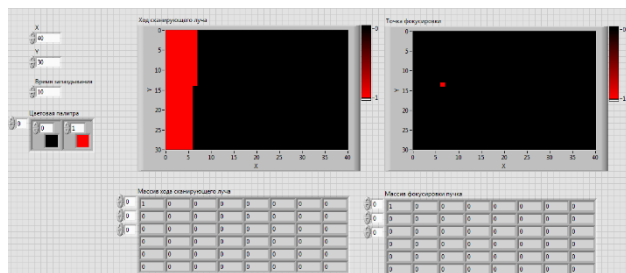


Рис. 1 – Фронтальная панель модуля формирования однонаправленных сканирующих движений

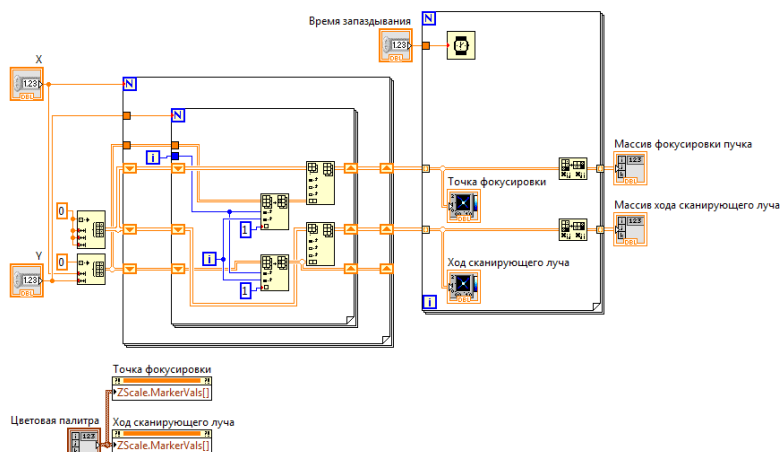


Рис. 2 – Блок-диаграмма модуля формирования однонаправленных сканирующих движений

Возвратное движение

Для реализации поступательно-возвратного режима сканирования вышеописанный программный модуль (рисунки 1 и 2) был немного изменен.

Режим возвратного движения реализован посредством движения точки фокусировки с отрицательным шагом (рисунки 3 и 4). Переключение между режимами поступательного и возвратного движений выполнено посредством проверки условия четности для столбцов сканируемой прямоугольной области.

Возможности управление временем запаздывания, а также размерами сканируемой области и цветовой палитрой визуализируемых результатов моделирования сохранены.

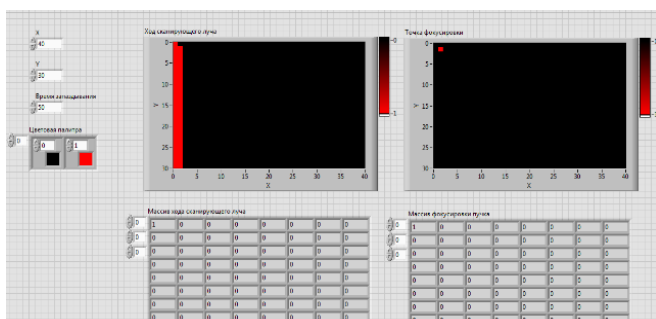


Рис. 3 – Фронтальная панель модуля формирования поступательно-возвратных движений ретрорефлектора

Следует отметить, что для обеспечения совместимости отдельные модули («поступательное движение» и «возвратное движение») реализованы в виде виртуальных приборов. Передаваемыми по иерархии данными являются массивы хода сканирующего луча и точки фокусировки.

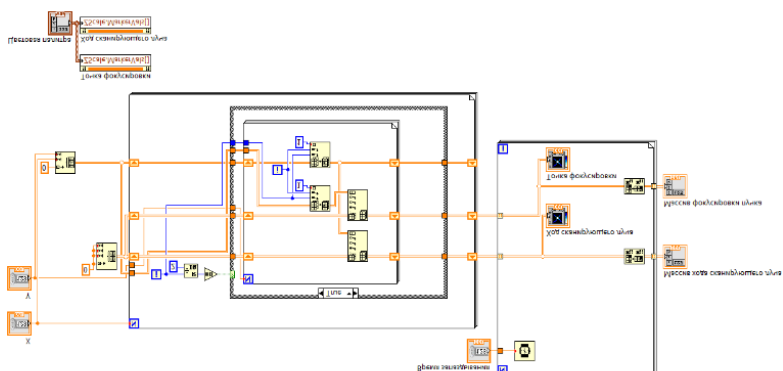


Рис. 4 – Блок-диаграмма модуля формирования поступательно-возвратных движений ретрорефлектора.

Вышеописанные программные модули (рисунки 1-4) являются достаточными для описания большинства режимов сканирования классической ОКТ и отдельных режимов интраваскулярного сканирования. Случай сбора объемных данных (например, сканирование в двух плоскостях) реализован посредством двукратного использования уже имеющихся модулей без какой-либо предварительной доработки.

Заключение

Разработана математическая модель для описания движения сканирующего пучка излучения в спектроскопической ОКТ эндоскопическими и интраваскулярными зондами. Отличительной особенностью математической модели является сочетание методов медицинской оптики и геометрии. Имитация поступательного, плоскопараллельного и сферического движения сканирующего луча, а также расчет координат точки его фокусировки производятся посредством общеизвестных ортогональных преобразований (плоскопараллельный перенос, расчет матриц направляющих косинусов, преобразования координат и т.п.) в евклидовом пространстве, примененных к современным оптомеханическим системам и системам позиционирования [3].

Математическая модель была программно реализована в среде LabVIEW. Разработанный программный продукт описывает работу ретрорефлектора и гальвано-сканера для классической ОКТ, а также более сложных систем прямого, бокового, проградного и ретроградного обзора для ОКТ эндоскопическими и интраваскулярными зондами. Программное обеспечение

отличается учетом технических особенностей конкретных моделей сканирующих систем, в частности диаметра луча, повторяемости и линейности его движений, углов сканирования, шага, времени отклика и т.п.

Численные эксперименты по оптимизации режимов сканирования показали, что наибольшей эффективности сбора интерференционного сигнала можно добиться посредством сочетания полного кругового сканирования и малоуглового растрового сканирования для множества точек в составе линий сканирования, перпендикулярных траектории кругового движения.

Библиографический список

1. Фролова, М. С. Требования, предъявляемые к медицинским изделиям в разных странах / М. С. Фролова, С. В. Фролов, И. А. Толстухин // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2014. – Т. 20, № 4. – С. 726 – 733.
2. Endovascular Treatment of Posterior Cerebral Artery Aneurysms With Flow Diversion: Case Series and Systematic Review / A.N. Wallace, J.A. Grossberg, J.E.D. Almandoz, M. Kamran, A.K. Roy, Y. Kayan [et al] // Neurosurgery. – 2018. – № 83. – PP. 790–9.
3. Potlov, A.Yu., Frolov, S.V., Proskurin, S.G., "An algorithm for improving the quality of structural images of turbid media in endoscopic optical coherence tomography," Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE. 10716, 1071609 (2018).

УДК 504.064.36

МОДЕЛЬ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПАРАМЕТРАМИ МИКРОКЛИМАТА В КАБИНЕТЕ МАГНИТНО- РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Я.И. Шнякина, А.Р. Аветисян

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г.Тамбов

Рассмотрена модель интеллектуальной системы, позволяющая контролировать параметры микроклимата в кабинете МРТ. Предложена принципиальная схема для дистанционного мониторинга и управления на основе Arduino Nano.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, мониторинг, кабинет МРТ, микроклимат, визуализация параметров.

A MODEL OF AN INTELLIGENT CONTROL SYSTEM FOR MICROCLIMATE PARAMETERS IN A MAGNETIC RESONANCE IMAGING ROOM

Ya.I. Shnyakina, A.R. Avetisyan
«Tambov state technical university», Tambov

The model of an intelligent system that allows to control the parameters of the microclimate in the MRI room is considered. A schematic diagram for remote monitoring and control based on Arduino Nano is proposed.

Key words: magnetic resonance imaging, monitoring, MRI room, microclimate, visualization of parameters.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является стремительно развивающимся методом диагностики. В силу некоторых особенностей устройства оборудования для данного обследования возникает потребность в соблюдении микроклиматических условий.

Помещение для обследования, в котором располагается МР-томограф, должно соответствовать определённым требованиям к показателям микроклимата. Выход за рамки рекомендуемых значений может оказывать отрицательное влияние на работу аппарата и качество диагностических снимков.

Инженер медицинской организации, обслуживающий аппарат МРТ и вспомогательные системы, имеет потребность в дистанционном контроле микроклимата в кабинете МРТ, а также в управлении определёнными параметрами в случае необходимости или возникновения аварийной ситуации, но не может в силу недостаточной функциональности решений, представленных на рынке [1,2]. К таким недостаткам можно отнести отсутствие возможности удалённого: перезапуска системы, перехода на резервный источник питания/водоснабжения, изменения значений температуры и влажности.

В связи с этим возникает потребность в моделировании интеллектуальной системы управления параметрами микроклимата в кабинете МРТ в рамках макета для разработки необходимых алгоритмов решения проблемы. Разработанная принципиальная схема данной системы представлена на рисунке 1.

С помощью алгоритма на плате Arduino Nano и подключенного к ней модуля реле происходит автоматическое регулирование параметров температуры и влажности на основе показаний датчиков. При их изменении запусаются или отключаются ультразвуковой увлажнитель и система кулеров с подключенным к ней элементом Пельтье. В совокупности они образуют систему кондиционирования [3].

Управление с внешнего устройства (смартфона или планшета) происходит при помощи специализированного приложения, связанного с

микроконтроллером. Для осуществления управления необходимы: вывод показателей температуры, влажности, концентрации кислорода и питания на элементах системы; ввод данных для изменения показателей температуры и влажности, а также перезапуска системы и переключения на резервное питание.

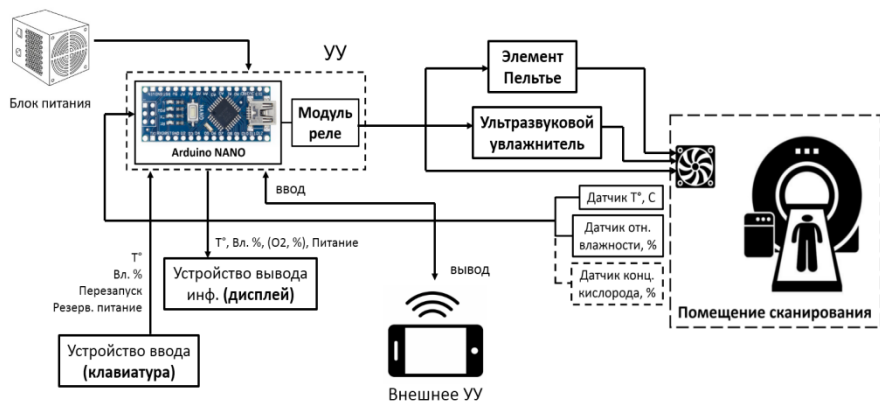


Рис. 1 – Принципиальная схема модели интеллектуальной системы на основе Arduino Nano

Особенно важным показателем для мониторинга является концентрация кислорода, так как это позволяет предотвратить аварийную ситуацию, связанную с выбросом гелия, и, как следствие, потерей сверхпроводимости электромагнита в аппарате МРТ. При падении значения данного показателя ниже нормы (гелий, стремящийся подняться вверх, вытесняет молекулы кислорода) происходит экстренное оповещение инженера с целью своевременного реагирования.

Таким образом, использование макета позволит смоделировать ряд возможных неполадок и критических ситуаций. Внедрение подобных интеллектуальных систем в реальности способно уменьшить вероятность сбоя в работе оборудования и вспомогательных комплексов в кабинете МРТ, следовательно, обеспечить сокращение времени возможного простоя аппарата, связанного с проведением ремонтных работ, а значит повысить уровень здравоохранения и экономики регионов и страны в целом [4,5].

Библиографический список

1. Фролова Т. А., Фролова М. С. Информационные модели для оценки медицинского устройства //Виртуальное моделирование, прототипирование и промышленный дизайн: материалы IV Международной научно-практической конференции в 3 т.; ФГБОУ ВО «ТГТУ». – Тамбов: Изд-во ФГБОУ ВО «ТГТУ», 2017. – Вып. 4.Т.3, с.123-128.

2. Фролов С.В., Маковеев С.Н., Семенова С.В., Фареев С.Г. Современные тенденции развития рынка медицинских информационных систем // Вестник ТГТУ. 2010. Т.16. №2. С.266-272.
3. Черешнев В. О., Кулешов И. В., Аветисян А. Р., Ильин Г. П., Шнякина Я. И. Разработка автоматической системы регулирования климата в кабинете магнитно-резонансной томографии // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - БИОМЕДСИСТЕМЫ-2020: МАТЕРИАЛЫ XXXIII ВСЕРОССИЙСКОЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ СТУДЕНТОВ, МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ И СПЕЦИАЛИСТОВ. – Рязань: Изд-во «Book Jet», 2020. – с.319-321.
4. Фролов С.В., Фролова М.С. Мировые проблемы при выборе медицинского изделия для учреждения здравоохранения// Менеджер здравоохранения. – 2013. – №11. – С.50-61.
5. Фролов С.В., Фролова М.С., Потлов А.Ю. Рациональный выбор медицинской техники для лечебно-профилактического учреждения на основе системы поддержки принятия решений // Врач и информационные технологии. – 2014. – №3. – С.35-45.

УДК 616-71

ОПТИМАЛЬНОЕ ОСНАЩЕНИЕ КАБИНЕТА АППАРАТНОЙ КОСМЕТОЛОГИИ

В.В. Крапивина, Т.А. Фролова

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г. Тамбов

В данной работе разработан метод оптимального оснащения кабинета аппаратной косметологии. Проведен анализ современного состояния рынка эстетической медицины. Разработана современная концепция стандарта оснащения кабинета аппаратной косметологии

Ключевые слова: оптимальное оснащение, эстетическая медицина, аппаратная косметология.

OPTIMUM EQUIPMENT OF THE HARDWARE COSMETOLOGY CABINET

V.V. Krapivina, T.A. Frolova

Tambov State Technical University", Tambov

In this work, a method has been developed for the optimal equipping of a hardware cosmetology room. The analysis of the current state of the aesthetic medicine market is carried out. Existing equipment standards have been studied.

Key words: optimal equipment, aesthetic medicine, hardware cosmetology.

Выбор косметологического оборудования – сложная задача, при решении которой надо обращаться к потребностям здравоохранения. Недостаточно обдуманый выбор медицинской техники ведет к неверному использованию или к простому техник, а как следствие – к пустой трате финансовых средств.

В связи с этим, необходимо разработать концепцию современного стандарта оснащения кабинета аппаратной косметологии [1].

В стандарте оснащения кабинета указан минимальный перечень оборудования. Данный перечень оборудования должен быть всегда в наличии для определенного вида медицинского кабинета, т.е. некий медицинский стандарт. Современный рынок эстетической медицины включает четыре сегмента (рис. 1).

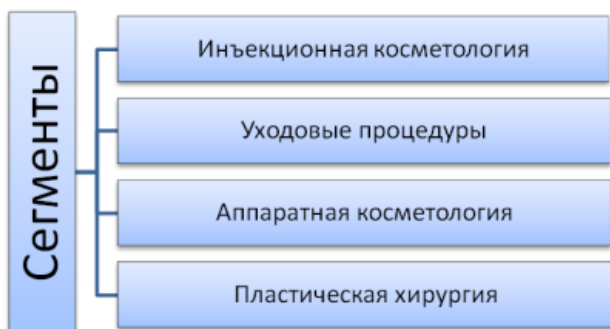


Рис. 1 – Сегменты рынка эстетической медицины

Для решения эстетических задач в настоящее время активно используются следующие физические методы:

1. Механические методы
2. Воздействие вакуумом
3. Ультразвуковые колебания:
4. Электрический ток:
5. Световые методы.
6. Радиоволновые метод

Данные методы заложены в основу современной концепции стандарта оснащения. Современная концепция стандарта оснащения кабинета аппаратной косметологии представлена в таблице 1.

Таблица 1. Современная концепция стандарта оснащения кабинета аппаратных методов лечения в косметологии

№ п/п	Наименование оснащения (оборудования)	Количество, шт.
1.	Мебель медицинская	1 комплект
2.	Устройство ультразвуковой очистки и дезинфекции инструментов и изделий (ванна)	1
3.	Стерилизатор ультрафиолетовый (кварцевый), в том числе передвижной	1
4.	Облучатель - рециркулятор воздуха ультрафиолетовый	1
5.	Аппарат для механического метода воздействия	1
6.	Аппарат для лазерных методов лечения	1
7.	Аппарат для воздействия ультразвуком	1
8.	Аппарат для вакуумного воздействия	1
9.	Аппарат для электротерапии	1
10.	Аппарат для радиочастотного воздействия	1

Поскольку речь идёт об оборудовании отдельного кабинета аппаратной косметологии, а не полноценного центра, то для оснащения достаточно будет одного устройства, на котором можно выполнять несколько видов манипуляций определенного метода. К таким аппаратам относятся косметологические комбайны, позволяющие проводить несколько видов процедур[2].

Данное решение позволит значительно сократить бюджет при оснащении кабинета аппаратной косметологии, при этом эффективность и качество процедуры не теряется. Так же, это позволит не только сэкономить бюджет, но и существенно расширить прайс предоставляемых процедур, что значительно повысит эффективность косметических сеансов. Дело в том, что многие современные эстетические проблемы решаются только при сочетании нескольких методик. Именно косметологические комбайны позволят специалисту разработать комплексный подход для решения необходимой задачи [3].

Это не окончательный перечень оснащения, но все основные моменты здесь учтены.

Необходимо отметить возможность совмещения различных воздействий в одном функциональном комбайне, что сокращает список современного стандарта [4,5].

Была решена актуальная задача, заключающаяся в выборе оптимальной модели и оптимальном оснащении кабинета аппаратных методов лечения. Это обеспечивает принятие оперативных решений по рациональному техническому оснащению кабинетов или клиник эстетической медицины и позволяет при планировании закупок оборудования предупреждать ошибки, которые могут привести к значительным финансовым потерям.

Библиографический список

1. Фролов С.В., Фролова М.С., Потлов А.Ю., Рациональный выбор медицинской техники для лечебно-профилактического учреждения на основе системы поддержки принятия решений // Врач и информационные технологии. – 2014. – №3. – С.35-45.
2. Фролов С.В., Маковеев С.Н., Семенова С.В., Фареев С.Г. Современные тенденции развития рынка медицинских информационных систем // Вестник ТГТУ. 2010. Т.16. №2. С.266-272.
3. Лазерная терапия: преимущества и показания [Электронный ресурс]:mailto:https://www.salonveronika.ru/info/blog/lazernaya-terapiya/ (дата обращения 07.11.2021).
4. Фролова М.С., Фролов С.В. Оптимальный выбор изделия медицинской техники с использованием информационных систем в здравоохранении // Вестник ТГТУ. – 2013. – Т. 19(3). – С. 553-561.
5. Фролов С.В., Фролова М.С. Объектно-ориентированная декомпозиция информационной модели изделий медицинской техники //Ползуновский альманах. – 2016. – № 2. С. 112-117.

УДК 005.8

УПРАВЛЕНИЕ РИСКАМИ ИТ-ПРОЕКТА

О.И. Криц, А.В. Губарев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены основные распространенные риски управления проектами при разработке программного обеспечения в сфере ИТ.

Ключевые слова: *риски, управление проектами, ИТ, программное обеспечение.*

IT PROJECT RISK MANAGEMENT

O.I. Krits, A.V. Gubarev

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The main common risks of project management in the development of software in the IT field are considered.

Key words: *risks, project management, IT, software.*

Давняя фраза о том, что никто не застрахован от риска, уже не актуальна. Только бизнес с плохим управлением рисками или без него не застрахован от рисков. В каждой области, отрасли и сфере есть свои подводные камни и узкие места, которые необходимо учитывать, и ИТ - не

исключение. Пять распространенных рисков управления проектами при разработке программного обеспечения.

Время имеет значение. В условиях жесткой конкуренции один день может означать большие прибыли или большие неудачи. Проблемы с планированием могут возникнуть по разным причинам. Советы по предотвращению этого риска разработки программного обеспечения: применяйте гибкие методологии, обеспечивайте максимальное участие всех членов команды в планировании и оценке, получайте обратную связь на всех этапах, начиная с самых ранних, вовлекайте Владельца или Заинтересованные стороны. Еще одним решением может стать экстренное расширение команды для увеличения скорости разработки, однако это может существенно повлиять на бюджет проекта.

Неверная оценка бюджета. Целевое использование бюджетных средств ИТ-проекта также часто относят к категории основных рисков. При неправильном или несвоевременном управлении бюджетом проект может быть завершен в середине или выйти далеко за рамки согласованной стоимости. Основные причины финансовых рисков при разработке программного обеспечения включают: изначально неправильно рассчитан бюджет; средства не зарезервированы; незапланированное расширение проекта.

Низкое качество кода и технические риски. Технические риски при разработке программного обеспечения часто представляют собой ловушку, которая не сразу заметна, но имеет серьезные негативные последствия. Стремясь получить инновационный продукт, компаниям часто требуется использование передовых технологий, которые сами по себе могут иметь ряд существенных недостатков.

Документация. Что такое проектная документация? Минимальный жизнеспособный продукт (MVP), описания задач в JIRA и пространство проекта в Confluence - все это очень важно для успеха проекта. Даже минимальная проектная документация помогает предотвратить наихудшие последствия. Согласно лучшим практикам Agile: «рабочее программное обеспечение важнее подробной документации». Однако это не должно говорить о том, что документация не важна.

Вовлеченность пользователей. Возможно, этот риск, связанный с разработкой программного обеспечения, стоит поставить во главе списка, поскольку его влияние на конечный продукт довольно велико. Вовлеченность пользователей позволяет понять, насколько успешным и прибыльным будет продукт. Многие ведущие сервисные компании по разработке программного обеспечения учитывают это на этапе консультирования, что позволяет им избежать провала проекта.

Библиографический список

1. Руководство к Своду знаний по управлению проектами (Руководство PMBOK®) - Четвертое издание. – Project Management Institute, 2008, 496 с.

УДК 576.08+535.3+536.331+004.94

IN SILICO ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТЕПЛОВОГО ПОЛЯ В КЛЕТОЧНЫХ КУЛЬТУРАЛЬНЫХ СРЕДАХ ПРИ ОБЛУЧЕНИИ ДЛИНАМИ ВОЛН ГЕНЕРАЦИИ СИНГЛЕТНОГО КИСЛОРОДА

В.В. Дрёмин, И.Н. Новикова

ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Было проведено моделирование взаимодействия лазерного излучения длин волн прямой оптической генерации синглетного кислорода с клеточными культуральными средами. С помощью программной среды COMSOL Multiphysics получено распределение теплового поля по объему клеточной среды в зависимости от длины волны, мощности и времени экспозиции.

Ключевые слова: синглетный кислород, прямая оптическая генерация, тепловое поле.

IN SILICO STUDY OF THERMAL FIELD DISTRIBUTION IN CELL CULTURE MEDIA IRRADIATED WITH WAVELENGTHS OF SINGLET OXYGEN GENERATION

V.V. Dremin, I.N. Novikova

Orel State University, Orel

The interaction of laser radiation of wavelengths of direct optical generation of singlet oxygen with cell culture media was simulated. Using the COMSOL Multiphysics software, the distribution of the thermal field over the culture media volume was obtained depending on the wavelength, power and exposure time.

Key words: singlet oxygen, direct optical generation, thermal field.

Кислород и его частично восстановленные химические продукты, известные как активные формы кислорода (АФК), обладают важными клеточными регуляторными и сигнальными функциями. Накопленный опыт в изучении физиологической и патологической роли АФК и выявлении механизмов их генерации позволил сформировать интерес к синглетной форме кислорода ($^1\text{O}_2$). Появление данных об участии синглетного кислорода в регуляции физиологических функций клеток и возможности его активации с использованием фотосенсибилизаторов сделали значительный шаг в понимании роли этого высокореактивного типа кислорода как основного медиатора терапевтических эффектов в фотодинамической терапии.

Возможность прямого возбуждения молекулы кислорода светом без фотосенсибилизатора и регулирование его образования путем изменения интенсивности света и времени экспозиции представляет несомненный интерес для фундаментальной и практической медицины [1, 2].

Основное триплетное состояние кислорода имеет несколько полос поглощения в видимой и инфракрасной областях спектра (от 390 нм до 1300

нм), при которых может быть получен $^1\text{O}_2$. Полосы поглощения 1267 нм, 1064 нм и 760 нм нашли наибольшее применение для прямой генерации $^1\text{O}_2$.

Несмотря на растущий интерес, основным недостатком прямой генерации $^1\text{O}_2$ является низкое поглощение света молекулярным кислородом. Это может быть компенсировано изменениями интенсивности света и времени экспозиции. Однако увеличение мощности излучения лазера может вызвать локальное повышение температуры вокруг лазерного пучка. Это может иметь решающее значение, учитывая, что температура управляет каждой биологической реакцией в живых клетках, в частности, повышение температуры может вызвать цитотоксические эффекты или гибель клеток.

С целью выбора оптимального соотношения параметров лазерного излучения и времени экспозиции для подобных исследований было проведено моделирование взаимодействия оптического излучения различных длин волн прямой оптической генерации синглетного кислорода с клеточными культуральными средами.

Тепловыделение определяется оптическими свойствами среды (коэффициентами поглощения и рассеяния) и параметрами лазера (интенсивностью излучения и временем экспозиции). Теплопередача характеризуется исключительно тепловыми свойствами среды, такими как теплопроводность и теплоемкость.

Распределение температуры в клеточной среде было рассчитано с использованием модуля теплопередачи программной среды COMSOL Multiphysics (COMSOL Inc., США) путем объединения закона Бугера-Ламберта-Бера с уравнением теплопередачи:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla) + Q_{laser}, \quad (1)$$

где ρ – плотность (кг/см^3), C_p – теплоемкость ($\text{Дж/кг} \cdot \text{К}$), k – теплопроводность ($\text{Вт/м} \cdot \text{К}$), T – температура среды (К), t – время облучения (с), Q_{laser} – энергия лазерного излучения (Вт/м^3).

По мере поглощения луча он накапливает энергию в среде, которая действует как источник тепла:

$$Q_{laser} = \mu_a \cdot I_0 \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot z}, \quad (2)$$

где μ_a – коэффициент поглощения ($1/\text{см}$), I_0 – интенсивность излучения на поверхности среды (Вт/м^2), z – глубина, μ_{eff} – эффективный коэффициент ослабления.

$$\mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a \cdot (\mu_a + \mu_s(1-g))}, \quad (3)$$

где μ_s – коэффициент рассеяния ($1/\text{см}$), g – фактор анизотропии.

Ячейка для клеточных исследований (coverslip cell chamber) с 2 мм слоем воды [3], моделирующим клеточную среду, нагревалась лазером. Мощность лазерного излучения изменялась в диапазоне 50-250 мВт с шагом 50 мВт. Лазерный луч имел гауссов профиль с $\sigma=1,7$ мм. Время экспозиции

составляло 10 минут. Расчеты проводились для следующих длин волн: 760 нм, 1064 нм и 1267 нм.

На рисунках 1(а-в) показано распределение тепла в объеме клеточной ячейки для трех длин волн при мощности лазера 250 мВт. Рисунки 1(г-е) демонстрируют зависимость температуры на поверхности покровного стекла ячейки от времени и мощности лазерного излучения.

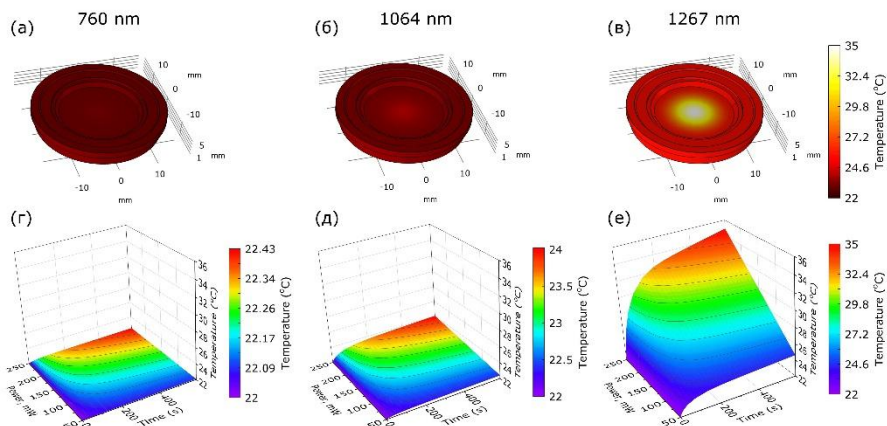


Рис. 1 – Распределение температуры в объеме клеточной ячейки для (а) 760 нм, (б) 1064 нм и (в) 1270 нм лазерного излучения с мощностью 250 мВт. Время экспозиции – 10 минут. (г-е) Изменения температуры на поверхности покровного стекла в зависимости от времени и мощности излучения.

Результаты исследований демонстрируют, что температура быстро повышалась на ранней стадии, а затем плавно повышалась к постоянному значению. Скорость нагрева различается в зависимости от длины волны и интенсивности лазера. Лазер с длиной волны 1267 нм и мощностью 250 мВт соответствовал самой высокой скорости нагрева.

Представленный подход к моделированию позволяет прогнозировать оптимальные параметры экспериментальной системы генерации синглетного кислорода, исключая критический нагрев клеточных культур, и дать объяснение полученным результатам измерений.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук №МК-398.2021.4.

Библиографический список

1. Infrared laser pulse triggers increased singlet oxygen production in tumour cells / S. Sokolovski, S. Zolotovskaya, A. Goltsov et al. // Sci. Rep., 2013, 3.
2. Singlet oxygen stimulates mitochondrial bioenergetics in brain cells / S.

Sokolovski, E. Rafailov, A. Abramov, P. Angelova // Free. Radic. Biol. Med., 2021, 163.

3. Optical constants of water in the 200-nm to 200- μ m wavelength region / G. Hale, M. Querry // Appl. Opt., 1973, 12(3).

УДК 615.47

НЕЧЕТКАЯ МОДЕЛЬ ДИАГНОСТИКИ ФОРМ ПИЕЛОНЕФРИТА У ЖЕНЩИН В ДОРОДОВОЙ И ПОСЛЕРОДОВОЙ ПЕРИОД

Д.С. Родионов, В.В. Аксёнов

Научный руководитель – Серегин С.П., доктор медицинских наук,
профессор, профессор кафедры биомедицинской инженерии
ФГБОУ ВО Юго-Западный государственный университет, Курск

В работе получена нечеткая модель дифференциальной диагностики серозного и гнойного пиелонефрита беременных по данным иммунного статуса. Показано, что использование предложенной модели обеспечивает диагностику таких форм пиелонефрита как серозная, гнойная и переходная форма с уверенностью не ниже 0,9.

Ключевые слова: пиелонефрит, диагностика, нечеткое моделирование, дородовой период, послеродовой период.

FUZZY MODEL OF DIAGNOSIS OF FORMS OF PYELONEPHRITIS IN WOMEN IN THE PRENATAL AND POSTPARTUM PERIOD

D.S. Rodionov, V.V. Aksenov

Scientific supervisor - Seregin S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor,
Professor of the Department of Biomedical Engineering
Southwest State University, Kursk

A fuzzy model of differential diagnosis of serous and purulent pyelonephritis of pregnant women according to the immune status was obtained. It is shown that the use of the proposed model provides diagnostics of such forms of pyelonephritis as serous, purulent and transitional forms with confidence below 0.9.

Keywords: pyelonephritis, diagnostics, fuzzy modeling, prenatal period, postpartum period.

Пилонефрит у женщин в дородовой и послеродовой период может приводить к поражениям важнейших органов поддержания гомеостаза, в результате чего нарушаются их функции и развиваются тяжелейшие гомеостатические нарушения [1].

Анализ отечественной и зарубежной литературы показал, что вопросы профилактики, и дифференциальной диагностики стадий заболевания, далеки от разрешения. Это связано прежде всего с многообразием проявлений

заболевания, обусловленных воспалительными процессами в верхних мочевых путях, отражающих как местную, так и системную реакции организма.

В работах [2, 3] было показано, что информативными тестами для оценки формы пиелонефрита, прогноза течения и эффективности лечения могут служить показатели иммунного статуса. Однако многочисленность и неопределенность показателей описывающих различные формы пиелонефрита значительно снижают их диагностическую надежность[3].

С учетом сказанного целью исследования является повышение качества дифференциальной диагностики серозного и гнойного пиелонефрита у женщин в дородовой и послеродовой период на основе данных иммунного статуса с использованием информационных и интеллектуальных технологий.

Разведочный анализ структуры данных о пациентах урологического отделения больницы скорой медицинской помощи г. Курска показал, что по собираемым медицинским показателям нельзя определить четкую границу между исследуемыми классами состояний, поэтому с учетом рекомендаций специалистов в области теории принятия решений в качестве основного математического аппарата была выбрана технология мягких вычислений и в частности гибридная модель, объединяющая логику Л. Заде и Е. Шортлифа [4, 5].

Задачей нашего исследования являлось построение математических моделей, позволяющих надёжно дифференцировать серозный (класс $\omega_{\text{ср}}$) и гнойный (класс $\omega_{\text{гн}}$) пиелонефрит. Состав информативных признаков был оптимизирован с использованием теории измерения латентных переменных с моделью Г.Раша с определением их средних значений [5] (таблица 1).

Таблица 1. Диагностические показатели иммунного статуса

Показатели	Единицы измерения	1	2	3
		Здоровые	Серозный	Гнойный
X_1 : TNF α	пкг/мл	5,8 $\pm$ 0,7	36,8 $\pm$ 1,9	23,6 $\pm$ 1,6
X_2 : IL-1 α	пкг/мл	3,8 $\pm$ 0,3	20,4 $\pm$ 1,1	14,3 $\pm$ 1,0
X_3 : IL-6	пкг/мл	1,7 $\pm$ 0,2	14,1 $\pm$ 1,5	8,2 $\pm$ 0,5
X_4 : IL-8	пкг/мл	24,7 $\pm$ 1,9	52,6 $\pm$ 2,3	55,2 $\pm$ 3,6
X_5 : IFN α	пкг/мл	6,2 $\pm$ 0,8	27,3 $\pm$ 1,7	167,3 $\pm$ 5,1
x_6 : IL-10	пкг/мл	2,9 $\pm$ 0,05	11,9 $\pm$ 1,1	11,3 $\pm$ 0,09
X_7 : IL-1RA	пкг/мл	450 $\pm$ 12,7	123,4 $\pm$ 2,1	326,4 $\pm$ 13,3
X_8 : Активность и интенсивность фагоцитоза (ФИ)	%	79,1 $\pm$ 3,1	46,8 $\pm$ 3,2	57,8 $\pm$ 4,2
X_9 : Активность кислородозависимых систем (НСТ)	%	3,8 $\pm$ 0,3	20,4 $\pm$ 1,1	14,3 $\pm$ 1,0

В ходе дополнительного разведочного анализа, ориентированного на синтез нечетких решающих правил [4, 5] между классами гнойный и серозный пиелонефрит наблюдается область которую эксперты определили как переходная форма.

Анализ отобранных экспертами информативных признаков показал, что по исследуемым классам состояний, они имеют ярко-выраженную нечеткую природу и поэтому в соответствии с рекомендациями [2, 3, 4, 5] их роль в диагностике исследуемых классов состояний ω_ℓ может быть представлена соответствующими функциями принадлежности $\mu_\ell(x_i)$ (ℓ =сп – серозный пиелонефрит, гп – гнойный пиелонефрит, пс – переходная форма пиелонефрита) которые определяют уверенность в том, что у пациента форма пиелонефрита ω_ℓ при конкретном измеренном значении признака x_i . С учетом рекомендаций [2, 3, 4, 5] для каждого из выделенных классов состояний соответствующие диагностические: уверенности определяются по формулам

$$UP_\ell(i+1) = UP_\ell(i) + \mu_\ell(x_{i+1})[1 - UP_\ell(i)],$$

$$\text{где } UP_\ell(1) = \mu_\ell(x_1).$$

В ходе экспертного оценивания и математического моделирования было показано, что уверенность в дифференциальной диагностике выбранных форм пиелонефрита превышает величину 0,9.

Этот же результат был подтвержден на репрезентативных контрольных выборках.

Библиографический список

1. Verbruggen H.B. Fuzzy logic control advances in applications / H.B. Verbruggen, Robert Babuska // World Scientific Series in Robotics and Intelligent Systems.1999. – Vol. 23 – P.340.
2. Серегин С.П. Синтез комбинированных нечетких решающих правил для прогнозирования послеоперационных осложнений в урологии / С.П. Серегин, С.Д. Долженков, С.Н. Корневская, Т.Н. Сапитонова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение.- 2012.-№2-3. -С. 293-297.
3. Серегин С.П. Система поддержки принятия решений при дифференциальной диагностике форм пиелонефрита у беременных женщин на основе иммунного и оксидантного статуса / С.П. Серегин, Т.Н. Говорухина, С.Н. Родионова, И.М. Холименко и др. // Медицинская Техника. -2019.-Т.53. № 5.- С. 45-48.

4. Корневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / Н.А. Корневский // Медицинская техника.- 2015.- №1 (289).- С. 33-35.

5. Корневский Н.А. Методология синтеза гибридных нечётких решающих правил для медицинских интеллектуальных систем поддержки принятия решений: монография / Н. А. Корневский, С. Н. Родионова, И. И. Хрипина. — Старый Оскол: ТНТ, 2019. - 472с.

УДК 658.652

НЕПРЕРЫВНОЕ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КАЙДЗЕН

М.С. Ежова, С.Н. Дьяков

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен принцип непрерывного улучшения в производстве – Кайдзен. Также было рассмотрено преимущество данного метода. Предложены четыре ключевых элемента Кайдзен для непрерывного цикла деятельности.

Ключевые слова: бережливое производство, непрерывное улучшение, философия Кайдзен, эффективность процесса.

CONTINUOUS IMPROVEMENT OF KAIZEN

M. S. Ezhova, C. N. Dyakov

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The principle of continuous improvement in production – Kaizen - is considered. The advantage of this method was also considered. Four key elements of Kaizen for a continuous cycle of activity are proposed.

Key words: lean manufacturing, continuous improvement, Kaizen philosophy, process efficiency.

Кайдзен - это инструмент бережливого производства, который повышает качество, производительность, безопасность и культуру на рабочем месте. Кайдзен фокусируется на применении небольших ежедневных изменений, которые со временем приводят к значительным улучшениям.

Культура Кайдзен направлена на создание и развитие среды, благоприятной для непрерывного обучения и инноваций. Это обеспечивает благоприятную среду, в которой передовые производственные работники получают возможность использовать ноу-хау следующего поколения и поощряет их к овладению искусством Кайдзен. Для постоянного совершенствования компании требуется, чтобы культура Кайдзен была внедрена в организацию. Организации, усиленные культурой Кайдзен в

качестве дополнительного преимущества, будут устойчиво достигать операционной эффективности, работая в крайне разрушительной и нестабильной бизнес-среде.

Культура Кайдзен постоянно и настойчиво побуждает членов организации стремиться к постоянному совершенствованию и созданию климата, который благоприятствует обучению.

Культура Кайдзен не возникает просто так она нуждается в долгосрочном внедрении кайдзен со стороны высшего руководства, которое каскадом распространяется по всей организации. Высшее руководство должно четко направлять, прививать, развивать и внедрять культуру Кайдзен в свою бизнес-стратегию. Это необходимо, потому что культура влияет на то, как сотрудники взаимодействуют друг с другом, какие знания создаются, какие сопротивление возникают, как будут происходить определенные изменения, и, в конечном счете, то, как сотрудники делятся знаниями. Очевидно, что этот акцент на процессе непрерывного совершенствования не вытесняет инновации или совершенствование новых технологий. Различия в практиках культуры Кайдзен внутри фирм могут объяснить, почему некоторые фирмы более успешны в разработке инновационных решений проблем, в то время как внешне похожие фирмы гораздо менее успешны, что приводит к различиям в операционных показателях. Четыре ключевых элемента культуры Кайдзен при успешном применении могут объяснить разницу в операционной эффективности - это сотрудники, расширение прав и возможностей, офис по продвижению Кайдзен (КПО), управленческая поддержка и интеграция культуры Кайдзен в организацию.

Во-первых, расширение прав и возможностей сотрудников осуществляется для расширения возможностей сотрудников, где создаются, обучаются и развиваются команды, сотрудники вовлечены и наделены полномочиями для достижения высоких результатов. Исполнительные сотрудники создают конкурентное преимущество за счет производительности, качества, инноваций и правильного принятия решений.

Во-вторых, КПО позволяет фирме достичь более высоких показателей завершения проектов, позволяя сотрудникам быть счастливыми, вовлеченными и играть активную роль. Организации должны назначить лидера или лидера Кайдзен, который является отличным коммуникатором и специалистом по совершенствованию бизнес-процессов, чтобы возглавить внедрение Кайдзен.

В-третьих, приверженность высшего руководства имеет решающее значение для внедрения культур Кайдзен в организацию и предоставлении необходимой рабочей силы. Наконец, интеграция культуры Кайдзен в организацию воспитывает ценности, поведение, убеждения и установки в учебной среде, так что принципы Кайдзен становятся образом жизни в организации.

Кайдзен - это долгосрочная стратегия, цель которой - развивать

способности и уверенность работников. В качестве стратегии Кайдзен работает, когда сотрудники на всех уровнях компании активно работают вместе для достижения регулярных, постепенных улучшений.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 56404-2021 «Бережливое производство.Требование к системам менеджмента». ГОСТ Р 56404-2015; введ. 01.09.2021.- М.: Стандартинформ, 2021. – 15 с.

УДК 616-073.7

ВЫЯВЛЕНИЯ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ НА ОДНОКАНАЛЬНОЙ ЭКГ

А.В. Волченкова

Научный руководитель – Мельник О.В.

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены методы выявления фибрилляций предсердий. Смоделирован метод динамического искажения времени в среде LabVIEW.

Ключевые слова: *фибрилляция предсердий, метод динамического искажения времени (DWT), одноканальная ЭКГ.*

ANALYSIS OF METHODS FOR DETECTING ATRIAL FIBRILLATION ON A SINGLE ECG CHANNEL

A.V. Volchenkova

Scientific adviser – Melnik O.V.

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

Methods of atrial fibrillation are considered. Modeling the Dynamic Time Wrapping Method in LabVIEW

Key words: *atrial fibrillation, dynamic time distortion (DWT), single-channel ECG.*

Фибрилляция предсердий (ФП) - наиболее распространенный патологический ритм сердца, который возникает, когда быстрые, неорганизованные электрические сигналы заставляют предсердия «фибриллировать», то есть сокращаться очень быстро и нерегулярно при перемещении крови в желудочки. Это повышает риск сердечной недостаточности, инсульта и смертности. Следовательно, нужно как можно ранее выявить сердечные аномалии.

Но использовать громоздкие приборы для постоянного мониторинга не всегда удобно. Поэтому встает вопрос о разработке программного

обеспечением для обработки ЭКГ с целью выявления фибрилляций, чтобы данную операцию можно было выполнять с использованием современных портативных устройств в короткие интервалы времени, «подозрительные» на приступ ФП.

Как показано в [1], для одноканальной ЭКГ, регистрируемой пациентом самостоятельно, алгоритм обнаружения ФП должен состоять из трех последовательных стадий, позволяющих поэтапно решать следующие задачи.

1. Классификация «шум или сигнал» - отделение шума от «чистого» сигнала (погрешностей регистрации).

2. Классификация «нормальный ритм или аритмия» - выявление аномальных значений и отделение их от участков нормального ритма.

3. Классификация «ФП или другой вид аритмии» - определение предсердных фибрилляций.

В данной работе рассмотрен алгоритм обработки одноканальной ЭКГ с использованием метода динамического искажения времени (DWT). DWT – это метод выравнивания двух временных рядов разной длины с использованием нелинейного преобразования, позволяющий вычислить степень схожести фрагмента сигнала с неким эталоном.

Для обнаружения аритмий, чтобы учесть вариабельность интервалов между последовательными R-зубцами, используется подход сопоставления шаблонов с помощью DWT, извлекая эталон с двумя ударами из каждого сегмента ЭКГ, и вычисляя его DTW-расстояние – «стоимость пути» [2].

После выполнения обнаружения R-зубца с помощью алгоритма Пана-Томпкинса, вычисляется средний R-R-интервал в сегменте. Шаблон с двумя ударами извлекается путем взятия сегмента, начинающегося с половины срединного интервала R-R перед первым зубцом R, до половины срединного интервала R-R после второго пика R. Таким образом, длительность шаблона примерно равна двум R-R-интервалам.

Величина совмещения этого шаблона с каждым сегментом с двумя ударами затем вычисляется после применения DWT.

Основа этого подхода заключается в том, что сегмент с нормальным синусовым ритмом будет иметь низкую стоимость пути, поскольку морфология QRS и интервалы R-R будут регулярными. Однако сегмент с аритмией будет иметь переменные R-R-интервалы, а также вариабельность морфологии зубцов и комплексов (например, морфологии зубца P), поэтому его стоимость пути будет иметь большую величину.

После расчета величины выравнивания каждого сегмента с двумя ударами с шаблоном, из каждого сегмента извлекаются два признака, которые будут использоваться в дальнейшей схеме классификации:

- 1) среднее значение затрат на выравнивание в пределах сегмента ЭКГ.
- 2) дисперсия затрат на выравнивание в пределах сегмента ЭКГ.

Библиографический список

1. Gari D Clifford, Chengyu Liu, Benjamin Moody, Li-wei/ H. Lehman, Ikaro Silva, Qiao Li1, A E Johnson, and Roger G. Mark AF Classification from a Short Single Lead ECG Recording: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2017/ ISSN: 2325-887X DOI:10.22489/CinC.2017.065-469
2. Maria Tziakouri, Costas Pitris, Christina Orphanidou - Classification of AF and Other Arrhythmias from a Short Segment of ECG Using Dynamic Time Warping ISSN: 2325-887X DOI:10.22489/CinC.2017.348-295.

УДК 615.47:004.93

КРОСС-КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ ЭЭГ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ У ДЕТЕЙ

Т.Б. Старухин

Научный руководитель – Мельник О.В.

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены электроэнцефалографические признаки неврологических нарушений у детей в возрасте от 1 до 3 лет. Предложен подход к алгоритмизации выявления признаков неврологических нарушений с помощью виртуального прибора для кросс-корреляционного анализа ЭЭГ.

Ключевые слова: ЭЭГ, неврологические нарушения у детей, кросс-корреляционный анализ.

CROSS-CORRELATION EEG ANALYSIS FOR DETECTING NEUROLOGICAL DISORDERS IN CHILDREN

T.B. Starukhin

Scientific adviser – Melnik O.V.

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The EEG in children aged 1 to 3 years was considered, with the help of cross-correlation analysis, a clinical picture was built for healthy children and for children with psychological development disorders.

Key words: EEG, neurological disorders in children, cross-correlation analysis.

Электроэнцефалография является одним из основных исследований при диагностике болезней ЦНС. Среди детей в возрасте от 1 до 3 лет самыми распространёнными являются нарушение сна, недоразвитость речи и нарушения психического развития ребенка [1]. Путем использования метода кросс-корреляционного анализа ЭЭГ можно выявить объективные признаки неврологических нарушений.

ЭЭГ представляет собой изменяющийся во времени сигнал, а разное положение электродов дает разные изменяющиеся во времени сигналы. Между этими сигналами существует корреляция, описываемая коэффициентом:

$$r_{XY} = \frac{cov_{XY}}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{\sum (X - \bar{X})(Y - \bar{Y})}{\sqrt{\sum (X - \bar{X})^2 \sum (Y - \bar{Y})^2}}$$

где $\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n X_t$ $\bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n Y_t$.

В работе [2] был проведен кросс-корреляционный анализ ЭЭГ здоровых детей и детей с неврологическими отклонениями. У группы здоровых детей коэффициент кросс-корреляции в лобной области составил $0,77 \pm 0,33$, правой лобной и теменной $0,8 \pm 0,21$, правой лобной и височной $0,83 \pm 0,23$.

У детей же с расстройством сна коэффициент кросс-корреляции в лобной и затылочной области был повышен $0,99 \pm 0,01$, а вот взаимодействие между правой и левой корой головного мозга снижено до $-0,01 \pm 0,29$.

Если у ребенка в возрасте 1-3 лет наблюдались нарушения речи, то там так же наблюдалось повышение коэффициент корреляции в лобной и затылочной части до 1, так же и в теменной, височной области наблюдалось резкое его снижение до $-0,15 \pm 0,11$.

Таким образом, как для здорового ребенка без отклонений, так и для ребенка с особенностями психического развития характерна своя клиническая картина, основанная на результатах ЭЭГ и кросс-корреляционном анализе.

Нами был разработан анализатор электроэнцефалограммы на основе кросс-корреляционного анализа в среде LabVIEW [3]. Реализация виртуального анализатора ЭЭГ основана на схмотехническом принципе реализации любого измерительного устройства, при этом, за счёт наличия графического интерфейса, может быть обеспечен удобный и гибкий доступ к промежуточным и конечным результатам обработки.

Данные, представленные в [2], могут быть использованы для настройки алгоритма работы виртуального анализатора ЭЭГ и автоматизации выявления признаков неврологических нарушений у детей за счет детального анализа взаимодействия различных отделов головного мозга.

Библиографический список

1. Клиточенко Г. В., Тонконоженко Н. Л. Детская электроэнцефалография в клинической практике. — Волгоград: Издательство ВолГМУ, 2011. — 75 с.
2. Г. В. Клиточенко, Н. Л. Тонконоженко, Л. К. Гаврилов, А. С. Попов
Возможности кросс-корреляционного анализа при анализе

электроэнцефалограммы у детей/ УДК 612.821/Вестник ВолГМУ выпуск 1 (41). 2012.

3. Старухин Т.Б. Анализатор электроэнцефалограммы на основе кросс-корреляционного анализа // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2020: сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 9-11 декабря 2020 г.

СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 615.1:614.27.008.2:33]:517

ФАРМАЦЕВТИЧЕСКАЯ ИНФОРМАТИКА

Д.А. Кузнецов¹, А.В. Захаров²

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет имени В.Ф. Уткина», г. Рязань

В исследовании проанализирована роль фармацевтической информатики в лекарственном обеспечении населения, изучены программные продукты, позволяющие оптимизировать фармацевтическую деятельность. Отмечено значение фармацевтической информатики в реализации национального проекта «Здравоохранение» и создании единой государственной информационной системы здравоохранения.

Ключевые слова: фармацевтическая информатика, фармацевтические организации, программы.

PHARMACEUTICAL INFORMATICS

D.A. Kuznetsov¹, A.V. Zakharov²

¹Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

The study analyzes the role of pharmaceutical informatics in the provision of medicines to the population, studied software products that optimize pharmaceutical activities. The importance of pharmaceutical informatics in the implementation of the national project "Healthcare" and the creation of a unified state health information system is noted.

Key words: pharmaceutical informatics, pharmaceutical organizations, programs.

Актуальность исследования. Фармацевтическая информатика – это наука, изучающая методы автоматизированной обработки информации медицинского и фармацевтического характера с помощью средств вычислительной и организационной техники. Одним из основных объектов фармацевтической информатики является фармацевтическая информация, которая является составной частью научной медицинской информации. В рамках национального проекта «Здравоохранение» Министерство здравоохранения Российской Федерации разработало федеральный проект «Создание единого цифрового контура в здравоохранении на основе единой государственной информационной системы здравоохранения (ЕГИСЗ)». Для

успешного функционирования ЕГИСЗ проектом предусмотрена подготовка квалифицированных кадров, владеющих навыками фармацевтической информатики и основами работы в ЕГИСЗ. В этой связи представляется актуальной цель нашего исследования.

Целью настоящей работы является анализ программы подготовки студентов по специальности «Фармация» основам фармацевтической информатики и её роль в единой государственной информационной системе здравоохранения.

Важность и необходимость изучения фармацевтической информатики студентами по специальности «Фармация», фармацевтами и провизорами обусловлена активным использованием средств вычислительной техники в системе здравоохранения, а также требованиями ЕГИСЗ. На лекциях и практических занятиях студенты изучают введение в фармацевтическую информатику, а также фармацевтическую информацию, её виды, методы обработки. Фармацевтическая информация это информация, характеризующая фармацевтическую и медицинскую стороны обращения лекарственных средств. К ней относятся сведения, которые циркулируют в фармацевтической сфере, с описанием фармакологических, химических, фармакоэкономических и других свойств лекарственных средств, сведения о процессах производства, распределения и отпуска лекарственных средств, процессах управления информационными потоками, финансовых процессах и ресурсах процесса лекарственного обеспечения населения, а также сведения экономического информационного плана, которыми обмениваются между собой различные системы управления [1].

Ведущая роль в изучении фармацевтической информатики уделяется профессиональной информации о лекарственных средствах, изучаются источники информации, применение фармацевтической информации. Например, в России запрещено обращение фальсифицированных, недоброкачественных и незарегистрированных лекарственных средств, медицинских изделий и оборот фальсифицированных биологически активных добавок, информацию об этом можно получить из Государственного реестра лекарственных средств. Этот ресурс важной фармацевтической информации предоставляет сведения о зарегистрированных лекарственных средствах и субстанциях: номер регистрационного удостоверения, химическое наименование, вид лекарственной формы, дозировка, форма выпуска, торговое наименование, производитель, страна производства, дата регистрации и окончания регистрации, сведения о фармако-терапевтической группе, данные анатомо-терапевтической-химической классификации, наличие препарата в перечне жизненно-необходимых и важнейших лекарственных препаратов. Предоставляется информация о результатах клинических испытаний, зарегистрированные цены на лекарства, изъятие из обращения лекарственных средств. Данная информация позволяет исключить обращение на

фармацевтическом рынке недоброкачественных и фальсифицированных лекарств, повысить качество фармацевтической помощи населению.

Фармацевтическая информатика включает изучение и активное использование справочно-правовых систем «Консультант-плюс» и «Гарант», особенностью которых является предоставление фармацевту и провизору актуальной нормативной, справочной, правовой информации по фармацевтической деятельности. Данные программы позволяют подобрать информацию по тематике, виду документа, принявшему органу, дате, номеру и названию документа, статусу, ключевым словам, осуществлять печать необходимых данных. Особенностью справочника Гарант «ИнФарм: лекарства и фирмы» является поиск лекарств по торговому, международному непатентованному наименованию, фирме производителе, фармакологической группе, фармакологическому действию, порядку отпуска из аптеки (по рецепту, без рецепта), наличию препарата в списках наркотических средств и психотропных веществ, осуществлять поиск синонимов лекарств, порядок отпуска бесплатных и льготных рецептов, поиск по показаниям и противопоказаниям. Установлено, что исследуемые программы позволяют обеспечить пользователя актуальной и достоверной фармацевтической информацией.

Специализированные программы «Фармацевтическая экономическая безопасность» и «Угрозы фармацевтической экономической безопасности» предназначены для использования в аптеках и аптечных сетях для оперативного анализа, моделирования и прогнозирования угроз экономической безопасности фармацевтических организаций, аптечных сетей с использованием различных показателей, факторов оценки, а также в динамике, имеется возможность построения графиков. Программы позволяют осуществлять управление системой обеспечения экономической безопасности в фармации по следующим составляющим: финансовая, кадровая, технико-технологическая, политико-правовая, экологическая, информационная и силовая безопасность [2].

Фармацевтическая информатика изучает программное обеспечение для цифровизации бизнес-процессов фармацевтической организации. Цифровизация представляет собой такую организацию бизнес процесса, когда программное обеспечение берет на себя часть функций сотрудника. Например, программное обеспечение может помочь определять оптимальную ассортиментную матрицу по лекарственным средствам, используя методы прогнозирования на основании процессов в аптечной сети - ценообразования и постановки планов продаж. Программный продукт - «Фарма2» помогает сформировать оптимальный ассортимент аптеки; определить приоритетные и маркерные лекарственные средства, автоматически по заданному алгоритму компилировать терапевтические цепочки. Данная программа охватывает все основные бизнес процессы в аптеке - от принятия решения о закупке лекарственных средств у поставщика

до реализации их конечному покупателю и формирования всей необходимой отчетности.

Курс лекций и практических занятий по фармацевтической информатике включает в себя изучение основ фармацевтической информатики; фармацевтическая информация, виды фармацевтической информации, методы обработки фармацевтической информации. Информационные медицинские системы. Справочно-информационное обеспечение специалистов фармацевтических организаций. Использование программ MS Office в деятельности фармацевтического работника. 1 С: управление аптекой. Структура и функция информационной системы. Автоматизация и компьютеризация бизнес-процессов в розничных и оптовых торговых организациях. Автоматизированные системы управления. Бухгалтерский учет, учет движения товарно-материальных ценностей, учет кадров. Классификация и кодирование медицинских и фармацевтических товаров. Систематизация товаров на основе классификации.

В ходе исследования нами проанализирована роль и место фармацевтической информатики в системе лекарственного обеспечения населения. Установлено, что рамках национального проекта «Здравоохранение» осуществляется программа цифровизации на основе единой государственной информационной системы здравоохранения. Обоснована необходимость изучения дисциплины Фармацевтическая информатика для студентов по специальности «Фармация», которая позволяет использовать современные информационные технологии в фармацевтической деятельности.

Библиографический список

1. Фармацевтическая информатика: учебное пособие для студентов фармацевтического факультета / Д.А. Кузнецов, Л.В. Корецкая; ГБОУ ВПО РязГМУ Минздрава РФ. – Рязань: РИО РязГМУ, 2013. – 196 с.
2. Кузнецов Д.А. Обоснование и разработка методологии управления экономической безопасностью фармацевтических систем: автореф. дис.... докт. фармац. наук. – М., 2015. – 49 с.

УДК 004.9

РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ЭКОЛОГИИ В ИССЛЕДОВАНИЯХ КУРСКИХ УЧЕНЫХ

Л.В. Стародубцева

ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г.Курск

Работа посвящена вопросам истории работы над разработкой систем для медицинской экологии исследователя курского края.

Ключевые слова: окружающая среда, исследования, информационные системы, медицина, экология.

DEVELOPMENT OF INFORMATION TECHNOLOGIES FOR MEDICAL ECOLOGY IN THE RESEARCH OF KURSK SCIENTISTS

L.V. Starodubtseva

The work is devoted to the issues of the history of work on the development of systems for the medical ecology of the researcher of the Kursk region.

Keywords: environment, research, information systems, medicine, ecology.

Начиная с середины XX в.в связи с резким ухудшением состояния окружающей среды в результате техногенной деятельности обострился интерес к экологии и одновременно возникло ее более широкое толкование как науки о взаимодействии человеческого общества с природной средой и экологических последствий этого взаимодействия.

Не остались в стороне от борьбы с экологическими проблемами и исследователи Курского края. Одним из мощных инструментов исследования влияния экологии на состояние здоровья населения является использование информационных технологий реализуемых средствами вычислительной техники.

Разработкой информационных технологий для нужд медицинской экологии в Курске с 1994 года начали заниматься исследователи Курского государственного технического университета (ныне Юго-Западный государственный университет).

Одной из первых задач, решенных в области медицинской экологии был опыт использования диалоговых систем распознавания для дифференциальной диагностики заболеваний системы дыхания под воздействием вредных промышленных газов выделяемых при сварке.

Значительно расширился круг задач, решаемых курскими исследователями с помощью информационных технологий в области медицинской экологии, после защиты Кореневским Н.А. докторской диссертации на тему: «Принципы и методы построения интерактивных систем диагностики и управления состоянием здоровья человека на основе полифункциональных моделей», в которой была разработана информационно-логическая модель системы автоматизированной диагностики и управления состоянием здоровья человека на различных уровнях и для различных учреждений медицинского профиля. Исследования, проводимые в 1994 – 1996 годах показали, что использование экспертных систем построенных на основе предложений информационно – логической модели позволяют успешно решать задачи связанные с прогнозированием, ранней и дифференциальной диагностикой заболеваний вызываемых вредными экологическими факторами [1,2,3]. В этих работах экологические системы рассматривались как сложные социотехнические системы

порождающие разнородные факторы риска для здоровья людей включая экологические, эргономические, психологические и индивидуальные факторы риска, что обеспечивало наиболее полный анализ возможных взаимовлияний человека и окружающей среды и как следствие получение высоконадежных решающих правил прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики заболеваний порождаемых совокупностью экзогенных и эндогенных факторов риска.

С открытием в 1996 г на базе Курского государственного технического университета регионального отделения МАНЭБ работы в области медицинской экологии получили дальнейшее развитие. Изучалось влияние электромагнитных полей на состояние здоровья человека, исследовалась возможность использования энергетических характеристик биологически активных точек (проекционных зон) как индикаторов экологической нагрузки на организм человека,

прогнозирования развития психических заболеваний с учетом экологических факторов, прогнозирования возникновения и развития онкологических заболеваний под воздействием электромагнитных полей и выбора рациональных схем профилактики; формирования рекомендаций по снижению вредных выбросов для предприятий Курской области, социально-гигиенического мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы в условиях электромагнитной загрязненности, прогнозирования и диагностики заболеваний, вызываемых комплексным воздействием факторов окружающей среды на примере г.г. Курска и Железногорска, прогнозирования и диагностики заболеваний студентов, порождаемых действием Курской магнитной аномалии и Михайловского горно-обогатительного комбината.

Обобщая опыт собственных исследований и результаты работ других отечественных и зарубежных специалистов, занятых в области медицинской экологии, Курские ученые пришли к выводу, что значительное число задач решаемых в рамках медицинской экологии имеет плохоформализуемую структуру данных для которых использование традиционных математических методов часто не обеспечивает приемлемого качества принимаемых решений. Для решения этого класса задач Курские исследователи предложили использовать методологию синтеза гибридных нечетких решающих правил (МСГНРП) разработанную зав. кафедрой биомедицинской инженерии (БМИ) профессором Кореневским Н.А. и развиваемую его учениками. Применительно к задачам медицинской экологии базовым элементом этой методологии являются функции принадлежности к исследуемым классам состояний, уровни (коэффициенты) уверенности в принимаемых решениях, функции выраженности явлений и процессов и др. элементы, которые агрегируются в три блока правил определяющих уверенность в принимаемых решений по группе экологических, эргономических и индивидуальных факторов риска.

Отличительной особенностью этой методологии является то, что при синтезе гибридных нечетких решающих правил объединяются возможности искусственного и естественного интеллекта (клиническое мышление) [4,5].

В области медицинской экологии с использованием МСГНРП решались задачи: прогнозирования социально значимых заболеваний в промышленном кластере г. Новомосковска Московской области; прогнозирования и ранней диагностики заболеваний вызываемых локальной экологической обстановкой гальванических цехов; прогнозирования и ранней диагностики заболеваний вызываемых электромагнитным загрязнением. Использование МСГНРП в перечисленных работах позволило обеспечить качество принимаемых решений на уровне 0,95 и выше.

Таким образом, Курскими учеными создан достаточно мощный инструментарий, позволяющий решать широкий спектр практических задач медицинской экологии с высокой степенью надежности в принимаемых решениях.

Библиографический список

1. Корневский Н.А., Гадалов В.Н., Полищук В.Г., Чижов А.Е. Принципы построения экспертных систем для управления социотехническими системами // Материалы международного симпозиума «Россия на пороге третьего тысячелетия». Курск, С. 25-38.
2. Корневский Н.А., Гадалов В.Н., Филист С.А., Лапина Т.И. Принцип организации баз знаний экспертных систем управления и контроля состояний окружающей среды // Доклады региональной НТК «Проблемы экологии и экологической безопасности».- Липецк, 1995.- С101-102.
3. Корневский Н.А. Полифункциональная система интеллектуальной поддержки принятия решений по рационализации лечебно-диагностических процессов // Вестник новых медицинских технологий, 1996. Т.3 №2.- С. 43-46.
4. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2013; (2): 99-103
5. Корневский Н.А., Родионова С.Н., Хрипина И.И. Методология синтеза гибридных нечетких решающих правил для медицинских интеллектуальных систем поддержки принятия решений: монография / Н.А. Корневский, С.Н. Родионова, И.И. Хрипина – Старый Оскол: ТНТ. 2019.-472 с.

**АНАЛИЗ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ МАШИНИСТА
ПОЕЗДА. ПОИСК НОВОГО РЕШЕНИЯ В ОБЛАСТИ КОНТРОЛЯ
СОСТОЯНИЯ РАБОТНИКОВ ЛОКОМОТИВНЫХ БРИГАД
ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БЕЗОПАСНОГО ДВИЖЕНИЯ НА ЖЕЛЕЗНОЙ
ДОРОГЕ**

Д.А. Кравчук, А.А. Панченко

ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», г. Таганрог

Рассмотрены имеющиеся системы контроля за изменением состояния и здоровья машиниста поезда. Предложена дистанционная система контроля машиниста поезда по речевому сигналу, направленная на своевременное распознавание ухудшения здоровья и предотвращение связанных с этим чрезвычайных ситуаций. Проведена сравнительная характеристика имеющихся аналогов и предложенной системы, выделены ее преимущества.

Ключевые слова: состояние машиниста, распознавание ухудшения здоровья, дистанционная проверка по речевому сигналу.

**ANALYSIS OF SYSTEMS FOR MONITORING THE CONDITION OF
THE TRAIN DRIVER. SEARCH FOR A NEW SOLUTION IN THE FIELD
OF MONITORING THE CONDITION OF EMPLOYEES OF
LOCOMOTIVE CREWS FOR ENSURING SAFE MOVEMENT ON THE
RAILWAY**

D.A. Kravchuk, A.A. Panchenko

Southern Federal University, Taganrog

The existing control systems for changes in the condition and health of the train driver are considered. A remote control system for the train driver by a voice signal is proposed, which is needed for timely recognition of health deterioration and prevention of emergency situations. A comparative characteristic of the existing analogues and the proposed system is carried out, its advantages are highlighted.

Keywords: driver's condition, recognition of deterioration of health, distant check on a speech signal.

В современной России железнодорожный транспорт является ведущей отраслью в транспортной системе государства, играя огромную роль в развитии российской экономики и социальной сферы, связывает регионы и города нашей необъятной страны и ежегодно перевозит около 3 млрд. тон груза и 120 тыс. контейнеров. Протяженность железной дороги в России 87 тыс. км, что составляет 11–12% от общей протяжённости железных дорог мира. На обслуживание такой густой и разветвленной сети железных дорог требуется около 1,2 млн. работников [1].

Высокий уровень работы железнодорожного транспорта, его эффективность в экономической плане, целостность грузов и сохранность жизни людей — все это во многом определяется трудом представителей одной из самых массовых профессий на железной дороге - машинистов магистральных локомотивов. Установлено, что около половины грубых нарушений во время движения были непосредственно связаны с недостаточной психологической профпригодностью работников локомотивных бригад, которые при прохождении профотбора не были допущены к поездной работе. Почему же так важно контролировать психофизиологическое состояние? Дело в том, что все-таки человеческий фактор главенствует над приборами в процессе управления аппаратурой, машиной, компьютером или транспортным средством. Неожиданное ухудшение здоровья человека, управляющего важными приборами, может быть чревато серьезными последствиями.

Во всех локомотивных депо на сегодняшний день введена ставка психолога, который осуществляет подбор кандидатов и расстановку кадров на должности машинистов локомотива, помощников и инструкторов колонны. Стоит отметить, что в последние годы активно используются специальные разноплановые тесты, помогающие сделать процедуру профотбора более удобной и эффективной. Данную систему определения профпригодности практикует известная компания «РЖД», используя три категории тестов: профессиональные, тесты оценки способностей и психологические. Цель таких тестов выявить сильные и слабые стороны сотрудников, их эмоциональный интеллект и стрессоустойчивость [2].

Свое решение задачи своевременного распознавания изменения состояния машиниста поезда предложило европейское сообщество. Оно представило миру программу Awake – Недреманное око. Такая система контроля за состоянием машиниста или водителя осуществляется по положению и наклону головы человека. Данная система с помощью телекамер, вмонтированных в панель управления, следит за глазами машиниста и положением его головы, чтобы делать вывод о том, заснул ли водитель или находится в состоянии бодрствования [3].

В 1994 г. в московском ЗАО «НЕЙРОКОМ» была представлена перспективная разработка - «Телемеханическая система контроля бодрствования машиниста». Для реализации своей идеи ученые воспользовались кожно-гальванической реакцией, то есть, когда человек становится взволнован или напряжен, у него начинается обильно выделяться пот, влажнеют руки и меняется электропроводность кожи. Чтобы регистрировать изменения электропроводности кожи машинистам предложили перед рейсом надевать браслет или перстень. [3].

Разрабатывая свою систему контроля, мы опирались на набирающие в настоящее время все большую популярность методы автоматического контроля психофизиологического состояния человека по речевому сигналу.

Взаимосвязь между акустическими характеристиками речи и психическими состояниями человека наиболее сильно отражается в эмотивной и индикационной функциях речи. Каждая из них может проявляться в двух формах – в осознаваемых изменениях речевых характеристик и в неосознаваемых [4].

В речевом сигнале содержатся признаки, которые не только характеризуют индивидуальные особенности говорящего, но и его психофизическое состояние. В работах отечественных авторов выделяют четыре наиболее часто используемых эмоциональных состояний: радость, гнев, горе, страх [5,6].

К признакам, несущим информацию о психофизическом состоянии человека, можно отнести: громкость речи; изменение частоты основного тона; изменение темпа речи; смещение энергетического спектра речи; временные характеристики (длительность слов и фраз, паузы между ними и др.).

Человек способен различать тонкие изменения в состоянии человека только по его речи. Это подтверждает наличие закономерных и устойчивых речевых коррелятов эмоционального состояния [6,7].

Устройство контроля психоэмоционального состояния человека не только должно не мешать работе человека, но и не приводить к изменениям в его деятельности, позволяя производить непрерывную и дистанционную проверку. Такая биотехническая система должна удовлетворять условиям, что частотный диапазон измерений будет от 70–80 до 400 Гц, так как ЧОТ у мужчин составляет 85–200 Гц, у женщин – 160–340 Гц, а внешние шумы могут достигать 16–20 Гц. Динамический диапазон до 120 дБ, так как громкость крика человека достигает примерно 80 дБ, а громкий технический шум – 100 Дб. Данное устройство должно быть адаптируемым и автонастраиваемым, так как особенности голоса человека индивидуальны.

Функциональная схема предлагаемого биотехнического устройства приведена на рисунке 1.

Система контроля эмоционального состояния человека содержит акустоэлектрический преобразователь (микрофон) для преобразования акустических колебаний из воздушной среды в электрические сигналы. Целесообразней будет использовать электродинамический микрофон на основе явления электромагнитной индукции, так как их номинальный диапазон частот составляет 10–15 000 Гц [8,9]. Акустические сигналы передаются на предварительные усилители, которые служат больше не для усиления сигнала, а для непосредственной связи источника сигнала и основного усилителя. Блок фильтрации служит для обеспечения полосы восприятия устройством акустического сигнала, что предотвращает ложные срабатывания сигнал и обрезание шумов и пропускает полезный сигнал от 80 до 400 Гц. Усилитель звуковых частот служит для повышения мощности и напряжения, доведения полученных значений до величин, нужных для

работы окончательного усилителя. Далее сигнал с окончательного усилителя, который значительно усиливает акустический сигнал, так как затухание звука в воздухе очень велико, попадает на АЦП. Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) нужен для преобразования речевой сигнала в поток цифровых данных в цифровой код для дальнейшей обработки и хранения информации [10-12]. С АЦП сигнал информация попадает в персональный компьютер (ПК) и выводится на монитор. Цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП) служит для преобразования абстрактных цифр в конкретный последовательный импульс. С ПК связан пульт управления, с помощью которого наблюдатель может регулировать, изучать и сохранять нужную информацию.

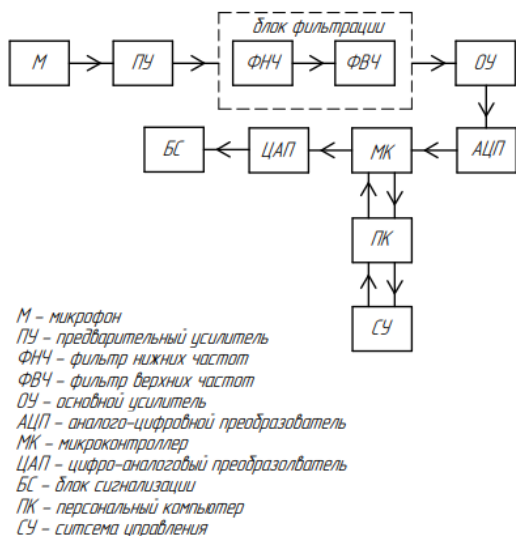


Рис. 1 – Функциональная схема устройства

Предложенная система контроля за состоянием машиниста в отличие от предложенных аналогов не должна быть в непосредственном контакте с телом, а также может быть использована при перемещениях работника в кабине. Такое устройство стоило бы дополнить не громким звуковым сигналом, а световым, который не только не будет раздражать и пугать машиниста, но и оповещать об ухудшении его состояния, побуждая остановить движение поезда.

Библиографический список

1. Современное состояние железнодорожного транспорта в России // Современное состояние железнодорожного транспорта в России:

Образовательный портал Transport-Exhibitions / URL: <https://www.transport-exhibitions.com/Market>.

2. РЖД тесты // РЖД тесты (SHL тесты, психологические тесты): Сайт TestOnjob.ru / URL: <https://testonjob.ru/training-company/rzhd-test/>.

3. Контроль над психофизиологическим состоянием машиниста // Евразия Вести III, 2006.

4. Картавенко, М.В. Об использовании акустических характеристик речи для диагностики психологических состояний человека // Об использовании акустических характеристик речи для диагностики психологических состояний человека: Известия ТРТУ./ М.В. Картавенко.

5. Казимирова, Е.А. Речевой сигнал как отражение изменений функционального состояния при депрессивном и тревожно-депрессивном расстройствах // Дис. канд. биол. наук: 03.03.01. – Москва, 2016.

6. Тиньков, А.М. Метод и устройство для контроля психофизиологического состояния оператора по его речевому сигналу // Метод и устройство для контроля психофизиологического состояния оператора по его речевому сигналу: Вестник ОНУ им. И.И. Мечникова. Том 21. / А.М. Тиньков, В.А. Федосеева. – Выпуск 2 (21), 2016.

7. Голубинский, А.Н. Выявление эмоционального состояния человека по речевому сигналу на основе вейвлет-анализа.

8. Илясов, Л.В. Биомедицинская измерительная техника // Биомедицинская измерительная техника: Учеб. пособие для вузов / Л.В. Илясов. — М.: Высш. шк., 2007. — 342 с.: ил.

9. Жаворонков, М.А. Электроника и электротехника // Электротехника и электроника: Учеб. Пособие для студ. высш. учеб. заведений / М.А. Жаворонков, А.В. Кузин. -М.: Издательский центр «Академия», 2005. – 400с.

10. Панченко, А.А.; Кравчук, Д.А. Перспективные направления применения метода биолокации в работах современных авторов // В сборнике: Проблемы автоматизации. Региональное управление. Связь и автоматика (ПАРУСА-2020). Сборник трудов IX Всероссийской научной конференции молодых ученых, аспирантов и студентов. Ростов-на-Дону, Таганрог, 2020. С. 320-322.

11. Панченко А.А., Кравчук Д.А. Перспективные направления применения метода биолокации в работах современных авторов // В сборнике: Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2020. Материалы XXXIII всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Рязань, 2020. С. 18-20.

12. Кравчук Д.А. Ультразвуковая система контроля психофизиологического состояния машиниста поезда // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2020. Т. 10. № 1. С. 134-142.

ТЕЛЕМЕДИЦИНА В РОССИИ В УСЛОВИЯХ COVID-19

Н.С. Бредихина, А.Е. Бостриков

Научный руководитель – канд. техн. наук, доц. Ю.О. Уразбахтина
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

Телемедицина является одной из перспективных отраслей здравоохранения. Пандемия COVID-19, начавшаяся в 2020 году, стала «катализатором», который показал, что распространение и рост телемедицины необходим по всему миру. В настоящей статье рассматриваются перспективы развития рынка телемедицинских услуг в России в условиях COVID-19.

Ключевые слова: телемедицина, COVID-19, пандемия, перспективы развития.

TELEMEDICINE IN RUSSIA UNDER COVID-19 CONDITIONS

N.S. Bredikhina, A.E. Bostrikov

Scientific adviser – candidate of engineering sciences, associate professor Y.O. Urazbakhtina

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Telemedicine is one of the promising branches of healthcare. The COVID-19 pandemic, which began in 2020, has become a "catalyst" that has shown that the spread and growth of telemedicine is needed around the world. This article examines the prospects for the development of the telemedicine services market in Russia in the context of COVID-19.

Key words: telemedicine, COVID-19, pandemic, development prospects.

По определению Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) телемедицина – это такой способ оказания медицинских услуг, когда расстояние является критическим фактором, то есть, в случае если нет возможности взаимодействовать со второй стороной (пациентом или врачом) очно. В отечественное здравоохранение телемедицина начала внедряться сравнительно недавно – с 90-х годов прошлого века, а первая консультация была произведена в 1997 году в Мордовии.[1]

В связи с развитием компьютерных технологий можно утверждать, что у каждого человека есть хотя бы одно портативное цифровое устройство, которое может обеспечить беспроводную связь между как минимум двумя людьми. Таким образом, видеоконференцсвязь или же другие системы могут использоваться для оказания помощи или консультаций в дистанционном формате пациентам, находящимся, например, на карантине. Также с помощью телемедицинских технологий возможно наблюдение за

несколькими пациентами одновременно, что значительно снижает нагрузку на медицинский персонал и проведение медицинских консилиумов, врачебных комиссий.[2]

Для качественной телемедицинской связи для оказания помощи пациенту необходим программно-аппаратный комплекс, состоящий из компьютерной цифровой и медицинской техники, программного обеспечения, аппарата ввода и канала связи. В настоящее время минимальный набор состоит из персонального компьютера с монитором, включенным в сеть, сканера, принтера и фотокамеры. Этот комплект позволяет врачу реализовать такие методы, как оказание консультаций (по видеосвязи или через email-переписку), отслеживание состояния пациента, подбор лекарственных препаратов для легкобольных, а также осуществлять поиск ресурсов в сети интернет.[1]

В конце 2019 года в Китае был обнаружен новый вирус, в последствии названный коронавирусной инфекцией 2019 года (COVID-19). Уже 11 марта 2020 года ВОЗ объявила о всемирной пандемии. Коронавирус продолжил свое быстрое распространение и по состоянию на октябрь 2021 года по всему миру 219 миллионов случаев заболевания и 4,55 миллиона летальных исходов. В России эти цифры составляют 7,9 миллионов и 220 тысяч соответственно. На данный момент уже разработаны вакцины и активно проводится иммунизация населения.[3]

В связи с активным распространением COVID-19 спрос на телемедицинские консультации значительно вырос. Таким образом, в самом начале 2020 года процент телемедицинских консультации в США составлял всего лишь 0,1 от количества консультации по всему миру, а уже в апреле это число увеличилось до 69%. [4] В России за предыдущий год было оказано около одного миллиона телемедицинских консультации, но до сих пор ведутся споры о качественной пользе данных услуг.

К задачам телемедицины прежде всего относятся: участие в конференциях, семинарах; консультации больных и мониторинг их состояния; легкий доступ для врача к профессиональным ресурсам; возможность дистанционно пройти повышение квалификации; для пациента доступность записи на очный приём к врачу; формирование документации для врача, в том числе ведение переписки или доступ к базе данных пациентов и их электронным медицинским картам; для пациентов дистанционное получение со стороны врача направлений, справок, выписок.[1]

Уже после начала пандемии значительно уменьшился приток пациентов при обращении в медицинские учреждения в случае других заболеваний, плановых обследований. Это было связано с опасениями людей заразиться новой коронавирусной инфекцией COVID-19. Этот факт показал необходимость налаживания связи «пациент-врач» с помощью дистанционных технологий. При этом, в апреле 2020 года в 85 регионах

России был проведен опрос, в котором 86% респондентов (медицинские организации) отметили, что ограничили плановый приём.[5]

В марте 2020 года в Государственную Думу (ГД) был внесен закон, указывающий, что в случае угрозы здоровья и распространения заболевания возможна первичная постановка диагноза и назначение лечения с помощью телемедицинских технологий.

Необходимо отметить, что многие медицинские организации не смогли оперативно наладить дистанционное взаимодействие со своими пациентами ввиду отсутствия технических возможностей. С начала пандемии была создана цифровая платформа для оказания телемедицинских услуг для пациентов, больных COVID-19, но эта платформа действовала только в одном регионе страны и не могла справиться с потоком обращений. В мае был проведен опрос и по его результатам оказалось, что 62% пациентов с начала пандемии были поставлены в известность о возможности дистанционных консультаций с врачом и лишь 8% воспользовались этим.[5]

Несмотря на то, что на данный момент существуют огромные возможности для технологического прорыва в области телемедицины, в частности, современные, недавно разработанные комплексы, оборудованные многими медицинскими аппаратами, всемирная пандемия показала, что рынок телемедицинских услуг не так сильно развит в России.

На данный момент распространение телемедицины позволяет избежать риск заражения, распространения инфекционных заболеваний. Более того, дистанционные технологии не ограничивают эффективность приёма и к тому же показывают высокую оперативность и результативность по сравнению с очным приемом. К тому же телемедицинские услуги зачастую оказываются дешевле очного приёма пациентов. Таким образом, в 73,3% случаев дистанционная консультация экономически выгоднее очной, в 21,3% стоимость дистанционной консультации и очной была примерно равна, а в 5% происходило подорожание услуг по сравнению с очным приёмом. Но уже сейчас телемедицина привела к экономии 10% расходов на здравоохранение.[5]

Неготовность медицинских организаций к оперативному переходу на дистанционное наблюдение своих пациентов привела к значительным потерям различных медицинских учреждений, падению объемов оказания помощи пациентам не связанных с COVID-19, а соответственно не оказанию своевременной помощи людям. Таким образом, телемедицина – это перспективная сфера развития медицинских технологий, которая доказала свою эффективность в условиях пандемии, но в которой еще возможно и необходимо дальнейшее развитие.

Библиографический список

1. Шматов К.В., Мерекин Д.В., Леванов В.М. Телемедицина в здравоохранении / под руководством и общей редакцией д.м.н., проф. А.А. Калинской. – Вена, 2015. – 25 с.;
2. Elham Monaghesh, Alireza Hajizadeh. The role of telehealth during COVID-19 outbreak: a systematic review based on current evidence // BMC Public Health. – 2020. / Режим доступа: URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7395209/> (Дата обращения: 19.10.2021);
3. <https://www.who.int/ru/emergencies/diseases/novel-coronavirus-2019> (Дата обращения: 19.10.2021);
4. Alfredo Montelongo, Joao Luiz Becker, Rudi Roman. The management of COVID-19 cases through telemedicine in Brazil // PLOS ONE. – 2021. / Режим доступа: URL: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0254339> (Дата обращения: 19.10.2021);
5. Дмитриев М.А. Перспективы развития рынка телемедицинских услуг с учетом опыта пандемии COVID-19 // Комитет гражданских инициатив. – 2020. / Режим доступа: URL: <https://komitetgi.ru/analytics/4270/> (Дата обращения: 19.10.2021).

УДК 621

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАБОТЫ МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ

А.Ш. Юнусова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г.Уфа

В научно-исследовательской работе был рассмотрен метод имитационного моделирования применительно к процессам в медицинских учреждениях. Была изучена ее суть. А также были выявлены проблемы, и случаи, для решения которых наиболее эффективен данный метод.

Ключевые слова: медицинская организация; информационные системы; имитационное моделирование; СИМ; менеджмент в медицинских учреждениях; анализ эффективности

INVESTIGATION OF THE SIMULATION METHOD FOR IMPROVING THE EFFICIENCY OF MEDICAL INSTITUTIONS

A.Sh. Yunusova

FSBEI HE "Ufa State Aviation Technical University", Ufa

In the research work, the method of simulation modeling was considered in relation to the processes in medical institutions. Its essence was studied. And also problems were identified, and cases for the solution of which this method is most effective.

Key words: *(medical organization; information systems; simulation modeling; SIM; management in medical institutions; efficiency analysis).*

Пандемия COVID-19 показала, что система здравоохранения России плохо подготовлена к подобным «катаклизмам». И на федеральном, и на местном уровне. Учитывая тотальную глобализацию современного мира, население, свободу и скорость перемещений не стоит исключать подобных происшествий в недалеком будущем.

Однако, даже если этого не произойдет, нынешние события показали недостатки, которые были без перегрузки медицинских учреждений.

Для повышения качества оказания медицинской помощи на современном этапе необходимы новые современные информационные системы, обеспечивающие различные направления, в том числе оперативный учет объемов оказанной медицинской помощи, получение медико-экономической информации, проведение анализа и экспертизы деятельности учреждений здравоохранения, принятие обоснованных управленческих решений руководителями медицинских учреждений и органов управления здравоохранением. Деятельность медицинской организации амбулаторного типа можно представить как совокупность разнообразных более или менее регламентированных процессов медицинского обслуживания населения [1].

Следует заметить, что процессы медицинской организации и вопросы оценки затрат ресурсов, прежде всего затраты труда исполнителей (терапевты и педиатры, узкие специалисты, средний медицинский персонал, медицинские статистики и медицинские регистраторы) не получили пока достаточного внимания в научной литературе и периодике по организации здравоохранения [2].

Таким образом, представляется актуальным создание комплекса моделей, позволяющих оценивать затраты труда на исполнение процессов медицинской помощи в амбулаторной медицинской организации и находить пути повышения производительности труда. С учетом сложного характера изучаемых процессов и случайного характера их исполнения наиболее продуктивным представляется обращение к методам имитационного моделирования. Имитационное моделирование — инструмент, позволяющий решать массу управленческих задач в сфере здравоохранения на всех уровнях: от оптимизации планировки помещений в клинике и организации работы медицинского учреждения, до разработки стратегии вывода на рынок новых фармацевтических продуктов и планирования мер предотвращения эпидемий.

При совершенствовании государственной или региональной системы

здравоохранения имитационное моделирование поможет понять, как взаимосвязаны её элементы и оценить результаты изменения стратегии. Это позволит лучше распределить ресурсы и определить приоритетные направления работы.

Эпидемиологические исследования также используют возможности моделирования динамики распространения заболеваний и социальных взаимодействий [3]. Тестируя и оценивая прогнозы и сценарии, можно выработать действенную стратегию проведения профилактических и противоэпидемических мероприятий, а в результате — понизить уровень заболеваемости.

С имитационным моделированием систему можно проанализировать на нескольких уровнях: как на оперативном, так и на стратегическом, в зависимости от того, что необходимо для решения конкретной задачи [4]. Имитационные модели способны отразить динамику систем здравоохранения, позволяют оценить их эффективность. Это облегчает понимание специфики проблемы и способствует тесному сотрудничеству между работниками здравоохранения, администрацией и проектировщиками медицинских учреждений. Возможности имитационного моделирования и визуализация обеспечивают надежные и безрисковые нововведения.

Имитационное моделирование применяется для:

- определения критических элементов в исследуемых системах;
- устранения избыточных этапов;
- предсказания дальнейшего развития системы;
- оценки предполагаемых решений;
- изучения характеристик системы с целью решения конкретных проблем.
- исследования поведения системы при различных входных данных.

Современные информационные технологии намного чаще стали внедряться в медицинские учреждения в виде систем анализа состояния и систем поддержки принятия решений. С помощью анализа работы отдельных компонентов системы и описания лечебного процесса обычный процесс лечения становится медицинским технологическим процессом [5]. Он позволяет смоделировать возможные варианты событий, а также исследовать необходимую информацию и оптимизировать управление. Поликлиника является достаточно сложной организацией, которая имеет множество различных подразделений.

Внедрение информационных технологий в работу медицинских организаций разного уровня является одной из актуальных задач модернизации здравоохранения. Метод имитационного моделирования позволяет оценивать затраты труда на исполнение процессов медицинской помощи и находить пути повышения производительности труда в работе амбулаторной медицинской организации [6].

Применение в амбулаторных медицинских организациях предложенной

методики визуального и имитационного моделирования позволяет оценивать затраты труда врачей, среднего медицинского персонала и вспомогательного персонала; выделять наиболее трудоемкие процессы и операции; находить пути повышения эффективности, в том числе за счет использования информационных технологий, сравнивать альтернативные варианты автоматизации. Проведенное имитационное моделирование в соответствии с предложенной методикой демонстрирует возможность его широкого использования для повышения эффективности менеджмента амбулаторной медицинской организации любой организационной формы.

В сфере здравоохранения велика «цена» ошибки, что требует многочисленных предварительных экспериментов перед принятием решений («семь раз отрежь – один отмерь»). При этом ключевую роль в работе медицинской организации играет человек – врач или медсестра. От его квалификации, состояния здоровья, физического и эмоционального состояния, а также наличия времени зависят эффективность работы организации и, в конечном счете, здоровье пациентов. Невозможно принимать решения о проведении тех или иных мероприятий без анализа того, как они повлияют на затраты труда врачей и иных медработников.

Таким образом, имитационное моделирование представляется эффективным выбором для решения задач анализа и совершенствования процессов амбулаторной медицинской организации. Отметим, также, что моделирование позволяет оценить эффективность привлечения информационных технологий для автоматизации этих процессов.

Библиографический список

1. Дьяченко В.Г., Солохина Л.В., Дьяченко С.В. Управление качеством медицинской помощи. Хабаровск: Издательство ГБОУ ВПО «Дальневосточный государственный медицинский университет»; 2012. 655 с.
2. Бакланова Т.Н., Попович В.К., Шикина И.Б. Научно-организационные аспекты обеспечения качества оказания медицинской помощи в многопрофильной больнице// Социальные аспекты здоровья населения. №3. 2013. С. 21-32.
3. Щербаков С.М., Теплякова Е.Д. Румянцев С.А., Василенок А.В. Имитационное моделирование в задачах управления медицинской организацией амбулаторного типа// Социальные аспекты здоровья населения. №1. 2017. С. 1-18.
4. Эльберг М. С., Цыганков Н. С. Имитационное моделирование: Учебное пособие. Красноярск : Сиб. федер. ун-т, 2017. – 128 с.
5. Воронова Л.В., Гольчевский Ю.В. Статистическое моделирование в процессах управленческого учета на примере медицинского подразделения вуза. Врач и информационные технологии. 2014;(3): 46-57.

6. Гулиев Я.И., Бельшев Д.В., Михеев А.Е. Моделирование бизнес-процессов медицинской организации: классификация процессов. Врач и информационные технологии. 2015; (4): 6-13.
7. Гробер Т. А., Савченко О. В. Создание имитационной модели поликлиники// Молодой исследователь Дона. №3. 2020г. С. 22-27.
8. Кондратьев М.А. Методы прогнозирования и модели распространения заболеваний. Компьютерные исследования и моделирование. 2013; 5(5): 863-882.
9. Ермакова С.Э. Управление бизнес-процессами в медицинской организации. Москва: МАКС Пресс; 2009. 150 с.

УДК 621.372

РЕГИСТРАТОР ЭКГ НА ОСНОВЕ ПЛАТЫ ARDUINO

А.С. Кройдер, С.А. Акулов

ФГАОУ «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева», г. Самара

Разработан регистратор электрокардиографического сигнала. Аналоговая часть построена на микросхеме AD8232, преобразование и передача данных в персональный компьютер осуществляется посредством платы ARDUINO.

Ключевые слова: электрокардиография, коэффициент усиления, амплитудно-частотная характеристика.

ARDUINO-BASED ECG RECORDER

A.S. Kroider, S.A. Akulov

Samara National Research University

ECG recorder based on ARDUINO was developed. Analog part constructed on AD8232, transformation and ADC conversion performed by ARDUINO.

Key words: electrocardiography, gain, frequency response.

Электрокардиография (ЭКГ) - один из самых востребованных методов исследования в практической диагностике. Этот метод исследования биоэлектрической активности сердца позволяет обнаружить нарушения ритма и проводимости, гипертрофию желудочков и предсердий, ИБС, инфаркт миокарда и другие заболевания.

Сердце сокращается под действием электрического импульса, который распространяется по миокарду. Согласно мембранной теории возникновения биопотенциала, ЭКГ отслеживает колебания разности биопотенциалов, возникающих на поверхности возбудимой ткани или в окружающей сердце проводящей среды при распространении волны возбуждения по сердцу [1].

В настоящее время находят широкое применение портативные

электрокардиографы, позволяющие отслеживать работу сердца в различных условиях. В данной работе разработан регистратор ЭКГ на основе Arduino UNO и AD8232.

Arduino Uno – платформа на базе контроллера ATmega328. Платформа имеет 14 цифровых вход/выходов (6 из которых могут использоваться как выходы ШИМ), 6 аналоговых входов, кварцевый генератор 16 МГц, разъем USB, силовой разъем, разъем ICSP и кнопку перезагрузки. Для работы необходимо подключить платформу к компьютеру посредством кабеля USB, либо подать питание при помощи адаптера AC/DC или батареи.

AD8232 - это интегрированный блок формирования сигнала для ЭКГ и других приложений измерения биопотенциала. Он предназначен для выделения, усиления и фильтрации небольших сигналов биопотенциала в шумовых условиях, например, создаваемых движением или удаленным размещением электродов [2].

Схема подключения представлена на рисунке 1.

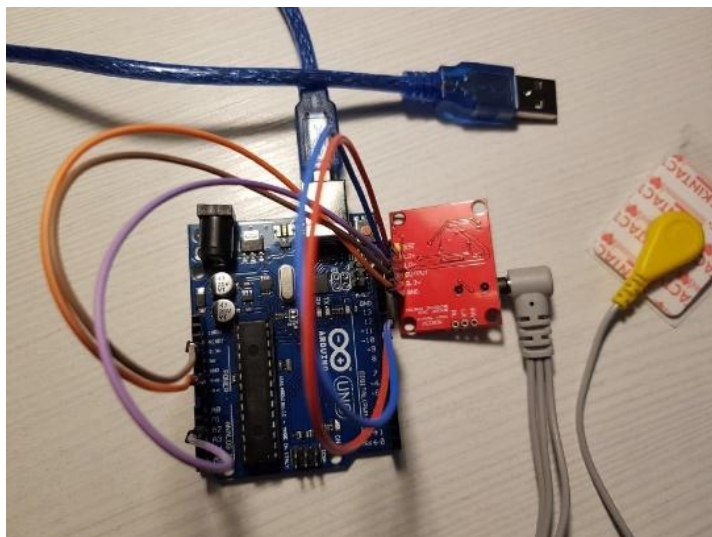


Рисунок 1 – Электрокардиограф на основе ArduinoUNO

Для вывода сигнала с электродов используется следующий скетч, показанный на рисунке 2.

```

void setup() {
    // initialize the serial communication:
    Serial.begin(9600);
    pinMode(10, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
    pinMode(11, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}

void loop() {

    if((digitalRead(10) == 1) || (digitalRead(11) == 1)){
        Serial.println('!');
    }
    else{
        // send the value of analog input 0:
        Serial.println(analogRead(A2));
    }
    //Wait for a bit to keep serial data from saturating
    delay(1);
}

```

Рисунок 2 – Скетч для вывода сигнала

Полученные сигналы можно вывести в виде графиков, как показано на рисунке 3.

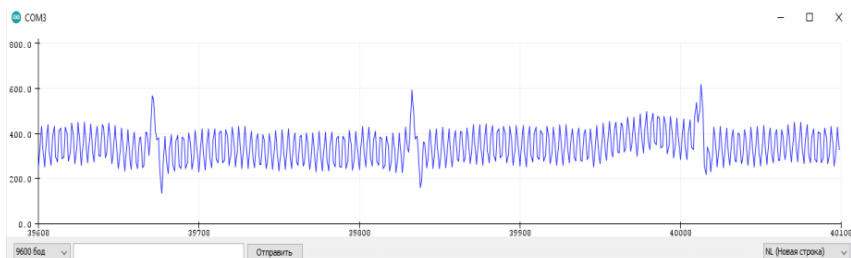


Рисунок 3 – Электрокардиограмма

По полученному сигналу сложно определить какие-либо отклонения в работе сердца, так как его необходимо обработать перед началом анализа.

Для анализа метрологических характеристик электрокардиограф на основе ArduinoUNO был подключен к генератору переменного тока. В ходе эксперимента подавался сигнал с амплитудой в 10мВ и частотами от 5Гц до 200Гц. Нижняя граница полосы пропускания регистратора составила – 0,5Гц, верхняя – 100 Гц. АЧХ регистратора приведена на рисунке 4.

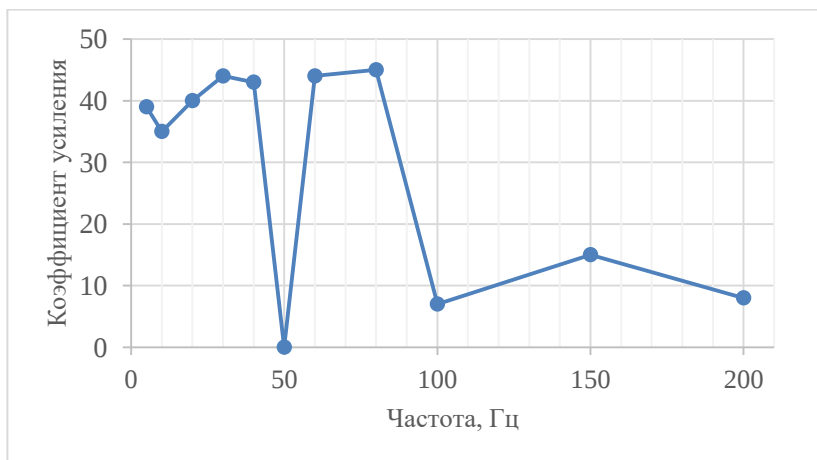


Рисунок 4 – Амплитудно-частотная характеристика

Библиографический список

1. Мурашко В.В., Электрокардиография: учебн. пособие / В.В.Мурашко, А.В.Струтынский. – 14-е изд., перераб. – М. : МЕДпресс-информ, 2017. – 9-18 с.
2. AD8232 Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End // A. Device : [сайт]. - 2018. – URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>. (дата обращения 18.10.2021).

УДК 61:681

ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ И ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

М.С. Астахов

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В статье представлены современные тенденции развития телемедицинских технологий с учетом появления средств телекоммуникаций и развитием беспроводных систем обмена информации с персональными компьютерами и коммуникаторами.

Ключевые слова: *беспроводные системы компьютерного мониторинга, мобильная связь, контроль функционального состояния, персональная телемедицина.*

TELEMEDICINE SYSTEMS FOR THE DIAGNOSIS OF THE CONDITION AND THE THERAPEUTIC EFFECT ON A PERSON

M.S. Astakhov

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin , Ryazan

The article presents modern trends in the development of telemedicine technologies, taking into account the emergence of telecommunications and the development of wireless systems for exchanging information with personal computers and communicators.

Key words: *wireless computer monitoring systems, mobile communications, functional state control, personal telemedicine.*

В современном мире, телекоммуникационные и компьютерные технологии способствуют формированию глобальной информационной структуры. Вместо привычных мобильных телефонов и мини- и микрокомпьютеров приходят коммуникаторы – устройства, которые имеют свойства современной мобильной и компьютерной связи, системы GPS, геолокации и географической ориентации, систем мультимедиа и других служб, служащих для обеспечения комфорта потенциального пользователя. В данный момент, такие устройства имеют службы обеспечения персональной охраны здоровья. Современные технологии позволяют открывать новые возможности для медицины.

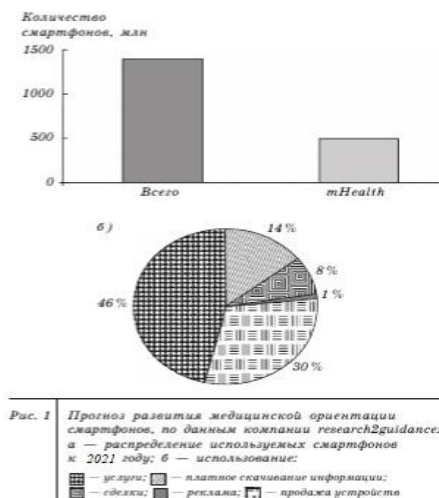
Технологии не стоят на месте и благодаря их развитию медицина выходит на новый уровень. Появившаяся возможность контроля здоровья человека, наблюдение за количественными и качественными показателями его состояния, является неоспоримым достижением современной телемедицины.

На данный момент существует тенденция ее развития как научно-практического направления, которое основывается на современных информационно-коммуникационных технологиях. Недавнее исследование социологов из Америки показало, что около 70% врачей в своей ежедневной медицинской практике используют смартфоны, в частности iPhone или BlackBerry. Так, например, в Медицинском Университете штата Огайо начинают раздавать смартфоны студентам, так как появляется отличная возможность использовать большее количество медицинских приложений, которые созданы для таких устройств.

Л. Холлигер-Смит, вице-президент компании Mather LifeWays, который специализируется на изучении проблем старения, сказал, что на данный момент около 24% респондентов хотят иметь дома устройство для оказания медицинской помощи дистанционно. Даже такая технология, как “умный дом”, с помощью которой пожилые люди могут оперативно получить медицинскую помощь, также увеличивает число положительно настроенных людей с 27% до 45% за 2021 год.

Ассоциация американских врачей кардиологов считает, что решение удаленно контролировать пациентов с сердечной недостаточностью имеет чрезвычайно большой потенциал. Было заявлено, что по прогнозам в Соединенных Штатах Америки дистанционный мониторинг пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы позволит уменьшить затраты на лечение на сумму около 10 миллиардов долларов в год. А если учесть возможность беспроводного дистанционного мониторинга больных диабетом и хронической болезнью легких, можно предположить, что будут сэкономлены еще 10 миллиардов долларов.

Европейские эксперты компании research2guidance, которые проводят исследования в области эмпирических исследований, экспертных заявлений и стратегического консалтинга, представили свой прогноз развития технологий телемедицины с использованием смартфонов (рис. 1). Согласно этому прогнозу, треть произведенных смартфонов в ближайшем будущем будут иметь медицинское программное обеспечение.



Р.Г. Джанс, научный руководитель research2guidance, утверждает, что долгожданная революция в области мобильных устройств для здравоохранения уже произошла. Как медицинские работники, так и обычные пользователи смартфонов рассматривают эти устройства как средства для улучшения сервиса здравоохранения. На сегодняшний день, магазины программных предложений предлагают около 20000 тысяч различных программ для мобильного здравоохранения. Около 80% из них созданы с соблюдением требований современной модели телемедицины.

В развивающихся странах мобильная телефония внедряется существенно быстрее, чем другие технологии инфраструктуры охраны здоровья (рис.2).

Сегодня имеются следующие приоритетные области применения мобильных средств в области здравоохранения в этих странах:

- образование и осведомленность;
- дистанционный сбор данных и показателей состояния здоровья;
- дистанционный мониторинг показателей функционального состояния;
- коммуникация и обучение для работников здравоохранения;
- предупреждение заболеваний и отслеживание вспышки эпидемий;
- техническая поддержка дистанционной диагностики и лечения;

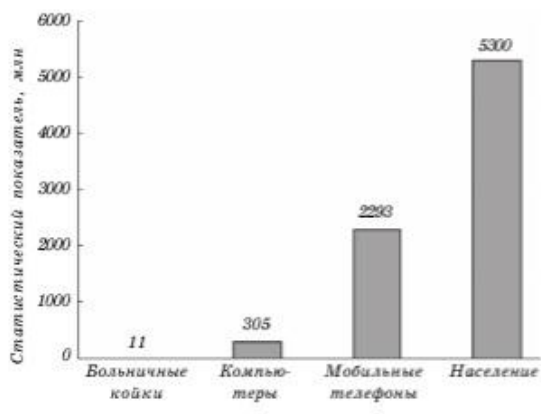


Рис. 2 Сводная диаграмма статистики парка информационно-коммуникационного оборудования, которое в настоящее время может быть связано со здоровьем людей, статистикой больничных мест в стационарах и численностью населения в развивающихся странах

В развитых странах, с каждым годом, все более активно прослеживается тенденция развития профилактического медицинского обслуживания населения, делается акцент на разработку и создание электронных автоматизированных медицинских средств и систем, в основу которого положена идея мобильного здравоохранения. Оценивая перспективу развития мобильного здравоохранения в мире, можно утверждать, что нас ждут территориально распределенные и более эффективные системы здравоохранения.

Библиографический список

1. Владимирский Антон. Медицина в эпоху Интернета. 2016 г.
2. Телемедицина | Блажис Анатолий Константинович, Дюк Вячеслав Анатольевич. 2019г.

3. Основы телемедицины и телездоровоохранения. Руководство. 2021г. Под редакцией А.В. Древаля.
4. Персональная телемедицина. Телемедицинские и информационные технологии реабилитации и управления здоровьем. О. Ю. Атьков, Ю. Ю. Кудряшов . 2016г.
5. Сайт <https://research2guidance.com/> , дата обращения 04.10.2021г.

УДК 004.93'1, 159.942.33

РАСПОЗНАВАНИЕ ВЫРАЖЕНИЙ ЛИЦА С ПОМОЩЬЮ ДЕСКРИПТОРА ЛОКАЛЬНЫХ БИНАРНЫХ ШАБЛОНОВ ПО ТРЕМ ОРТОГОНАЛЬНЫМ ПЛОСКОСТЯМ

В.А. Саблина, А.Д. Черненко

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
имени В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена задача распознавания динамических текстур, а именно выражений лица. Описан алгоритм дескриптора локального бинарного шаблона по трем ортогональным плоскостям для анализа мимики лица.

Ключевые слова: анализ выражений лица, пространственно-временные дескрипторы признаков, локальные бинарные шаблоны по трем ортогональным плоскостям (LBP-TOP).

FACIAL EXPRESSIONS RECOGNITION USING LOCAL BINARY PATTERNS FROM THREE ORTHOGONAL PLANES DESCRIPTOR

V.A. Sablina, A.D. Chernenko

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The task of the dynamic texture recognition, viz. facial expressions, is considered. An algorithm of a local binary pattern from three orthogonal planes descriptor for analyzing facial expressions is described.

Key words: facial expression analysis, spatio-temporal feature descriptors, local binary patterns from three orthogonal planes (LBP-TOP).

Задачу распознавания выражений лица можно рассматривать как частный случай задачи распознавания динамических текстур (ДТ) на последовательности изображений. Динамические или временные текстуры – это текстуры с движением. Они описывают класс видеопоследовательностей, которые демонстрируют некоторые стационарные свойства во времени [1]. В реальном мире существует множество ДТ, например морские волны, дым, огонь, ливень, вихрь, а также микродвижения лица. Динамические текстуры обычно описываются глобальными характеристиками, вычисленными на основе всего изображения, что значительно ограничивает их применимость.

Например, использование только глобальных функций для распознавания лица или выражения лица не будет эффективным, поскольку большая часть различающей информации в изображениях лиц является локальной, такой как движение рта.

Дескрипторы локальной текстуры привлекают все большее внимание при анализе изображений лица из-за их устойчивости к изменению позы и освещения. Целью распознавания выражения лица является определение эмоционального состояния человека (счастья, печали, удивления, гнева, страха, отвращения, презрения или нейтрального состояния) независимо от индивидуальных особенностей лица. По мнению психологов, анализ последовательности изображений дает более точное и надежное распознавание мимики. Поэтому для анализа выражений лица используется последовательность снимков или видеопоследовательность. Одним из наиболее известных пространственно-временных дескрипторов признаков, используемых для распознавания выражения лица по последовательности изображений, является дескриптор локальных бинарных шаблонов по трем ортогональным плоскостям Local Binary Patterns from Three Orthogonal Planes (LBP-TOР) [2]. В этом алгоритме для вычисления вектора признаков видеопоследовательность рассматривается как набор плоскостей XY по оси T, но следует заметить, что видеопоследовательность также может рассматриваться как набор плоскостей XT по оси Y и плоскостей YT по оси X соответственно. Плоскости XT и YT предоставляют информацию о пространственно-временных переходах. Код LBP извлекается из плоскостей XY, XT и YT, которые обозначаются как XY-LBP, XT-LBP и YT-LBP, для всех пикселей, и получается статистика по трем разным плоскостям, которая затем объединяется в единую гистограмму. В таком представлении ДТ кодируется с помощью XY-LBP, XT-LBP и YT-LBP, в то время как внешний вид и движение в трех направлениях ДТ рассматриваются, включая информацию пространственной области (XY-LBP) и две пространственно-временные статистики совместной встречаемости (XT-LBP и YT-LBP).

Описание LBP, вычисленное для всей последовательности выражения лица, обнаруживает только вхождения микрошаблонов без каких-либо указаний на их расположение. Чтобы это исправить, вводится представление, в котором изображение лица разделено на несколько неперекрывающихся или перекрывающихся блоков. Гистограммы LBP-TOР в каждом блоке вычисляются и объединяются в одну гистограмму, как показано на рис. 1. Все черты, извлеченные из каждого объемного блока, связаны, чтобы представить внешний вид и движение последовательности выражения лица, как показано на рис. 2.

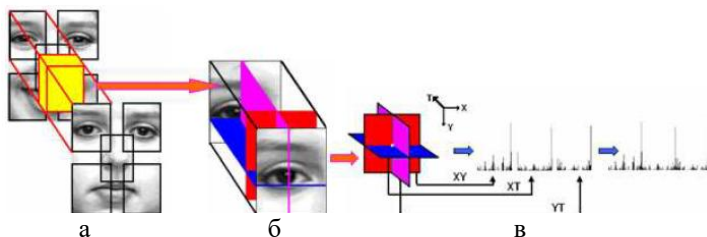


Рис. 1 – Признаки каждого объемного блока: а – блок в объеме;
 б – LBP признаки по трем ортогональным плоскостям;
 в – конкатенированные признаки одного блока при появлении движения

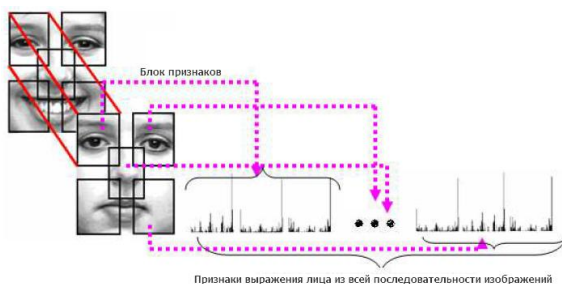


Рис. 2 – Описание выражения лица с помощью дескриптора LBP-TOP

Таким образом, фактически есть описание выражения лица на трех разных уровнях. Метки (ячейки) в гистограмме содержат информацию из трех ортогональных плоскостей, описывающих внешний вид и временную информацию на уровне пикселей. Метки суммируются в небольшой блок для получения информации на региональном уровне, выражающей характеристики внешнего вида и движения в определенных местах, а вся информация с регионального уровня объединяется для построения глобального описания движения лица и выражения. Таким образом, метод LBP-TOP, основанный на конкатенированных гистограммах LBP, вычисленных по трем ортогональным плоскостям, упрощает извлечение признаков при большем числе соседних точек. Можно избежать проблем, связанных с последовательностями, содержащими более одной динамической текстуры. Метод LBP-TOP показывает высокую точность распознавания около 94 % при двукратной перекрестной проверке. Более того подход устойчив к ошибкам в выравнивании лица и не требует сегментации областей лица. Имеется программная реализация алгоритма дескриптора LBP-TOP на языке MATLAB. Описанные преимущества рассмотренного дескриптора позволяют использовать его не только для анализа макровыражений, но и микровыражений лица с целью распознавания скрытых эмоций человека [3].

Библиографический список

1. Gianfranco Doretto, Alessandro Chiuso, Ying Nian Wu, and Stefano Soatto, "Dynamic Textures," International Journal of Computer Vision, vol. 51, pp. 91-109, 2003.
2. Guoying Zhao and Matti Pietikainen, "Dynamic texture recognition using local binary patterns with an application to facial expressions," IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 14, 2007.
3. Giovanni Buresi and Victoria A. Sablina, "Micro-Facial Movement Detection Using LBP-TOP Descriptors for Landmark Based Regions," 10th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO) Proceedings, Budva, Montenegro, 2021, pp. 401-404.

УДК 51-7

АКТУАЛЬНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ НАВЫКОВ В РАЗВИТИИ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКОГО ПРОГРЕССА

А.С. Суйкова

Федеральное казенное образовательное учреждение высшего образования
Академия права и управления Федеральной службы исполнения наказаний
г. Рязань

Е.Н. Курочкина, научный руководитель, канд. эконом. наук, доцент

Математика является основой для решения бытовых задач, ежедневно встречающихся в повседневной жизни, воспитывает в человеке волевые качества, формирует навыки самостоятельной исследовательской работы, способствует формированию гражданских качеств личности.

Ключевые слова: математика, навыки, современное общество.

THE RELEVANCE OF THE USE OF MATHEMATICAL SKILLS IN THE DEVELOPMENT OF SCIENTIFIC AND TECHNOLOGICAL PROGRESS

A.S. Suikova

Federal State Educational Institution of Higher Education
Academy of Law and Management Federal Penitentiary Service of Ryazan
E.N. Kurochkina, Scientific supervisor, Candidate of Economics. sciences,
associate professor

Mathematics is the basis for solving everyday problems that occur daily in everyday life, educates strong-willed qualities in a person, forms skills of independent research work, contributes to the formation of civic qualities of a person.

Keywords: mathematics, skills, modern society.

Многие из нас в школьное время часто слышали от друзей, что математика им не нужна, что её изучение – пустая трата времени. Свои слова они аргументировали тем, что не собираются в будущем вычислять синусы, косинусы, тангенсы, логарифмы и т.д. Заверение родителей «потом пригодится» не внушало особого доверия и казалось надоедливym бредом. Однако, как бы не любили её некоторые, стоит признать, что математика сопровождает нас на протяжении всей жизни.

Математика является основой для решения бытовых задач, ежедневно встречающихся нам в повседневной жизни. Практически каждый день мы сталкиваемся с ситуациями, в которых хотя бы частично присутствуют товарно-денежные отношения. Какое количество продуктов необходимо купить, чтобы хватило приготовить праздничный ужин для 10 человек? За сколько минут необходимо выйти из дома, чтобы не опоздать на поезд? Сколько денег необходимо для ремонта в квартире? Применение математических знаний в данных ситуациях способствует быстрому нахождению оптимального решения для них. [1, 2]

Также мы зачастую используем определённые математические навыки, занимаясь решением всевозможных дел в профессиональной деятельности. Без математики врач не сможет рассчитать необходимую дозу лекарства для больного, повар – определить нужное количество продуктов для приготовления блюда, экономист – сделать необходимые расчёты для принятия решений по улучшению работы предприятия. Всё это говорит о том, что в настоящее время практически невозможно освоить профессию без знания хотя бы основ математики. [3, 4]

Подводя итог всему вышесказанному, следует отметить, что современный мир уже невозможно представить без математики. Ежедневно происходит увеличение количества сфер деятельности, на которые математика в той или иной мере оказывает влияние. Данный факт в первую очередь связан с быстрым развитием научно-технического прогресса. Поэтому для успешной реализации человека в быстроразвивающемся современном мире ему необходимо с раннего возраста изучать математику. Она воспитывает в человеке волевые качества, формирует навыки самостоятельной исследовательской работы, способствует формированию гражданских качеств личности, жизненно необходимых людям для устройства в современном обществе.

Библиографический список

1. Калинина Г.В., Курочкина Е.Н. Классические задачи линейного программирования // Учебное пособие / Рязань, 2011.
2. Курочкина Е.Н. Расчет оптимальных маршрутов грузоперевозки с целью снижения затрат на реализацию // В сборнике: Тенденции развития современных информационных технологий, моделей экономических, правовых и управленческих систем. Сборник статей V международной

научно-практической конференции. Ответственный редактор Н.К. Кадуцкова. 2010. С. 114-116.

3. Курочкина Е.Н. Применение анализа корреляционно-регрессионной зависимости при формировании портфеля заказов // В сборнике: Развитие экономического анализа и его роль в условиях трансформирующейся рыночной экономики. Сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 10-летию кафедры экономического анализа и статистики РГАТУ им. П.А. Костычева. 2008. С. 92-95.

4. Павлова С.А., Курочкина Е.Н. Математические модели в экономике. - Курск, 2021.

УДК 51.76

ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТАРИЙ В МЕДИЦИНЕ

В.Р. Кириллова

Академия права и управления Федеральной службы исполнения наказания,
г. Рязань

Е.Н. Курочкина, научный руководитель, к.э.н., доцент

В настоящее время актуальным примером роли математики в медицине может послужить сложившаяся в мире эпидемиологическая обстановка в связи с выявлением новой коронавирусной инфекции (COVID-19).

Ключевые слова: математика, медицина, современное общество.

APPLIED MATHEMATICAL TOOLS IN MEDICINE

V.R. Kirillova

Department of the Federal Penitentiary Service, Ryazan

E.N. Kurochkina, Supervisor, Candidate of Economics, Associate Professor

Currently, the current epidemiological situation in the world in connection with the detection of a new coronavirus infection (COVID-19) can serve as an actual example of the role of mathematics in medicine.

Keywords: mathematics, medicine, modern society.

Один из величайших математиков всех времён Карл Фридрих Гаусс любил говорить, что математика – царица всех наук. Трудно не согласиться с этим высказыванием. Благодаря своей структуре, прикладной математический инструментарий является неотъемлемой частью всех происходящих процессов в любой сфере человеческой деятельности, где и медицина не является исключением.

В настоящее время медицина не может существовать без сложной современной техники, для которой необходимы знания математики. На

основе расчетов и разработанных алгоритмов создаются более современные лечебно-диагностические приборы, благодаря чему увеличивается качество оказания медицинской помощи. Ни один современный медицинский прибор сейчас не обходится без вычислительного комплекса, поскольку при создании оборудования медицинские инженеры и специалисты пользуются в том числе и физико-математическими исследованиями. С помощью разработанных технологий, в современном мире можно легко передавать на огромные расстояния всевозможные медицинские данные, для получения дополнительной консультации в постановке диагноза и способе лечения.

Также, без математических вычислений невозможно создание ни одного фармакологического средства. Для того, чтобы лекарственный препарат сработал, необходимо рассчитать пропорциональное соотношение каждого компонента, дозу и временной интервал приема [1- 3].

Нельзя представить медицину и без математической статистики, которая направлена на обработку результатов лабораторных и клинических исследований и выявление процессов, явлений в области здравоохранения и здоровья населения [4-7].

На сегодняшний день актуальным примером роли математики в медицине может послужить сложившаяся в мире эпидемиологическая обстановка в связи с выявлением новой коронавирусной инфекции (COVID-19). Благодаря математической статистике специалисты прогнозируют обстановку не только в мировом пространстве, но и также в отдельно взятом государстве или городе. На основе этих данных каждый регион нашей страны вводит необходимые ограничительные меры для более эффективного снижения уровня заболеваемости.

Таким образом, математика является неотъемлемой составляющей медицины, которая помогает развиваться и совершенствоваться на благо здоровья человечества.

Библиографический список

1. Калинина Г.В., Курочкина Е.Н. Классические задачи линейного программирования // Учебное пособие / Рязань, 2011.
2. Курочкина Е.Н. Расчет оптимальных маршрутов грузоперевозки с целью снижения затрат на реализацию // В сборнике: Тенденции развития современных информационных технологий, моделей экономических, правовых и управленческих систем. Сборник статей V международной научно-практической конференции. Ответственный редактор Н.К. Кадуцкова. 2010. С. 114-116.
3. Саркисова, А. А. Материал на тему «Место и роль математики в медицине» / А.А. Саркисова, // VIDEOUROKI.NET, 20.05.2015. Режим доступа: <https://goo.gl/KoVs1x> (дата обращения 24.01.2021).
4. Курочкина Е.Н. Применение анализа корреляционно-регрессионной зависимости при формировании портфеля заказов // В сборнике: Развитие

экономического анализа и его роль в условиях трансформирующейся рыночной экономики. Сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 10-летию кафедры экономического анализа и статистики РГАТУ им. П.А. Костычева. 2008. С. 92-95.

5. Павлова С.А., Курочкина Е.Н. Математические модели в экономике. Курск. 2021.

6. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Использование преобразования Радона для решения векторных задач локализации скрытых инородных включений, обладающих магнитными свойствами, применительно к томографии в медицине // Биомедицинская радиоэлектроника. 2018. № 8. С. 33-38. DOI:10.18127/j5604136-201808-06.

7. Сологубова, Т. И., Кондратьева Е. И. Место и роль математики в медицине / Т.И. Сологубова, Е.И. Кондратьева // Бюллетень науки и практики. Электрон. журн. 2017. №11 (24). С. 201-204. – URL: <http://www.bulletennauki.com/sologubova> (дата обращения 24.01.2021) - Текст электронный.

УДК 615.47

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕКТОРОВ R-ЗУБЦА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ ЧЕЛОВЕКА

А.А. Пугачева, Т.К. Кретьева, С.А. Акулов

ФГАОУ «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева», г. Самара

Рассмотрены методы обработки сигнала как способы исследования R-зубцов электрокардиограммы человека на языке программирования Python.

Ключевые слова: BCP, ЭКГ, Python, QRS-комплекс.

RESEARCH OF R-WAVE DETECTORS OF HUMAN ELECTROCARDIOGRAM

A.A. Pugacheva, T.K. Kretova, S.A. Akulov

Samara National Research University

Methods of signal processing are considered as methods for studying R-waves of a human electrocardiogram in the Python programming language.

Key words: HRV, ECG, Python, QRS complex.

Основной физиологической функцией организма является кровообращение. Во временной организации - периодический процесс, который порождается циклической деятельностью сердца и измеряется в один сердечный цикл. Длительность сердечного цикла – период сердечных

сокращений. Обратная к нему величина, более удобна и потому используется на практике – частота сердечных сокращений (ЧСС).

Изменения ЧСС от цикла к циклу являются результатом ее управления регуляторными системами. В ЧСС кроется информация о состоянии и качестве регуляции.

Вариабельность сердечного ритма (BCP) обусловлена двумя конкурирующими ветвями: парасимпатической нервной системой, которая вызывает снижение частоты сердечных сокращений, и симпатической, которая отражает реакции на стресс или физические упражнения и увеличивает частоту сердечных сокращений.

Анализ BCP [1] традиционно проводится на электрокардиограммах и является полезным инструментом в диагностике различных клинических и функциональных состояний. Доминирующим признаком сигнала является QRS комплекс. Поскольку зубец R является наиболее узнаваемой характеристикой на ЭКГ, он используется для идентификации и отделения периодов друг от друга. Сигнал ЭКГ зачастую содержит в себе шум из-за помех от линии электропередачи, ЭМГ мышц, артефакты движения. Таким образом, выполнения достоверного анализа BCP необходимо использовать чувствительные и помехозащищенные алгоритмы обнаружения QRS комплекса.

В этой статье рассматриваются следующие алгоритмы обнаружения QRS-комплекса: алгоритм Пана-Томпкинса и алгоритм Гамильтона

Алгоритм Пана-Томпкинса [2,3] состоит из последовательности фильтров и методов: фильтр нижних частот, фильтр верхних частот, оператор производной, возведение в квадрат, интегрирование, адаптивная пороговая процедура и процедура поиска.

Первый этап алгоритма – это фильтрация сигнала посредством полосового фильтра. Затем вычисляется производная входного сигнала. Эта процедура подавляет низкочастотные компоненты зубцов Р и Т и имеет высокий коэффициент усиления для высокочастотных компонентов. После вычисления производной она возводится в квадрат для получения положительного результата и усиления больших разностей. Далее происходит сглаживание выходного сигнала с использованием интегрирующего фильтра, основанного на скользящем окне. Пороговая процедура адаптируется к изменениям в сигнале ЭКГ путем вычисления скользящих оценок пиков, связанных с сигналом и шумом. Алгоритм постоянно обновляет две средние величины RR-интервала. Когда QRS-комплекс не обнаруживается на определённом интервале, за него принимается пик, амплитуда которого лежит между порогами, установленными обратным поиском.

Алгоритм детектирования QRS- комплексов Гамильтона [4] состоит из двух ключевых этапов: обнаружение сокращений с фильтрацией и их классификация. На первом этапе создается полосовой фильтр с полосой

пропускания, содержащей большую часть энергии QRS: сначала происходит фильтрация нижних и верхних частот, далее вычисляется производная. После фильтрации функция алгоритма определяет пики в сигнале, ориентируясь на высоту пика, его положение относительно последнего пика QRS и максимальную производную для классификации пиков. Детектор сокращений должен начинаться с некоторой начальной оценки порога. Порог устанавливается между средним или медианным значением буфера пика шума и пика QRS.

Далее идет классификация, она проходит в несколько стадий. Первая представляет собой оценку ширины комплекса QRS, амплитуды и интервала R-R, классификацию ритма, проверку на наличие низкочастотного и высокочастотного шума. Следующей стадией для реализации классификации является сравнение точки выборки ударов с точкой выборки после совмещения ударов и удаления любой постоянной разницы между ударами. Кроме того, на этом этапе уменьшается количество создаваемых избыточных шаблонов для освобождения памяти. Наконец, мы выбираем доминирующий нормальный ритм и с его помощью классифицируем сокращения на нормальные, преждевременные или представляющие собой компенсирующую паузу. Пост-классификация необходима для более точной переклассификации типов и ритмов сокращений.

Вышеперечисленные алгоритмы были реализованы на языке Python. Результаты работы данных алгоритмов приведены на рисунках 1, 2.

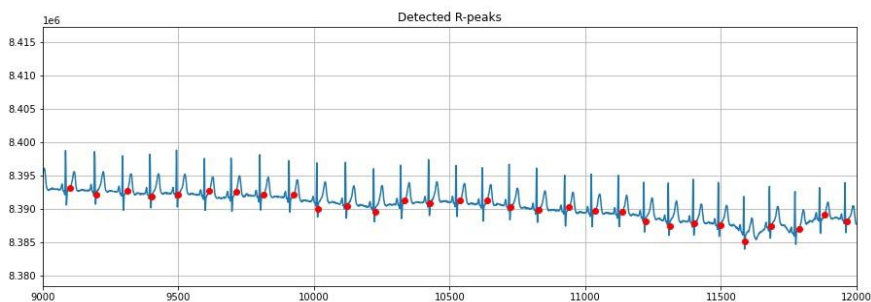


Рис. 1 - Обнаружение QRS-комплекса с помощью алгоритма Пан-Томпкинса

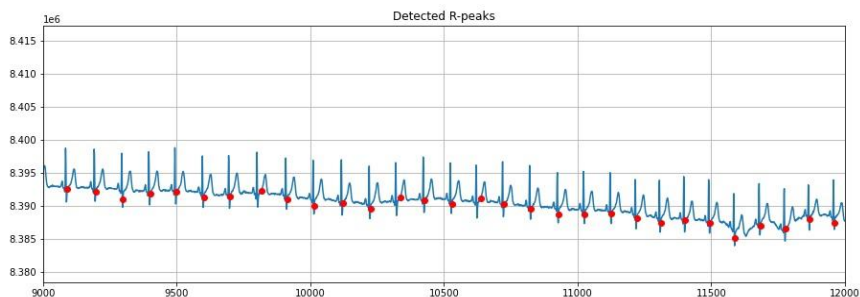


Рис. 2 - Обнаружение QRS-комплекса с помощью алгоритма Гамильтона

Библиографический список

1. Кубланов В.С., Борисов В.И., Долганов А.Ю. Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB // учебное пособие – Екатеринбург: Изд-во Урал. ун-та, 2016. – 120 с. С. 12-15.
2. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход // Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440с. С. 169-176.
3. Яблунчанский Н.И., Мартыненко А.В. Вариабельность сердечного ритма в помощь практическому врачу // Харьков, 2010. – 131с. С. 8-11.
4. Open Source ECG Analysis Software Documentation / Patrick S. Hamilton // E.P. Limited, 2002, 33.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ И КОРРЕКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ

Э.А. Даминава

ФГАОУ ВО Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

В работе представлен результат разработки мобильного приложения для диагностики нарушений и коррекции опорно-двигательной функции. Представлены интерфейсы и словесное описание алгоритма работы мобильного приложения для диагностики нарушений и коррекции опорно-двигательной функции.

Ключевые слова: мобильное приложение, опорно-двигательная функция

DEVELOPMENT OF A MOBILE APPLICATION FOR DIAGNOSTIC DISORDERS AND CORRECTION SUPPORT AND MOTOR FUNCTIONS

E.A. Daminova

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

The paper presents the result of developing a mobile application for diagnosing disorders and correcting musculoskeletal function. The interfaces and verbal description of the algorithm of the mobile application for the diagnosis of disorders and correction of the musculoskeletal function are presented.

Key words: mobile application, musculoskeletal function.

Согласно статистическим данным заболеваемость костно-мышечной системы составляет 32-58 % на 100 обследованных и за последние годы устойчиво занимает третье место, уступая лишь болезням органов дыхания и системы кровообращения [1]. Патологии опорно-двигательного аппарата ограничивают двигательную активность человека вплоть до временной или даже постоянной утраты трудоспособности, приводят к инвалидности: 13-17 % от всех случаев снижают качество жизни в любом возрасте [2].

В то же время длительные сроки восстановления структурных и функциональных нарушений опорно-двигательной системы приводят к тому, что лечение не заканчивается при выходе из медицинского учреждения и должно продолжаться в условиях обычной жизнедеятельности человека – в быту, при образовательной, профессиональной трудовой деятельности. Таким образом, становится актуальной задача разработки специализированных мобильных приложений.

Приведем поэтапное словесное описание работы разработанного мобильного приложения.

Этап 1. Активация начала работы мобильной измерительно-информационной системы для зональной динамоплантометрии осуществляется включение кнопки подачи питания средств регистрации биомедицинской информации.

Этап 2. Идентификация. Пациенту необходимо активировать приложение на смартфоне, включить передачу данных по протоколу Bluetooth. Пациенту доступно окно приветствия с экранной формой логин и пароль, которые необходимо заполнить (рисунок 1а).

Этап 3. Затем пациент попадает в меню программного комплекса (рисунок 1б). Вместе с врачом осуществляется настройка режимов работы комплекса.

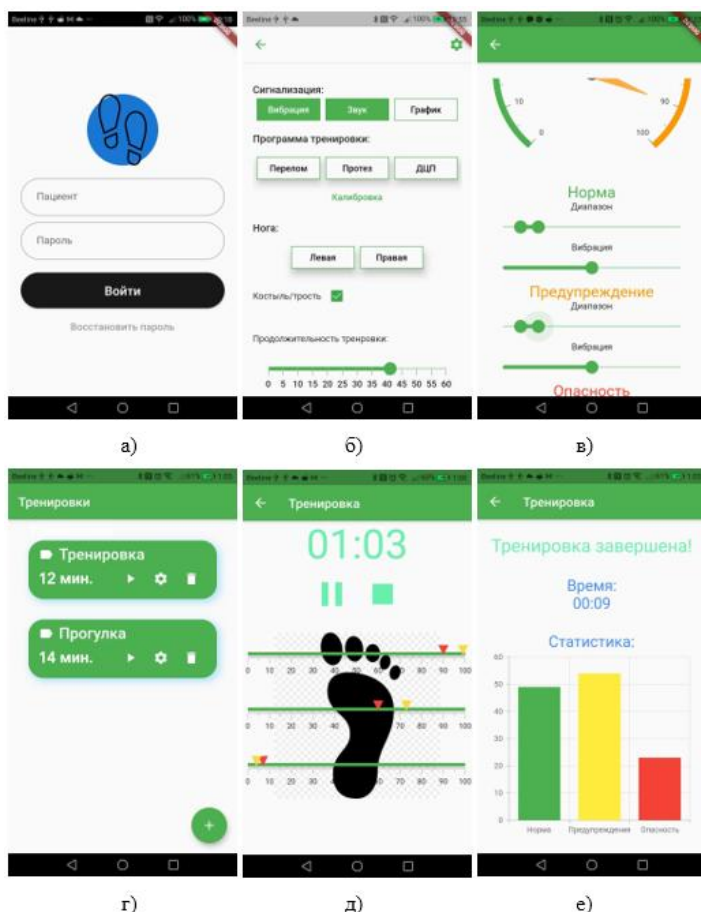


Рис.1 – Интерфейсы окон разработанного мобильного приложения

1) Необходимо ввести название тренировки, в дальнейшем пациент сможет выбирать нужный ему тип тренировки из ранее настроенных и сохранённых;

2) Необходимо выбрать тип биологической обратной связи (меню «Сигнализация»). Доступны три вида обратной связи в зависимости от желаемого типа восприятия информации: звуковая сигнализация, тактильная сигнализация и визуальная сигнализация.

3) Необходимо выбрать программу тренировки. Программный комплекс предусматривает наличие встроенных программ для различных случаев реабилитации. Например, программы для реабилитации пациентов с протезами или после хирургических вмешательств, например, вследствие переломов.

Этап 4. После предварительной настройки необходимо провести калибровку устройства, с целью удаления из полезных сигналов показателей поджатая первичных преобразователей. Также меню калибровки позволяет врачу на основе текущих диагностически значимых динамоплантометрических показателей для каждого отдела стопы и для костылей/ трости (при их наличии) сформировать комплекс допустимых значений диагностически значимых динамоплантометрических показателей для процесса реабилитации.

Этап 5. Выбор здоровой конечности и время реабилитации (от 1 минуты до 60 минут).

Этап 6. Процесс тренировки. Выбирается план тренировки из ранее созданных пациентом (рисунок 1г). Для начала тренировки необходимо нажать кнопку в форме треугольника и начать выполнение локомоторных актов (рисунок 1д).

Этап 7. Формирование статистической информации о процессе тренировки. По окончании тренировки врачу доступны пространственно-временные характеристики локомоторных актов (рисунок 1е).

Разработанное мобильное приложение обеспечивает непрерывный контроль процесса переката стоп пациента, что необходимо при восстановлении опорно-двигательной функции без непосредственного наблюдения врача; обеспечивает возможность наблюдения врачом динамических изменений параметров, а также обеспечивает биологическую обратную связь.

Библиографический список

1. Олейникова Т.А., Пожидаева Д.Н., Орешко А.Ю. Мониторинг заболеваемости патологиями костно-мышечной системы и соединительной ткани в Российской Федерации // Фармакоэкономика. Современная фармакоэкономика и фармакоэпидемиология. 2019. №1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/monitoring-zabolevaemosti-patologiyami-kostno-myshechnoy-sistemy-i-soedinitelnoy-tkani-v-rossiyskoy-federatsii>
2. Башарова А.В., Пенина Г.О. Болезни нервной системы в структуре показателей здоровья трудоспособного населения // BISSA. 2017. №4. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/bolezni-nervnoy-sistemy-v-strukture-pokazateley-zdorovya-trudosposobnogo-naseleniya>

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА

УДК 615.47

ФИЛЬТРАЦИЯ СИГНАЛОВ КАК ПЕРВИЧНАЯ ОБРАБОТКА БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

А.И.Татауров

Научный руководитель – И.А. Лакман, к.т.н., доцент кафедры
биомедицинской инженерии

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

Фильтрация сигналов является одним из начальных и основных этапов обработки биомедицинской информации. Для ее осуществления применяются, как аналоговые, так и цифровые фильтры, каждая из которых имеет собственные преимущества и недостатки.

Ключевые слова: фильтрация, цифровой и аналоговый фильтры, Matlab.

FILTERING SIGNALS AS A PRIMARY PROCESSING OF BIOMEDICAL INFORMATION

A.I.Tataurov

Scientific adviser – I.A. Lakman, PhD, Associate Professor, Department of
biomedical engineering

Ufa state aviation technical university, Ufa

Signal filtering is one of the initial and basic stages of biomedical information processing. For its implementation, both analog and digital filters are used, each of which has its own advantages and disadvantages.

Key words: filtering, digital and analog filters, Matlab.

Под фильтрацией понимается процесс отсечения или уменьшения части информации, которую нельзя отнести к полезной в условиях данной задачи. Применимо к электрическим сигналам, рассмотрим аналоговые и цифровые фильтры. Соответственно, аналоговые фильтры работают с непрерывными сигналами, цифровые – с дискретными.

Основными преимуществами цифровых фильтров (ЦФ) по отношению к аналоговым являются:

1. Точность и повторяемость (нет допусков на элементную базу, как в аналоговых фильтрах).
2. Нет нужды в калибровке (то есть на ЦФ не влияют старение компонентов, температурные дрейфы и окружающая среда).

3. Гибкость (программное изменение параметров без изменения элементной базы, что невозможно в аналоговых фильтрах) [1, с. 28].
4. Возможность работы при очень низких частотах.
5. Могут иметь параметры, недоступные или сложно-реализуемые аналоговыми фильтрами (например, устранение помех электрической сети на частоте 50-60 Гц) [2].

Основными преимуществами аналоговых фильтров (АФ) по отношению к цифровым являются:

1. Работа на высоких частотах (частота ЦФ ограничена частотой Найквиста).
2. Скорость работы (например, цифровые КИХ фильтры затрачивают крайне много ресурсов, из-за чего требуются большие мощности для их реализации. Чем больше ресурсов используется, тем ниже скорость обработки).
3. Проблемы работы в режиме реального времени.
4. Высокая стоимость [3].

Несмотря на всеобщую применяемость аналоговых фильтров, далее будут рассмотрены некоторые возможности именно цифровой фильтрации в пакете Matlab на примере сигнала электрокардиограммы.

На рисунке 1 приведены графики вышеупомянутой ЭКГ до и после фильтрации, произведенной встроенным пакетом Signal Analyzer.

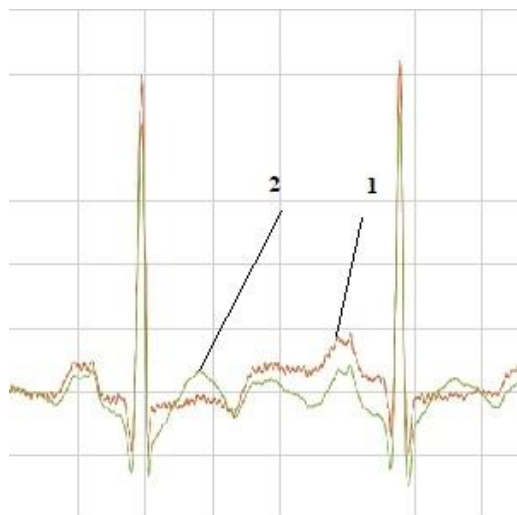


Рисунок 1 – Электрокардиограмма
1 – без фильтров, 2 – с фильтрами

Для того, чтобы избавиться от постоянной составляющей, был использован фильтр верхних частот на частоту среза 5 Гц, для избавления от высокочастотных колебаний – фильтр нижних частот с частотой среза 10 Гц [4].

Однако не все так просто с цифровыми фильтрами, как может показаться на первый взгляд. Поскольку речь идет о фильтрации биомедицинской информации, то необходимое внимание должно уделяться точности обработки.

Чтобы построить полосовой фильтр высокой точности, пропускающий частоты от 5 до 10 Гц, как в нашем случае, может потребоваться довольно много ресурсов. Рассмотрим фильтры с конечной (КИХ) и бесконечной (БИХ) импульсными характеристиками. Последние могут быть как цифровыми, так и аналоговыми.

Используя пакет Filter Designer того же Matlab построим КИХ и БИХ фильтры. В результате получим линейные фазовую и групповую задержки для КИХ фильтра, что говорит о высокой точности и линейности фильтра, который, однако, имеет «длину» в 334 элемента (умножители, сумматоры и линии задержки), что будет замедлять работу и требовать более производительное «железо».

БИХ фильтр напротив, имеет худшие показатели линейности и точности, но «длина» фильтра почти в 42 раза меньше и составляет 8 элементов. Если же реализовывать аналоговый БИХ фильтр, скажем, 2 порядка Баттерворта, то потребуются довольно большие номиналы емкостей и резисторов, что отразится на размерах фильтра, кроме того, линейность такого фильтра будет под вопросом.

Подводя некоторый итог стоит сказать о важности как аналоговой, так и цифровой фильтрации, выбор которых осуществляется в связи с поставленными задачами и имеющимися ресурсами. Если речь идет о высокой точности и изменчивости сигналов, находящихся в низкочастотном диапазоне, то свое предпочтение отдаю цифровым фильтрам. Напротив, в высокочастотных и высокоскоростных схемах будет целесообразно применять аналоговые фильтры. Каждые из которых с легкостью можно промоделировать и сравнить в различных средах моделирования.

Библиографический список

1. Айфичер Э.С., Джервис Б.У. Цифровая обработка сигналов: практический подход/ Э.С. Айфичер, Б.У. Джервис; пер. с англ. под редакцией А.В. Назаренко. – М.:Издательский дом «Вильямс», 2004. – 992 с.
2. Цифровые фильтры в каналах передачи одномерных сигналов: сайт национальной библиотеки имени Н.Э. Баумана [Электронный ресурс]. URL: <https://ru.bmstu.wiki/> (дата обращения 21.10.2021).

3. Цифровые фильтры – конспект лекций: сайт Владимира Леонидова [Электронный ресурс]. URL: <https://leonidov.su/ru/digital-filters-lecture-notes/> (дата обращения 21.10.2021).
4. Основы ЦОС: сайт MATLABinRussia [Электронный ресурс]. URL: <https://www.youtube.com/channel/UCtuwVWw9H06uaTadcyO570A> (дата обращения 19.10.2021).

УДК 681.518.3

ПРИНЦИПЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ ПОМОЩИ ОПТИЧЕСКОЙ КООРДИНАТНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ ТОПОМЕТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ATOS

Г.А. Лупин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен принцип измерения деталей сложной конфигурации бесконтактным методом при помощи использования оптической координатно-измерительной топометрической системы Atos

Ключевые слова: *оптические измерения, принцип триангуляции, оцифровка объектов.*

MEASUREMENT PRINCIPLES WITH THE ATOS OPTICAL COORDINATE MEASURING TOPOMETRIC SYSTEM

G.A. Lupin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The principle of measuring parts of complex configuration by a non-contact method using the optical coordinate-measuring topometric system Atos is considered

Key words: *optical measurements, the principle of triangulation, digitization of objects.*

Самые разные отрасли промышленности используют координатно-измерительные системы для оцифровки поверхностей изделий. Способ, с помощью которого реальное изделие сравнивается с теоретическими данными (чертежом, математической моделью) и вычисляется разница между ними.

Некоторые отрасли, в которых применяется данная технология:

- Дизайн
- Проектирование
- Машиностроение
- Контроль качества

Система оцифровки Atos (Advanced Topometric Sensor – Продвинутый Топометрический Сенсор) сканирует объекты измерений легко и быстро с высокой точностью и высоким разрешением. Система Atos работает по принципу триангуляции. В процессе измерений система Atos (рис.1) проецирует интерференционные полосы на объект измерения и в этот момент обе камеры делают снимки объекта. В зависимости от модификации, при измерении получается разное количество точек с поверхности объекта. Для того чтобы полностью оцифровать объект потребуется несколько отдельных сканирований с разных положений. После система трансформирует все полученные сканы в одну систему координат. Для этого система использует опорные точки (круглые маркеры). Необходимо наклеить данные маркеры либо непосредственно на объект, либо на поверхности рядом с ним. Если оператор размещает маркеры рядом с объектом, то можно использовать различные приспособления, например, поворотные столы, рамки, контрольные приспособления.

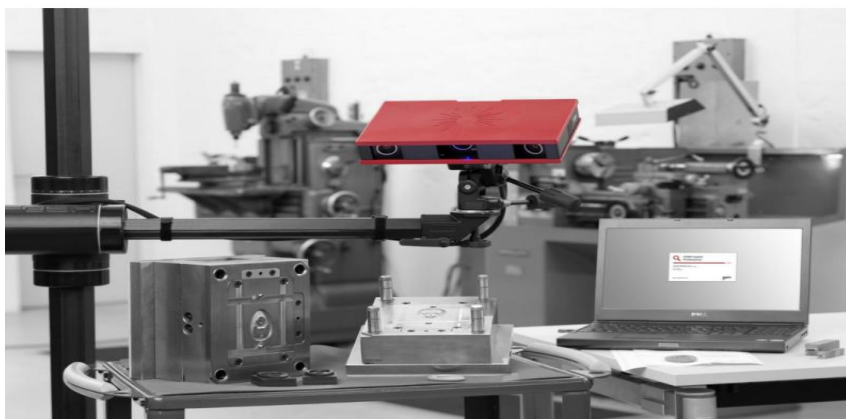


Рис. 1 – Оптическая координатно-измерительная система Atos

Система Atos – это самостоятельная, независимая измерительная система.

Список основных элементов измерительной системы:

- Сенсор, состоит из:
 - Две камеры
 - Проектор
 - Контроллер
- Штатив (для неавтоматизированных измерений)
- Высокопроизводительный компьютер или ноутбук

Для автоматизации процесса можно из нескольких вариантов.

Чтобы оцифровать разные стороны объекта измерения, например, верхнюю поверхность будет необходимо две или более серий измерений. Имеется возможность трансформировать обе серии измерений друг в друга, используя общие опорные точки. Для этого, объект измерения должен быть обклеен маркерами, которые сенсор распознает с обеих сторон. Общие опорные точки должны быть видны как при измерениях верхней стороны объекта, так и при измерениях нижней стороны. Для точных измерений необходимо как минимум, три общих, хорошо распределенных опорных точек. Для получения трансформации высокого качества, GOM рекомендует использовать более трех общих опорных точек. Для того, чтобы гарантировать, что трансформация верна, объект измерения не должен двигаться на поворотном столе при оцифровке.

Процедура позиционирования объекта измерения на поворотном столе:

1. Необходимо расположить объект измерения на поворотном столе

Установить сенсор под 45° по отношению использовать поворотные столы, стойки вертикального перемещения и роботов. Модификации систем различаются методами проецирования, интерференционными полосами, камерами и измерительными объемами. Вычисление координат 3D точек производится в программном обеспечении GOM (только для операционной системы Windows).

Для процесса сканирования необходимо свободно расположить сенсор по отношению к сканируемому объекту. Камеры сенсора будут фиксировать интерференционные полосы на поверхности объекта, которые проецирует сенсор во время сканирования. В течение нескольких секунд ПО вычисляет миллионы (в зависимости от типа сенсора) высокоточных 3D точек после каждого сканирования. Для того, чтобы отсканировать объект полностью, нужно произвести сканирование с разных положений объекта (сенсора). Если при измерениях используются опорные маркеры, то отдельные сканы будут совмещаться в одну систему координат. Оператор имеет возможность контролировать ход оцифровки непосредственно на мониторе. Для обеспечения точных измерений даже в промышленной среде во время каждого измерения система контролирует следующие условия:

- Статус калибровки системы
- Смещение объекта или сенсора во время выполнения сканирования
- Изменение окружающего освещения

Программное обеспечение управляет несколькими измерениями или объектами в нескольких стадиях. Таким образом, оператор может управлять повторными сканами деталей, таких как трехмерная полигональная сетка. Кроме того есть возможность управлять измерениями, которые проводились в течение определенного времени или которые представляют собой конкретное состояние объекта. Обзор проводника содержит только один объект, который работает как основной. Если есть необходимость управлять десятью сетками или десятью измерениями, обзор проводника содержит

только один элемент. Для десяти объектов, программа создает десять стадий, которыми оператор управляет с помощью Временной шкалы (Timeline). Временная шкала появляется автоматически, как только есть стадия в проекте.

Для оцифровки поверхности измеряемого объекта, сенсор Atos проецирует интерференционные полосы на объект, в то время как камеры записывают изображения. Если контраст полос слишком низкий, программное обеспечение не сможет вычислить 3D точки. Контраст поверхности зависит от типа поверхности. Идеальная поверхность – матовая и белая. Контраст на таких поверхностях высокий. Контраст на блестящих поверхностях или прозрачных поверхностях очень низкий. При измерении прозрачных или полупрозрачных поверхностей, свет проникает в поверхность. В таких случаях необходимо подготовить поверхность специальными средствами, например, напылить их диоксидом титана.

Сенсор Atos может сканировать только те области, которые видят камеры. Если объект измерения имеет много углов, какие-либо отверстия или другие 3D контуры, необходимы отдельные оцифровки данных элементов. Программное обеспечение также может преобразовывать измерения без опорных точек, используя метод наилучшего совпадения поверхностей.

После сканирования, все измерения в программном обеспечении представлены в виде предварительного просмотра. Во время полигонизации, программное обеспечение обрабатывает предварительное отображение сетки. Программное обеспечение преобразует предварительный просмотр сетки в одну сетку из непересекающихся треугольников. В зависимости от кривизны поверхности объекта измерения, полигональная сетка имеет различную плотность. Как только полигонизация выполнит следующие шаги:

- Уберет шум с учетом измерительного объема
- Устранит ошибки сетки
- Заполнит данные под опорными точками
- Сглаживание
- Прореживание

2. Оператор сможет выбрать качество постобработки полигонов к объекту измерения.

При сканировании измерительных объектов с отражающими поверхностями, например, детали из листового металла, двойные отражения на внутренних радиусах могут привести к пропуску или ложным данным измерений, будет необходимо несколько специальных положений сенсора, несколько измерений и/или ручное определение областей сканирования. С помощью функции обнаружения отражений (Reflection detection), можно получить данные измерения объектов с отражающими областями с меньшим количеством положений сенсора. Будет необходимо всего лишь одна позиция измерения и одно измерение.

В первую очередь, программное обеспечение обнаруживает области объекта измерения, которые влияют друг на друга с помощью двойных отражений. Затем, программное обеспечение автоматически создает до трех областей сканирования за одно измерение. Области сканирования не содержат каких-либо областей, которые влияют друг на друга с помощью двойных отражений. Затем, программное обеспечение автоматически создает до трех областей сканирования за одно измерение. Области сканирования не содержат каких-либо областей, которые влияют друг на друга с помощью двойных отражений. Созданные зоны сканирования называются проекционными масками. Программное обеспечение сохраняет проекционные маски вместе со всеми заданными параметрами при измерении. Программное обеспечение осуществляет частичные измерения для каждой проекции маски. Для частичных измерений, интерференционные полосы программного обеспечения на объекте. Программное обеспечение сочетает в себе частичные измерения для измерения.

Таким образом, оптическая координатно-измерительная топометрическая система Atos может применяться для быстрых и точных измерений деталей различной конфигурации, материала и размера.

Библиографический список

1. Метрология, стандартизация и измерения в технике связи: Учеб. пособие для вузов / Под ред. Б.П. Хромого. - М.: Радио и связь, 2006.
2. Метрология и электроизмерения в телекоммуникационных системах: Учебник для вузов / А.С. Сигов, Ю.Д. Белик. и др. / Под ред. В.И. Нефедова. - 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Высш. шк., 2005.
3. Руководство по эксплуатации оптических координатно-измерительных топометрических систем Atos core_ред. 19 апреля 2019.

УДК 621.317.619

ИЗМЕРИТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ БИОПОНЕНЦИАЛОВ ГЛАЗА

В.В. Николаева, И.Э. Идиятова, Р.Р. Ямгутдинов

Научные руководители – Демин А.Ю. д.т.н., профессор,
Мухамадеев Т.Р., д.м.н.

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа

ФГБОУ ВО «Башкирский государственный медицинский университет», г. Уфа

Рассмотрен возможный вариант прибора для регистрации постоянного потенциала глаза, описана его структура.

Ключевые слова: *постоянный потенциал глаза; моделирование; испытание; сборка.*

MEASURING DEVICE FOR RECORDING EYE BIOPOTENTIALS

V.V. Nikolaeva, I.E. Idiyatova, R.R. Yamgutdinov

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Bashkir State Medical University, Ufa

A possible variant of the device for registering the constant potential of the eye is considered, its structure is described.

Key words: *constant potential of the eye; modeling; testing; assembly.*

Зрение – основной механизм получения информации из внешнего мира. Одним из основных структурно-функциональных элементов глаза, отвечающих за восприятие изображения является сетчатка глаза, болезни которой могут послужить причиной потери зрения. Но своевременное выявление болезни становится залогом ее успешного лечения. Поэтому очень важно внедрять устройства, позволяющие выявлять патологические процессы в сетчатке. Изучение электрических параметров биологических объектов является развиваемым направлением в Уфимском государственном авиационном техническом университете [4-8]. Описываемое в данной статье устройство является совместной разработкой Уфимского государственного авиационного технического и Башкирского государственного медицинского университетов, клиничко-экспериментальные исследования проводились на клинической базе кафедры офтальмологии с курсом ИДПО БГМУ ЦЛВЗ «Optimed».

Одним из методов ранней диагностики нарушений процессов в сетчатке является регистрация изменений биоэлектрической активности – электроокулография, используемая для регистрации значений постоянного потенциала глаза. Измерения проводятся при продолжительной световой стимуляции сетчатой оболочки с помощью фундус-камеры.

Нормальные свето-темновые колебания постоянного потенциала обеспечивает правильное функционирование фоторецепторов и пигментного эпителия и отсутствие патологий. Такой метод используется как в клинических, так и в научно-исследовательских целях [3].

Для регистрации биопотенциала глаза используется такой прибор, как электроокулограф. Простейший электроокулограф включает следующие функциональные блоки: электроды, блок стимуляции, блок усиления биосигналов, блок фильтрации биосигналов, блок обработки биосигналов, устройство отображения информации.

В данной статье подробно рассмотрен блок усиления и фильтрации биосигналов, модель которого, выполненная в программном пакете Multisim, представлена на рисунке 1.

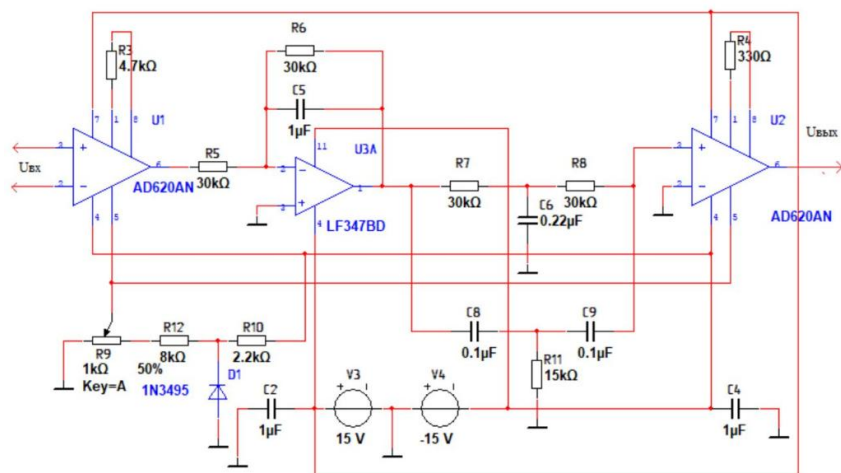


Рис.1 – Модель устройства

Для усиления сигнала использовались два дифференциальных операционных усилителя AD620 (Analog Devices) с коэффициентами усиления 10 и 100, на которые подавалось стабилизированное DC/DC преобразователем электропитание ± 15 В. Для обеспечения безопасности пациента первичным источником питания служили литиевые аккумуляторные батареи. Чтобы получить сигнал в нужном диапазоне частот использовался активный ФНЧ с граничной частотой 50 Гц, собранный на основе ОУ LF347 с коэффициентом усиления 1. Для устранения сетевых помех и наводок был применен режекторный фильтр, настроенный на частоту питающей сети. Для устранения смещения нуля к пятому выводу операционных усилителей подключена схема, состоящая из резисторов R9, R10, R12 и диода D1. При разработке основных технических решений использовалась литература [1,2].

Разрабатываемое устройство обладает следующими техническими характеристиками: питание осуществляется от двух Li-Ion аккумуляторов 3,7В 2200 мА*ч, коэффициент усиления 1000. Граничная частота фильтра низких частот 50 Гц.

Была проведена проверка эффективности работы собранного устройства в лаборатории. Малополяризующиеся Ag/AgCl кожные электроды накладывались на параллельные углы глаза, заземляющий электрод прикреплялся к мочке уха. Для продолжительной световой стимуляции использовалась фундус-камера. Исследование проводилось в течение

тридцати минут в темноте и при свете. Во время процедуры испытуемый непрерывно перемещал глазное яблоко из стороны в сторону. Информация о разности потенциалов фиксировалась электродами и затем передавалась на блок усиления и фильтрации. В качестве устройства визуализации использовались цифровой осциллограф АКИП-4108 первого класса точности и персональный компьютер. Была получена зависимость биопотенциала глаза от времени (рис.2).



Рис.2 – Зависимость постоянного потенциала глаза от времени

Исследование показало, что самый низкий уровень постоянного потенциала глаза зафиксирован в полной темноте, по мере увеличения освещенности наблюдалось постепенное увеличение постоянного потенциала. Полученный результат свидетельствует о правильной работе собранного устройства, что дает основание усовершенствовать его и использовать в клинических целях для диагностики патологий сетчатки глаза. Далее устройство будет использовано в научно-исследовательской работе [9] кафедры офтальмологии с курсом ИДПО БГМУ в г.Уфа.

Библиографический список

1. Гусев В.Г., Мулик А.В. Аналоговые измерительные устройства: Учебное пособие УГАТУ, Уфа, 1996. 147 с.
2. Мирина Т. В., Мирин Н.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем: учебное пособие / Т.В. Мирина, Н.В. Мирин; Уфимск. гос. авиац. техн. Ун-т. – Уфа, 2009, 2011. – 303 с.
3. Crystal Wang, Elizabeth Mittman. Final Project Extended Sight with EOG. [Электронный ресурс
https://web.mit.edu/6.111/www/f2016/projects/cyqwang_Project_Final_Report.pdf
]
4. A. Demin, D. Pashali and O. Yushkova, "Methods for rapid diagnosis of responsible units operators state," 2019 International Conference on Electrotechnical Complexes and Systems (ICOECS), 2019, pp. 1-4, doi:

10.1109/ICOECS46375.2019.8950006.

5. Денисенко А.В., Демин А.Ю. Исследования динамики изменения электрического сопротивления точек акупунктуры //Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2019. Сборник трудов XXXII Всероссийской НТК студентов, молодых ученых и специалистов. Под общей редакцией В.И. Жулева. 2019. С. 275-277.

6. Петрова И.Р., Демин А.Ю. Неинвазивные методы измерения сердечного выброса //Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы - 2016. материалы конференции. Рязанский государственный радиотехнический университет. 2016. С. 402-405.

7. Мац Д.Д., Демин А.Ю. Электрическая активность кожи и области ее применения //Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы - 2016. материалы конференции. Рязанский государственный радиотехнический университет. 2016. С. 95-97.

8. Гусев В.Г., Мирина Т.В., Тырнова Т.П., Дёмин А.Ю. Электрические свойства кожного покрова человека: новые данные //Биофизика. 2014. Т. 59. № 1. С. 191-195.

9. Mukhamadeev TR, Yamgutdinov RR, Vafiev AS, Kalmetyev AKh, Yamlikhanov AG, Tumashinov VN. Autonomous device for registration of direct current potential of eye in experiment and clinic. Saratov Journal of Medical Scientific Research 2018; 14 (4): 910-913.

10. Вафиев А.С., Дибаяев Т.И., Азнабаев Б.М. Роль электрофизиологических методов исследования в диагностике заболеваний сетчатки и зрительного нерва. Медицинский вестник Башкортостана 2018; 13 (1): 113-115.

11. К.В. Зайченко, О.О. Жаринов, А.Н. Кулин, Л.А. Кулыгина, А.П. Орлов. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб.пособие СПбГУАП, СПб., 2001. 140 с.

УДК 612.822.3

МЕХАНИЗМ МЕТОДА БИОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ НА УЗЛОВЫЕ НЕЙРОННЫЕ СТРУКТУРЫ АКУСТИЧЕСКИМИ СТИМУЛАМИ

Р.А. Куликов

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

Рассмотрен механизм метода биоакустической коррекции, как способ активации процессов нейропластичности, спровоцированной сенсорным воздействием. Предложена структурная схема устройства.

Ключевые слова: биоакустическая коррекция, нейропластичность.

THE MECHANISM OF THE BIOACOUSTIC CORRECTION METHOD WHEN EXPOSED TO NODAL NERVE STRUCTURES BY ACOUSTIC STIMULI.

R.A.Kulikov

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The mechanism of the bioacoustic correction method is considered as a way to activate neuroplasticity processes provoked by sensory exposure. A block diagram of the device is proposed.

Key words: bioacoustic correction, neuroplasticity.

Биоакустическая коррекция - это метод, в основу которого положен принцип обратной связи, то есть параметр регистрируется, а затем происходит преобразование и возвращается источнику в обработанном виде. В основе терапевтического применения метода БАК заложены принципы произвольной саморегуляции. Концепция произвольной саморегуляции заключается в активации естественных процессов саморегуляции и восстановительных функций организма, которые в норме осуществляются произвольно, но оказались подавлены в результате неблагоприятного сочетания факторов внешней среды. Активация естественных восстановительных процессов осуществляется акустической стимуляцией, скоррелированной с текущей биоэлектрической активностью мозга.

Адаптация мозга выражается в процессах нормального пре- и постнатального созревания, которая возможна за счет непрерывного процесса сборки и гибели функциональных клеточных структур. Нейроны способны попеременно включаться в состав разных клеточных объединений и создавать пластичные нервные модули разной степени сложности в соответствии со сложностью поведенческой задачи, которую «решает» мозг. Это свойство мозга обозначается как нейропластичность [1]. Под этим термином подразумевают способность нервной системы в ответ на внутренние и внешние стимулы адаптироваться путем оптимальной структурно-функциональной перестройки. Эти структурно-функциональные перестройки затрагивают процессы связеобразования между нейронами.

В экспериментальных исследованиях клеточных механизмов обучения и памяти на простых нервных системах моллюсков было показано, что совпадение во времени возбуждений пре- и постсинаптической мембран является триггером внутриклеточных процессов приводящих к экспрессии определенных локусов генома, синтезу соответствующих белковых единиц и, тем самым, долговременному изменению проводимости синапса и долговременному изменению электрофизиологических свойств отдельных мембранных компартментов нейрона [2].

В методе БАК реализован принцип скоррелированности эндогенной и афферентной нейродинамики. За счет введения обратной связи происходит

«связывание» эндогенных процессов и акустического воздействия. Условием для синхронизации активности значительных массивов нейронных популяций является предъявление звуков, время возникновения и параметры которых скоррелированы с событиями регистрируемой ЭЭГ. Сенсорные стимулы вызывают нейронную активность у анализаторных структур в соответствии с суммарной нейронной активностью при снятии параметров ЭЭГ. Синхронизация нейронной активности, регистрируемой в ЭЭГ с активностью анализаторных, а также ассоциативных и эмоциогенных структур, включает процессы нейропластичности и на их основе инициирует процессы связеобразования между этими клеточными группами.

Для реализации этого принципа разработана структурная схема системы, представленная на рисунке 1.

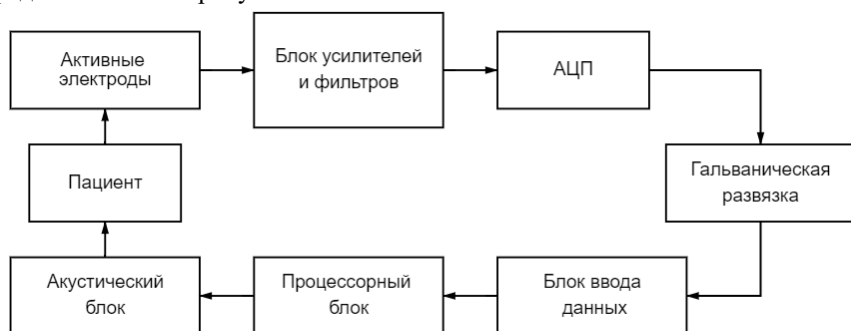


Рис. 1 – Структурная схема метода БАК

Биопотенциалы головного мозга регистрируются в режиме монополярного отведения с объединенным ушным электродом с 4-х датчиков, размещенных на голове пациента в положении правый лоб, левый лоб, правый затылок, левый затылок. Биопотенциалы головного мозга усиливаются, проходят предварительную аналоговую фильтрацию и оцифровываются. Далее информация через интерфейс с гальванической развязкой передается в компьютер. Программный пакет комплекса обеспечивает формирование массивов значений поступающих сигналов, их цифровую фильтрацию, преобразование поступающих сигналов в звуковой образ, отображение этих сигналов в реальном времени на экране ПК, сохранение введенных данных на жестком диске компьютера и их последующую обработку. Сформированный звуковой образ через стандартный аудио выход поступает на акустическую систему или головные телефоны и предъявляется пациенту в реальном времени.

Метод БАК является разновидностью сенсорной стимуляции, в которую входят также методе Томатиса и БОС.

Метод Томатиса состоит в чередовании звуковых каналов, которые передают одно сообщение с разной интенсивностью и разным тембром. Это чередование задействует слуховые мышцы, то есть запускает ориентировочный рефлекс. Звук передается двумя путями: путем костной проводимости, вызванной вибрацией в верхней части черепа, и путем воздушной проводимости, при которой звуковые колебания передаются барабанной перепонке левого и правого уха.

Биологическая обратная связь – это процедура, которая заключается в непрерывном слежении в режиме реального времени за некоторыми физиологическими показателями и сознательном управлении ими, то есть усилении или ослаблении их с помощью зрительных, слуховых, тактильных и других стимулов.

Библиографический список

1. Семченко В.В., Степанов С.С., Боголепов Н.Н., Синаптическая пластичность головного мозга. М., 2014.
2. Балабан П.М., Коршунова Т.А., Сетевые, клеточные и молекулярные механизмы пластичности в простых нервных системах. Успехи физиологических наук. 2011, т. 42, №4, с. 3-19.

УДК 615.47

СТРУКТУРНАЯ СХЕМА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ АПНОЭ

С.Н. Хамзин

Научный руководитель – Иванова Н.С., старший преподаватель
ФГБОУ ВО “Уфимский государственный авиационный технический
университет”, г. Уфа

В данной работе рассматривается патент для регистрации апноэ у пациента. На основе этой информации предложена структурная схема устройства для регистрации апноэ у новорожденных детей.

Ключевые слова: апноэ, структурная схема, патент.

BLOCK DIAGRAM OF A DEVICE FOR RECORDING APNEA

S.N. Hamzin

Scientific director – N.S. Ivanova, senior teacher
“Ufa state aviation technical university”

This paper discusses a patent for the registration of apnea in a patient. On the basis of this information, a block diagram of a device for recording apnea in newborns has been proposed.

Keywords: apnea, block diagram, patent.

Остановка дыхания у спящего ребенка, или апноэ сна, может быть следствием самых различных причин, начиная от особенностей возрастной физиологии и заканчивая серьезными заболеваниями, вызванными генетическими мутациями. Вследствие недостаточного морфологического и функционального развития дыхательной системы ребенка, родившегося раньше положенного срока, у него зачастую регистрируются остановки дыхания на 20 и более секунд (паузы бывают и короче), сопровождающиеся замедлением сердечного ритма (брадикардией) и снижением уровня кислорода в крови.

Апноэ во время сна необходимо регистрировать у младенцев для того, чтобы врачи или родители принимали необходимые меры. Регистрировать апноэ можно с помощью температурного датчика, закрепленного под носом младенца, что убирает необходимость закреплять на лице новорожденного маски, доставляющие ему неудобства. При дыхании температура датчика будет изменяться во времени, при вдохе уменьшаться, при выдохе увеличиваться. Если же у ребенка во время сна остановится дыхание, то устройство заметит отсутствие изменения температуры и просигнализирует об этом.

Для реализации данного устройства предлагается следующая структурная схема:

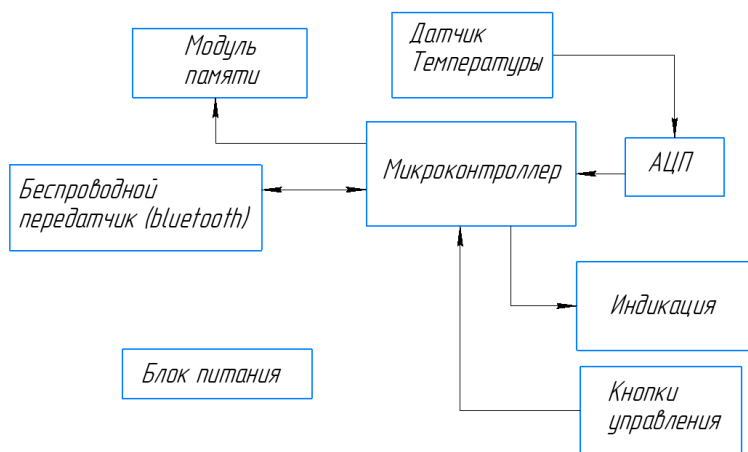


Рис. 1 – Структурная схема устройства для регистрации апноэ

Датчик температура снимает показатель и значение, пройдя через АЦП, поступает в микроконтроллер. Микроконтроллер, обрабатывая данные определяет появление апноэ у ребенка и сигнализирует об этом через звуковую индикацию. Устройство управляется через кнопки управления, отображает через световую индикацию готовность к работе и идущий мониторинг дыхания. Так же в устройстве предусмотрено наличие модуля

памяти, и беспроводной Bluetooth передатчик. В блоке идет запись на SD-карту параметров температуры и времени, по которым можно через компьютер просмотреть график зависимости температуры датчика от времени и понять в какое время произошло апноэ. В случае домашнего использования, устройство можно подключить через Bluetooth к телефону, имея специальное приложение. В приложении можно дистанционно управлять устройством и в него также будет идти запись зависимости температуры датчика от времени, которое можно будет изучить.

Библиографический список

1. Ying Chen, Fei Liu, Bingwei Lu, Yingchao Zhang, Xue Feng. Skin-like hybrid integrated circuits conformal to face for continuous respiratory monitoring // Патент 10.1002/aelm.202000145; дата публикации 09.06.2020 // <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aelm.202000145>
2. Интернет-источник: <https://uni-medica.ru/info/blog/apnoe-u-mladentsev-i-detey-do-goda/>

УДК 681.518.3

ПРИНЦИПЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ ПОМОЩИ ТРЕХМЕРНОГО КООРДИНАТНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ROMER ABSOLUTE ARM

Г.А. Лупин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен принцип измерения деталей разнообразной конфигурации при помощи использования трехмерного координатно-измерительного устройства Romer absolute arm

Ключевые слова: координатно-измерительное устройство, сканирование объектов.

PRINCIPLES OF MEASURING WITH THE THREE-DIMENSIONAL COORDINATE MEASURING DEVICE ROMER ABSOLUTE ARM

G.A. Lupin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The principle of measuring parts of various configurations using a three-dimensional coordinate measuring device Romer absolute arm is considered.

Key words: coordinate measuring device, object scanning.

ROMER ABSOLUTE ARM представляет собой портативное шарнирное (Рис.1), со многими степенями свободы трехмерное координатно-измерительное устройство, изготовленное из высококлассного углепластика с присущей ему температурной стабильностью. Конструкция удваивает и улучшает возможности подвижности и досягаемости по сравнению с человеческой рукой (в плече, локте и запястье). Каждый элемент обладает несколькими степенями свободы (2 в плечевом шарнире, 2 в локтевом шарнире, 3 в запястном шарнире). Это означает наличие 7 осей вращения. Эти оси условно обозначаются как A / B / C / D / E / F / G . Оси A и B относятся к плечу руки, оси C и D – к локтю, а E, F и G – к запястью. Размещенные на каждой из осей кодовые датчики положения считывают углы поворота осей, на основе которых вычисляется положение центра щупа. Оси A, C, E и G являются осями бесконечного вращения, что обеспечивает удобство при эксплуатации.

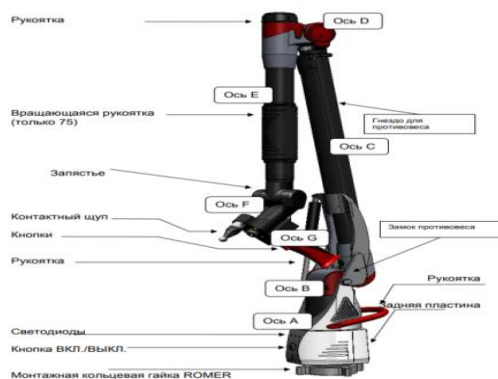


Рис.1 – Общий вид руки

На конце руки (т.е. на оси G) находится рукоятка для установки и управления щупом, который закрепляется при помощи разъема ТКJ. Щуп автоматически распознается и выбирается программным обеспечением. 3 кнопки на рукоятке могут использоваться для измерения точек, удаления ошибочных данных, подтверждения сообщений в окнах сообщений и прочих программных функций.

ABSOLUTE Absolute Arm управляется RDS, который представляет собой сервер интерфейса между рукой и прикладным программным обеспечением. RDS позволяет конфигурировать функции руки, протокол передачи данных, калибровать щупы, выполнять проверку системы и множество других действий.

На время, пока рука не используется, оператору следует перевести ее в положение покоя. Положение покоя руки это вертикальное положение, при этом локтевой шарнир согнут под углом примерно 180°. Переведите руку в

крайнее верхнее положение, после этого она сможет самостоятельно удерживаться в положении покоя. При необходимости перевода руки в положение покоя на длительное время или для укладки руки в футляр зафиксируйте противовес с помощью стопора: рука будет зафиксирована в безопасном положении, и ее будет невозможно опустить. Во избежание ударов локтевого шарнира руки о какое-либо препятствие сверху, целесообразно заблокировать противовес с помощью стопора. В таком заблокированном положении руку также можно держать под наклоном (например, под углом 45°) во избежание ударов о низкий потолок, или когда необходимо измерить и оцифровать малый объект. Опустите локтевой шарнир руки вниз и заблокируйте его так, чтобы получить удобное положение.

Щупы с датчиком касания (touch trigger probes, ТТП) производят измерение координат точек автоматически при касании шариком щупа измеряемой поверхности. Эти щупы снижают степень усилия на измеряемую поверхность в момент соприкосновения с ней щупа. Это очень удобно для измерения мягких поверхностей, движущихся частей. Щуп с датчиком касания состоит из основы с разъемом ТКJ, на которой может быть установлен датчик М6 ТТП. На ROMER Absolute Arm может использоваться щуп с измерительной головкой любого диаметра. Выбор того или иного щупа зависит в основном от объекта измерений: - Каковы размеры детали, подлежащей измерению? Диаметр измерительной головки должен быть адаптирован к измеряемой детали.

Какова степень шероховатости поверхности измеряемой детали? Измерительная головка большого диаметра пропустит неровности поверхности, в то время как при использовании головки малого диаметра они будут интегрированы в измерения. Любой контактный щуп калибруется с учетом всех отклонений с тем, чтобы не зависимо от его ориентации, координаты шарика оставались неизменными. Нет необходимости следить за тем, чтобы щуп все время находился под прямым углом к поверхности. При использовании удлинителя измерительной головки рекомендуется снизить усилие на стержень удлинителя, а также изгиб. Для этого щуп должен располагаться перпендикулярно к измеряемой поверхности. Чисто с теоретической точки зрения, для каждого типа измеряемого объекта есть минимальное количество точек, необходимое для расчета. Например, для плоскости необходимо, по крайней мере, 3 точки для получения величины. Поэтому, важно получить как минимум одну дополнительную точку (т.е. для плоскости 4 точки) для коррекции погрешности геометрии, которую дает либо сам объект, либо измерения. Чем больше считывается точек, тем точнее измерения. Расчет по 1000 точкам даст лучшее среднее значение, чем по 5 точкам. Использование точек разрыва (при удержании ВР1 в нажатом положении) является быстрым и легким способом получения такого высокого количества точек. Поэтому, при считывании точек разрыва

пользователь должен следить за тем, чтобы щуп всегда касался поверхности измеряемого объекта. В большинстве случаев нет необходимости получения такого большого количества точек (измерение стабилизируется после считывания определенного количества точек), кроме случаев, когда измеряемая деталь имеет очень высокую погрешность геометрии, или если деталь очень мала и т.д.

Некоторое программное обеспечение содержит специальные функции. Пользователь получает указания по считыванию точек в заданных местах. Это удобно, например, для измерений очень тонкой окружности, или поиска конкретных координат XYZ и проч. В этом случае слышится звуковой сигнал, и точка считывается, как только щуп оказывается в пределах наведения. Для указанных функций, а также для любых других случаев, удобным может стать ручное наведение измерительной головки щупа второй свободной рукой для его точного расположения. Чем ближе рука пользователя к измерительной головке щупа, тем более стабильными будут измерения, и тем более точным будет расположение. ROMER Absolute Arm уравновешена, т.е. при проведении измерений нет необходимости держать руку на локтевой шарнир. Противовес работает сам, а пользователь просто держит руку за запястный шарнир для того, чтобы подвести щуп к измеряемой детали и нажать кнопку считывания точек.

Но в некоторых случаях может возникнуть необходимость поддерживать локтевой шарнир руки во избежание ударов о внешние предметы или при использовании мыши для дистанционного управления, когда рука находится в горизонтальном положении проч. В этом случае при работе с серией 75 просто держитесь за рукоятку локтевого шарнира, следя за тем, чтобы не ограничивать движение осей руки.

При выполнении измерений для расчета измеряемой детали программное обеспечение использует координаты центральной точки шарика щупа, а не точки касания. Программное обеспечение затем выполняет расчет измеряемой детали и прибавляет радиус или корректирует на радиус щупа:

- Плоскость: пересчет плоскости вдоль ее собственного вектора с учетом величины радиуса.

- Окружность, цилиндр, сфера или подобные объекты: прибавление или вычитание диаметра щупа из диаметра измеряемой детали.

- Контроль поверхности: пересчет точки вдоль вектора номинальной поверхности с учетом величины радиуса.

- Простая 3D точка: так как неизвестна сторона соприкосновения, коррекцию выполнить невозможно. Даже если нет необходимости в том, чтобы щуп находился под прямым углом к поверхности, для получения правильной коррекции на радиус необходима минимальная

ориентация щупа, т.е. щуп должен быть направлен на измеряемый объект.

Существует возможность управления курсором мыши на компьютере путем перемещения руки. Это позволяет пользователю управлять функциями измерительного программного обеспечения без необходимости подходить к компьютеру. Для управления перемещением курсора мыши используются оси E и F соответственно: Для вертикального положения локтевого шарнира.

- Вращайте ось F относительно центрального положения для того, чтобы переместить указатель мыши вверх и вниз относительно центра экрана.

- Вращайте ось E относительно положения 90°, для того, чтобы переместить указатель мыши влево и вправо относительно центра экрана.

- В горизонтальном положении функции осей E и F меняются местами.

При измерении точек, подтверждении геометрии или выполнении других операций с помощью руки, последняя выдает звуковые сигналы. Сигнал с низким тоном обычно означает отмену, возврат, отказ или удаление. Сигнал с высоким тоном обычно означает подтверждение, вперед, готовность или завершение. Многие сигналы являются контекстно-зависимыми, и пользователь узнает их значение по мере работы с прибором.

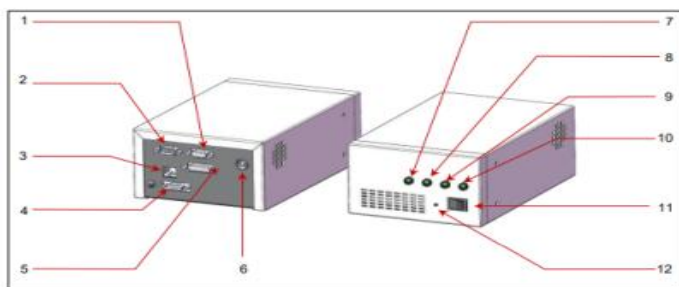


Рис.2 – Сканер Hexagon CMS: 1. Питание разогрева 2. Сервисно-диагностический разъем 3. ЛВС 4. Датчик 5. Внешний дистанционный запуск 6. Вход, постоянный ток, 24 В. 7. Переключатель питания 8. Датчик ВКЛ./ВЫКЛ. 9. Вывод ПК 10. СОМ-порт 11. Питание блока 12. Датчик питания.

С рукой Absolute Arm можно использовать несколько видов трехмерных устройств сканирования и оцифровки: сканер Hexagon CMS (Рис.2), или иные системы от сторонних производителей. Сначала, установите руку в соответствии с указаниями данного руководства, затем обратитесь к соответствующему разделу за указаниями по установке и настройке сканера

Таким образом, Romer absolute arm может применяться для контактных и бесконтактных измерений различных материалов, конфигураций деталей с высокой скоростью, а так же с минимальными затратами по времени на обучение персонала.

Библиографический список

1. Метрология, стандартизация и измерения в технике связи: Учеб. пособие для вузов / Под ред. Б.П. Хромого. - М.: Радио и связь, 2006.
2. Метрология и электроизмерения в телекоммуникационных системах: Учебник для вузов / А.С. Сигов, Ю.Д. Белик. и др. / Под ред. В.И. Нефедова. - 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Высш. шк., 2005.

УДК 621.317.616

**СРЕДСТВА ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ТЕЛА
ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МНОГОКАНАЛЬНОГО
МОДУЛЯ СБОРА БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ**

И.В. Гавриков, М.Б. Каплан

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен принцип оценки электрических сигналов тела человека с помощью многоканального модуля сбора биомедицинской информации.

Ключевые слова: оценка сигнала, многоканальный модуль, биомедицинская информация.

**MEANS FOR ASSESSING ELECTRIC SIGNALS OF THE HUMAN BODY
USING A MULTICHANNEL MODULE FOR COLLECTING
BIOMEDICAL INFORMATION**

I.V. Gavrikov, M.B. Kaplan

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The principle of assessing the electrical signals of the human body using a multichannel module for collecting biomedical information is considered.

Key words: signal assessment, multichannel module, biomedical information.

Сердечно-сосудистые заболевания являются самой распространенной причиной смерти людей. Сократить смертность позволяют современные средства диагностики различных патологий. Одним из таких средств является ЭКГ (электрокардиограмма) – определение показателей сердечного ритма. Данное обследование является очень простым, неинвазивным (не травмирующим ткани) и информативным. В рамках диагностики регистрируется активность сердечной мышцы. Результаты фиксируются по окончании исследования и могут тут же оцениваться врачом.

В свою очередь, для своевременной диагностики негативных нарушений в сосудах головного мозга применяются ЭЭГ – электроэнцефалограмма. Это

наиболее информативное и доступное средство обследования, которое не вредит пациенту и может безопасно использоваться в детском возрасте. Энцефалограмма головы представляет собой исследование жизненно важного органа посредством воздействия на его клетки электрическими импульсами. Средство определяет биоэлектрическую активность головного мозга, является очень информативным и наиболее точным, так как показывает полную клиническую картину: уровень и распространение воспалительных процессов; наличие патологических изменений в сосудах; ранние признаки эпилепсии; степень нарушения мозгового функционирования вследствие патологий нервной системе; последствия инсульта или оперативного вмешательства. ЭЭГ помогает следить за изменениями в мозге, как структурными, так и обратимыми. Это позволяет мониторить деятельность жизненно важного органа во время терапии, и корректировать лечение выявленных заболеваний. Электромиография (ЭМГ) – средство исследования, позволяющее регистрировать электрическую активность групп скелетных мышц в состоянии покоя и при произвольном их сокращении. Для проведения исследования в мышцу через кожу вводят игольчатый электрод и регистрируют с помощью осциллоскопа электрический разряд в мышце.

Электромиографическое обследование является примером прикладной нейрофизиологии и, следовательно, функциональным исследованием, отвечающим на определенные клинические вопросы. Прежде всего, это касается патофизиологического состояния нервно-мышечного аппарата и целом с преобладанием поражения тех или иных элементов ДЕ (Двигательная единица). В связи с участвовавшими случаями заболеваний сердечно-сосудистой системы и головного мозга человека, необходимо иметь прибор, способный своевременно диагностировать отклонения в физиологии организма для предупреждения дальнейшего развития болезни. Рассмотрение основных принципов, средств снятия и обработки сигнала разрабатываемого модуля сбора биомедицинской информации позволит лучше узнать, как именно, с технической точки зрения, происходит взаимодействие с организмом человека и дальнейшая обработка сигнала.

Принцип снятия и оценки сигнала состоит из нескольких этапов, включающих в себя работу как с аппаратной, так и с программной частью устройства.

Сигналы, снятые электродами (Э) с биологического объекта, поступают на вход инструментального усилителя (ИУ). В зависимости от типа измерительного канала, на вход ИУ может поступать сигнал «референсного» электрода. Инструментальный усилитель служит для предварительного усиления сигнала в К раз и подавления синфазной составляющей сигнала. Также инструментальный усилитель позволяет задать смещение сигнала во избежание его попадания в область отрицательных напряжений. Для

осуществления регулировки коэффициента усиления используется ИУ с цифровой регулировкой усиления через Serial Peripheral Interface (SPI).

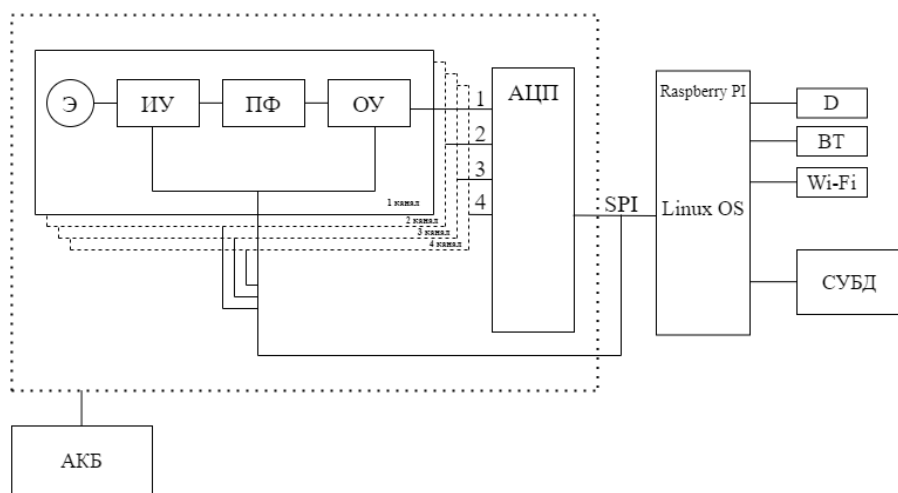


Рисунок 1 – Структурная схема модуля сбора биомедицинской информации: Э – электроды; ИУ – инструментальный усилитель; ПФ – полосовой фильтр; ОУ – операционный усилитель; АЦП – аналогово-цифровой преобразователь; D – дисплей; BT – модуль Bluetooth; Wi-Fi – модуль Wi-Fi; СУБД – система управления базой данных; АКБ – аккумуляторная батарея.

После предварительного усиления сигнал подвергается обработке полосовым фильтром (ПФ) с целью подавления сигналов, выходящих за границы информативного сигнала в частотной области.

Следующая ступень обработки аналогового сигнала – операционный усилитель (ОУ), служащий для согласования сигнала и динамического диапазона аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Усилитель также имеет регулируемый коэффициент усиления, выставяемый цифровым образом через интерфейс SPI.

АЦП преобразует аналоговый сигнал в цифровой для дальнейшей обработки и анализа цифровыми средствами процессора.

Одноплатный персональный компьютер Raspberry PI с помощью интерфейса SPI считывает информацию с АЦП с целью обработки и анализа путем различных математических методов. В зависимости от уровня сигнала и тенденций его изменения RPI может изменять коэффициенты усиления усилителей соответствующего канала, чтобы обеспечить наилучшее

разрешение сигнала в каждый момент времени.

Посредством Display Serial Interface ПК взаимодействует с сенсорным дисплеем (D) с целью отрисовки примитивов интерфейса, а также получения управляющих команд пользователя.

Также ПК Raspberry PI обладает необходимыми интерфейсами связи. Поскольку устройство является портативным, наиболее важно наличие WI-FI и Bluetooth (BT). Для дальнейшего хранения и передачи данных в информационно-измерительные системы отлажена связь программной части одноплатного компьютера с системой управления баз данных (СУБД), где в универсальном формате данные структурируются по таблицам.

Таким образом, в данном проекте рассмотрен принцип оценки электрических сигналов тела человека с помощью многоканального модуля сбора биомедицинской информации, обработка и передача данных для дальнейшей оценки и хранения полученных сигналов в информационно-измерительных системах.

Библиографический список

1. ЭКГ. Руководство по электрокардиографии, Орлов В.Н.
2. Консультативно-диагностическая поликлиника Е.М. Нигинского (nord-med.ru, электронный ресурс).
3. ФГБОУ ВО «ЮЗГУ», кафедра вычислительной техники, методические указания по дисциплине «Электротехника, электроника и схемотехника».

УДК 532.57.08

ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ РАСХОДА МОЛОКА

К.А. Кулькова, С.Г. Гуржин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены вопросы построения системы бесконтактного измерения расхода молока. Предложена структура системы с ультразвуковыми датчиками интенсивности потока молока и виртуальные средства для ее реализации в среде графического программирования LabVIEW.

Ключевые слова: бесконтактные измерения, расход молока, ультразвуковой датчик, интенсивность потока, виртуальные приборы.

CONSTRUCTION OF A CONTACTLESS MILK FLOW MEASUREMENT SYSTEM

K.A. Kulkova, S.G. Gurzhin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The issues of constructing a system for non-contact measurement of milk consumption are considered. The structure of a system with ultrasonic sensors of milk flow intensity and virtual tools for its implementation in the LabVIEW graphical programming environment are proposed.

Key words: non-contact measurements, milk consumption, ultrasonic sensor, flow rate, virtual devices.

В связи с возрастающими объемами производства молочных продуктов повышаются требования к точности измерения расхода молока на разных его этапах переработки и безопасности методов измерения. С целью соответствия современным требованиям возникает необходимость в разработке и создании точных, автоматизированных и гигиенических средств измерения расхода молока.

Среди большого разнообразия методов и средств измерений расхода жидкостей следует выделить корреляционные расходомеры, предусматривающие измерение времени перемещения τ_{II} потока между сечениями трубопровода, в которых установлены соответствующие измерительные преобразователи [1-4]. В качестве преобразователей могут быть использованы ультразвуковые, электромагнитные, оптические и др.

В корреляционных расходомерах производится измерение времени прохождения потоком некоторого участка трубопровода длиной L . Последующие преобразования позволяют определить скорость потока V на данном участке, как отношение $V = L/\tau_{II}$, и расход вещества в соответствии с выражением $Q = SV$.

В качестве меток в корреляционных расходомерах используются случайно распределенные физические неоднородности вещества, такие как плотность, электрическая проводимость, температура, давление, турбулентные пульсации скорости потока (вихри) и другие параметры.

Основным преимуществом корреляционных расходомеров является возможность их само проверки на месте эксплуатации, а также, что они являются по сути «абсолютными» приборами, так как измеряют скорость движения гидродинамической метки, являющейся частью потока.

Принцип действия корреляционных расходомеров основан на дискриминировании времени прохождения случайными флуктуациями потока жидкости расстояния L между двумя парами оптических преобразователей (СДИ1, ФДП1 и СДИ2, ФДП2) в контролируемых сечениях «А» и «В» (рис. 1). Это время (время транспортного запаздывания) и является мерой расхода вещества, движущегося по трубопроводу.

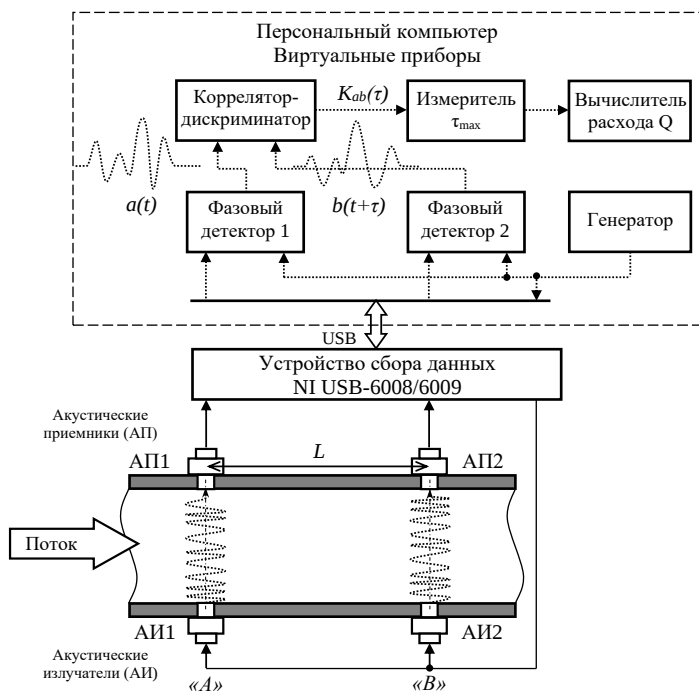


Рис. 1 – Структура системы измерения расхода молока

Предлагается система на основе персонального компьютера (ПК) для бесконтактного измерения расхода молока, которая по способу построения отвечает трем отмеченным требованиям – автоматизации, гигиеничности и точности. Автоматизация обеспечивается ПК и устройством сбора данных (УСД) типа NI USB-6008/6009. Гигиеничность обеспечивается применением ультразвуковых датчиков. Точность обеспечивается использованием корреляционного метода измерения времени прохождения потока молока от одного сечения трубопровода к другому.

Во время работы АИ1 и АИ2, возбуждаемые виртуальным генератором ультразвуковой частоты, вызывают механические колебания среды. В результате взаимодействия ультразвуковых колебаний с неоднородностями потока молока, обусловленными, например, турбулентностью этого потока, колебания на входе приемных АП1 и АП2 оказываются модулированными. Эти колебания, порождают пропорциональные электрические сигналы на выходе АП.

Для выделения информационных составляющих, т.е. $a(t)$ и $b(t)$, из фазомодулированных сигналов далее используют фазовые детекторы (ФД1 и

ФД2), которые исключают сигналы-переносчики, задаваемые виртуальным генератором.

Поскольку расстояние между сечениями «А» и «В» сравнительно небольшое и составляет обычно от одного до пяти диаметров трубопровода сигналы на выходе ФД1 и ФД2 $a(t)$ и $b(t)$ имеют взаимосвязь, т.е. в определенной степени подобны по форме на заданном временном интервале. Эта взаимосвязь носит не детерминированный, а случайный характер. Упрощенно можно сказать, что форма сигнала $a(t)$ опережает форму сигнала $b(t)$ на время, необходимое для перемещения частиц потока от сечения «А» до сечения «В» (рис. 2).

Мерой линейной статистической взаимосвязи этих сигналов служит взаимная корреляционная функция (ВКФ) $K_{ab}(\tau)$, являющаяся математическим ожиданием произведения двух случайных функций $a(t)$ и $b(t)$.

Оценка математического ожидания $K_{ab}(\tau) = \overline{a(t)b(t+\tau)}$ вычисляется в корреляторе-дискриминаторе в соответствии с выражением

$$K_{ab}(\tau) \cong \frac{1}{t_{измер}} \int_0^{t_{измер}} a(t)b(t+\tau)dt.$$

В зависимости от начального временного рассогласования реализаций сигналов $a(t)$ и $b(t)$ далее производится последовательный сдвиг одной из них с некоторым шагом $\Delta\tau$ и вычисление значения ВКФ $K_{ab}(\tau)$. С каждым временным сдвигом осуществляется сравнение текущего значения ВКФ со значением ВКФ, полученным на предыдущем шаге. Если текущее значение ВКФ оказывается больше предыдущего значения ВКФ, сдвиг продолжают увеличивать на очередной шаг $\Delta\tau$.

Алгоритм будет повторяться до тех пор, пока предыдущее значение ВКФ не превысит текущее значение ВКФ, что однозначно свидетельствует о достижении временного положения между реализациями сигналов $a(t)$ и $b(t)$, при котором они в большей степени совпадают по форме или значение ВКФ $K_{ab}(\tau)$ максимально (рис. 2).

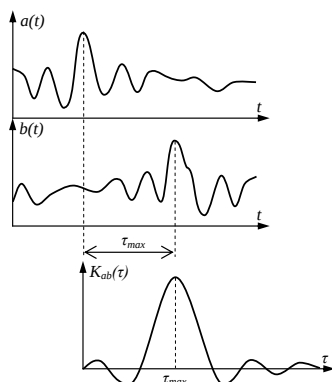


Рис. 2. Случайные сигналы $a(t)$ и $b(t + \tau)$, получаемые на выходе фазовых детекторов и вид их ВКФ $K_{ab}(\tau)$

Координата максимума ВКФ $K_{ab}(\tau)$ по оси временной задержки ($\tau_{\max}$) интерпретируется как время прохождения потоком расстояния L между АП1 и АП2.

Измеряя временную задержку, соответствующую максимуму ВКФ, можно найти расход как $Q \cong SL/\tau_{\max}$.

В действительности среднее время движения элементарных объемов жидкостей и газов от одного преобразователя до другого может отличаться от $\tau_{\max}$. Поэтому расход определяют, вводя калибровочный (поправочный)

коэффициент k : $Q \cong k \frac{SL}{\tau_{\max}}$.

Бесспорным достоинством предлагаемой системы является реализация различных преобразований информационных сигналов, измерения временных параметров, вычисления искомых доз расхода молока с помощью виртуальных приборов в единой среде графического программирования LabVIEW и в реальном масштабе времени.

Библиографический список

1. Ильинский В.М. Бесконтактное измерение расходов. – М.: Энергия, 1970. – 112 с.
2. Березин С.Я., Каратаев О.Г. Корреляционные измерительные устройства в автоматике. – Л.: Энергия, 1976. – 104 с.
3. Кремлевский П.П. Расходомеры и счетчики количества веществ: Справочник: Кн. 2 / Под общ. ред. Е.А. Шорникова. – СПб.: Политехника, 2004. – 412 с.
4. Лепявко А.П. Средства измерений расхода жидкости и газа. – М.: АСМС, 2015. – 252 с.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЯ ПЕЧЕНИ

Н.И. Иванова

ФГБОУ ВО «Тверской государственный технический университет», г. Тверь

Представлены результаты разработки устройства для диагностики заболевания печени. Описаны его конструкция, принцип действия и работа. Приведена математическая модель сигнала детектора, используемого при разработке.

Ключевые слова: фотоионизационный, дыхательная диагностика, биомаркер.

DEVICE FOR THE DIAGNOSIS OF LIVER DISEASE

N. I. Ivanova

Tver State Technical University, Tver

The results of the development of a device for the diagnosis of liver disease are presented. Its design, principle of operation and operation are described. A mathematical model of the detector signal used in the development is given.

Keywords: photoionization, respiratory diagnostics, biomarker.

В настоящее время интенсивно развивается направление медицинской диагностики, базирующиеся на измерении концентрации молекул – биомаркеров, содержащихся в газовом потоке, выдыхаемом человеком. Это направление часто называют дыхательной диагностикой. Преимуществом такой диагностики являются: неинвазивность, экспрессность и относительная простота реализации.

Известно, что в потоке выдыхаемого газа содержится около 600 летучих соединений с концентрациями 1 ppm и менее. Появление молекул этих соединений связано с разнообразными процессами, протекающими в организме человека и несущими информацию о биохимических реакциях, изменении структур организма и возникновении патологических процессов.

Знание состава выдыхаемого газа человеком может позволить получить информацию о состоянии здоровья, в какой-то степени то или иное заболевание. Одними из определяемых веществ в выдыхаемом газе человека являются серосодержащие соединения (меркаптаны). Эти соединения используется при диагностике заболеваний печени [1].

В докладе рассматривается устройство для диагностики заболевания печени. В данном устройстве используется фотоионизационный генераторный детектор с термоизолирующим цилиндром (рис. 1) [2].

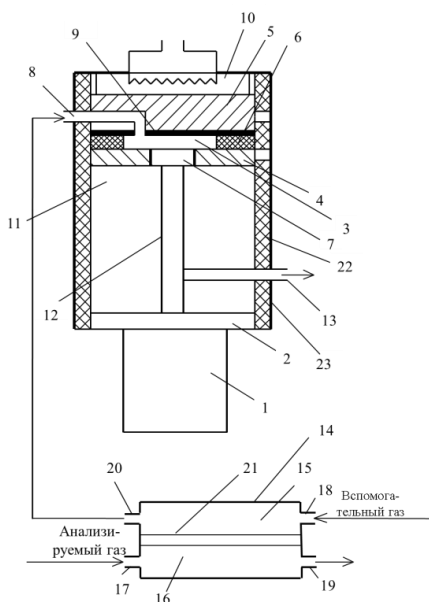


Рис. 1 – Схема фотоионизационного генераторного детектора с термоизолирующим цилиндром

Данный детектор способен работать без внешнего источника электрического питания. Работа такого детектора основана на ионизации молекул анализирующих веществ ультрафиолетовым излучением, источником которого является ультрафиолетовая лампа, и сборе ионов под действием контактной разности потенциалов между двумя электродами, изготовленными из разных металлов [3].

Детектор содержит лампу ультрафиолетового излучения 1 с плоским выходным окном 2, проточную камеру 3, образованную двумя дисковыми электродами 4 и 5 и фторопластовой прокладкой 6. Нижний электрод выполнен с отверстием 7, а верхний снабжен каналом 8 для входа потока газа и с нижней стороны, покрыт палладийсодержащим материалом 9 для определения концентраций серосодержащих веществ. Также детектор содержит нагреватель 10 и теплоизолирующий цилиндр 11, с отверстием 12 и каналом 13 для выхода потока газа.

Для увеличения срока службы электродов детектор дополнительно содержит диффузионную ячейку 14, состоящую из двух проточных камер 15 и 16, снабженных входными 17, 18 и выходными 19, 20 штуцерами и отделенных друг от друга проницаемой мембраной 21. Также детектор снабжен изоляцией 22 и защитным экраном 23.

На основе данного детектора было собрано устройство для диагностики заболевания печени (рис. 2). Данное устройство состоит из трех блоков: I – блок подготовки газов для анализа, II – аналитический блок с диффузионной решеткой, III – блок обработки и отображения.

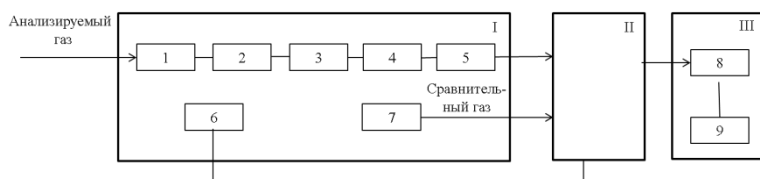


Рис. 2 – Схема устройства для диагностики заболевания печени

Блок I состоит из мундштука 1, соединительной трубки 2, коллектора 3 для сбора слюны и конденсата, фильтра-осушителя газового потока 4, переменного дросселя 5, стабилизатор расхода 6, побудителя расхода 7. Блок II представляет собой детектор, изображенный на рис. 1. Блок III состоит из усилителя 8 и регистратора 9.

Работа устройства осуществляется следующим образом. Выдыхаемый газ человека через мундштук и соединительную трубку поступает в коллектор для сбора слюны и конденсата. С помощью побудителя расхода малая часть выдыхаемого газа из коллектора поступает в осушитель потока, а затем через переменный дроссель, служащий для установки значения расхода газового потока в диффузионную ячейку. В пространстве проточной камеры 16 этой ячейки молекулы анализируемого газа частичной диффундируют через проницаемую мембрану 21 и попадают в проточную камеру 15. В эту же ячейку через входной штуцер 18 непрерывно подается с постоянным объемным расходом газ-носитель. Поток газа-носителя подхватывает продиффундирующие молекулы анализируемого газа и транспортирует их через выходной штуцер 20 диффузионной ячейки в проточную камеру 3. В пространстве камеры анализируемый газ камеры между нижним дисковым электродом 4 и верхним дисковым электродом 5, покрытым слоем 11 из палладийсодержащего материала, анализируемый газ ионизируется лучом ультрафиолетового излучения лампы 1. Так как электроды 4 и 5 выполнены из различных металлов с отличающимися работами выхода электронов, то между ними возникает разность потенциалов и в проточной камере возникает электрическое поле. Под действием этого поля ионы перемещаются в камере. Значение сигнала детектора измеряется и регистрируется с помощью усилителя 8 и регистратора 9. Получаемый сигнал пропорционален микроконцентрации серосодержащих веществ. Так как детектор содержит цилиндр 11 из теплоизоляционного диэлектрического материала, то при температуре проточной камеры, равной 200-300⁰ С, температура лампы

ультрафиолетового излучения не превышает допустимой по техническим условиям и равной 120^0 С.

Математическая модель сигнала детектора имеет вид:

$$\Delta I = K \cdot (\sigma_i - \sigma_{г-н}) \cdot \alpha_i$$

где ΔI – токовый сигнал детектора; K - коэффициент преобразования детектора, зависящий от площади электродов, светимости ультрафиолетовой лампы и коэффициента фотопоглощения газа-носителя; σ_i и $\sigma_{г-н}$ – эффективные сечения фотоионизации i – го компонента и газа-носителя; α_i – объемная концентрация i – го компонента.

В результате экспериментов было установлено, что установка позволяет измерять микроконцентрации этилмеркаптана порядка долей р.р.б. с погрешностью $\pm 10\%$. Таким образом, разработанная установка для определения концентрации серосодержащих веществ в выдыхаемом газе человека, сочетающая в себе надежность, компактность, высокую чувствительность, неинвазивность, открывает новые возможности в дыхательной диагностике. Она позволяет определять концентрацию серосодержащих веществ в диапазоне 0 – 20 ppb.

Библиографический список

1. Чуйкова К.И., Кистенев Ю.В., Гомбоева С.С. Применение газоанализа в диагностике заболеваний печени // Бюллетень сибирской медицины. 2012. № 6. С. 178-185.
2. Пат. на п.м. № 122179 Российская Федерация, Фотоионизационный детектор газов / Илясов Л.В., Евланова Н.И. – опубли. 20.11.2012 г., Бюл. № 32.
3. Иванова Н.И. Обзор современных фотоионизационных детекторов // Вестник Тверского государственного технического университета. Серия «Технические науки». 2019. №3(3). С. 79-88.

УДК 615.471

ОБЗОР СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ ЭХВЧ

И.И. Галимов

Научный руководитель – Иванова Н.С., старший преподаватель
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет»

В данной работе рассмотрен аппарат для коагуляции и резки кожного покрова биообъекта. На основе этой информации предложена структурная схема ЭХВЧ.

Ключевые слова: ЭХВЧ, структурная схема, обзор.

OVERVIEW OF A BLOCK DIAGRAM ESHF

I.I. Galimov

Scientific supervisor - N.S. Ivanova, senior lecturer
Ufa State Aviation Technical University

In this paper, an apparatus for coagulation and cutting of the skin of a biological object is considered. On the basis of this information, a structural diagram of the ESHF is proposed.

Key words: ESHF, block diagram, overview.

Высокочастотный хирургический прибор представляет собой универсальный прибор, позволяющий точно настраивать качество резания и коагуляции ткани, а также надежно воспроизводить эти настройки. Автоматическое управление ВЧ напряжением обеспечивает на каждой стадии резания точное ВЧ напряжение и мощность, необходимые для достижения требуемого качества разреза. Дает возможность выполнять монополярное и биполярное резание и обеспечивает соответствующий режим резания и коагулирования для любых аппликаций. В режиме биполярной коагуляции предусмотрена также функция автопуска и автостопа. Помимо автоматического управления качеством резания и коагуляции прибор оснащен различными системами, гарантирующими высокую степень безопасности для пользователя и пациента. Тест программы обеспечивают простое и быстрое техническое обслуживание прибора.

Представляет собой высокочастотный хирургический прибор для монополярного и биполярного резания и коагулирования. По соображениям безопасности не разрешается самостоятельно переделывать прибор и вносить в него изменения.

На основе анализа существующих решений предлагается следующая структурная схема:

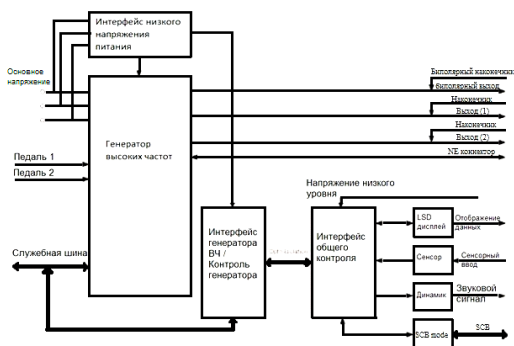


Рис. 1 – Структурная схема ElectroSurgical High-Frequency (ESHF)

С помощью генератора высоких частот, начинает работать активный наконечник. Интерфейс общего контроля предназначен для задания всех управляющих сигналов, индикации уровня выходной мощности и режимов работы и содержит схему ввода-вывода управляющих сигналов, блок звуковой индикации и сенсора, а так же блок состояния контроллеров. Интерфейс генератора позволяет выбрать мощность воздействия, в зависимости от нужной глубины воздействия. С помощью педалей осуществляется подача импульсов при выбранном режиме работы, первая педаль отвечает за резку тканей, вторая за коагуляцию. При сбое или превышенных значениях информация проходит через интерфейс общего контроля загорается лампочка и выдается аудиосигнал.

Библиографический список

1. Медицинская аппаратура: справочное пособие / под ред. С.А. Попова, Т.Д. Селезневой, М.Ю. Ишманова, С.А. Попович – М.: ЭКСМО, 2007. - 608 с. – Допущено М-вом образования и науки РФ. – ISBN 978-5-699- 24312-9.
2. KARL STORZ GmbH & Co. KG «Инструкция по применению AUTOCON II 400»
3. Корневский, Н. А. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: [учебник для студентов вузов, обучающихся по направлению подготовки дипломированных специалистов 653.900 "Биомедицинская техника"] / Н.А. Корневский, Е.Н. Попечителей, С.П. Серегин. — Изд. 2-е. — Курск : ОАО "ИПП "Курск", 2009. — 986 с.

УДК 621.317.7

РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК ПРИ НИЗКОЧАСТОТНОМ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ ВОЗДЕЙСТВИИ

А.А. Жильников¹, Т.А. Жильников¹, В.И. Жулев²

¹Академия ФСИН России, г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Разработано измерительное устройство, функционирующее в условиях низкочастотного магнитотерапевтического воздействия и предназначенное для определения электрического импеданса биологически активных точек.

Ключевые слова: биологически активная точка, электрическая проводимость, зондирование импульсным током, низкочастотное магнитотерапевтическое воздействие.

DEVELOPMENT OF THE MEASURING DEVICE FOR DETERMINING THE ELECTRIC IMPEDANCE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS AT LOW-FREQUENCY MAGNETOTHERAPEUTIC IMPACT

A.A. Zhilnikov¹, T.A. Zhilnikov¹, V.I. Zhulev²

¹Academy of the Federal Penal Service of Russia, Ryazan

²Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A measuring device operating under low-frequency magnetic therapy effects and designed to determine the electrical impedance of biologically active points has been developed.

Key words: *biologically active point, electrical conductivity, impulse current sensing, low-frequency magnetotherapy effect.*

Поскольку детальное изучение влияния магнитотерапевтического воздействия низкочастотным полем на человеческий организм невозможно без получения достоверной информации о состоянии биологических параметров человека [1], как объекта исследования, то в последнее время все большее внимание уделяется исследованию биологически активных точек (БАТ) с позиции выявления в них информативных индикаторов. Поиск информативных индикаторов предложено начать с описания электрических процессов, определяющих состояние указанных точек. Таким образом, одной из задач, решаемых в работе, стала возникающая проблема описания электрических параметров точек, как индикаторов изменений, происходящих в организме при терапевтическом воздействии магнитным полем [2].

Задача усложнилась наличием трудностей оценки влияния импульсных магнитных полей на БАТ, заключающихся в высокой энтропии их реакций. Отсутствие априорной информации о закономерностях реакции и факторах, вносящих элемент случайности, делало невозможным сам процесс измерения в условиях магнитотерапевтического сеанса [3]. Указанный запрет сохраняется до тех пор, пока не появится четкого представления либо о случайностях, либо о закономерностях. Для определения закономерностей было предложено описать БАТ, прибегнув к механизму моделирования электрических процессов в ней. При моделировании следовало полагаться на свойство пассивности, вызванное тем, что в самой точке сигналы не генерируются. Последнее вынудило протекающие процессы анализировать посредством активного зондирования током. В итоге осуществив замену максимально близкой электрической цепью в условиях магнитотерапевтического сеанса, оправдано интерпретировать измерение как результат, возникающий в цепи «модель БАТ – канал регистрации» [2].

В связи с этим, целью данной работы является разработка измерительного устройства, функционирующего в условиях низкочастотного магнитотерапевтического воздействия и предназначенного для определения электрического импеданса биологически активных точек.

В работе показано, что ввиду присутствия мощных электромагнитных помех, вызываемых работой импульсных магнитотерапевтических комплексов общего воздействия, является невозможным получение достоверной информации о состоянии систем пациента во время магнитотерапевтического сеанса традиционными методами съема электросигналов. Поэтому внимание было обращено на исследование сопротивления (проводимости) биологически активных точек, как информативного индикатора изменения состояния систем организма.

Полученная информация позволит в перспективе дифференцировать полный сигнал с БАТ на две составляющие: помеху и полезный сигнал, расширяя представление о реакции точки во время магнитотерапевтического сеанса.

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Определение геометрии расположения в биообъекте тоннеля электрической проводимости тока // Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 37-44. DOI: 10.18127/j15604136-202003-05.
2. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Разработка и апробация измерительного устройства для диагностики состояния пациента во время магнитотерапевтического сеанса // Биомедицинская радиоэлектроника. 2021. Т. 24. № 4. С. 68-75. DOI: 10.18127/j15604136-202104-09.
3. Беркутов А.М., Волков И.В., Штырков В.Н. Проблемы систем диагностики в магнитотерапии // Тез. докладов Всероссийской научной конференции «Электромагнитные поля в медицине и биологии». Рязань: РГРТА. 1995. С. 36-37.

УДК 613.49:615.47

ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ, КАК ОДНО ИЗ ВЕДУЩИХ НАПРАВЛЕНИЙ АППАРАТНОЙ КОСМЕТОЛОГИИ

В.О. Лычагина

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г. Тамбов

Рассмотрен принцип работы лазерного терапевтического устройства, а также применение лазерной терапии в аппаратной косметологии.

Ключевые слова: *терапевтический лазер, низкоинтенсивное лазерное излучение, наружное воздействие, красное и инфракрасное излучение.*

LASER THERAPY AS ONE OF THE LEADING AREAS OF HARDWARE COSMETOLOGY

V.O. Lychagina

Scientific supervisor - T.A. Frolova

Tambov State Technical University, Tambov

The principle of operation of a laser therapeutic device is considered, as well as the use of laser therapy in hardware cosmetology.

Keywords: therapeutic laser, low-intensity laser radiation, external exposure, red and infrared radiation.

Сегодня в мире прослеживается более осознанный подход к красоте, каждый человек старается выглядеть естественно и молодо. Именно натуральная красота пользуется большой популярностью и является своего рода «трендом» в современном мире.

Для продления молодости и сохранения естественной красоты в настоящее время все чаще прибегают к процедурам аппаратной косметологии. Аппаратная косметология - это проведение косметических лечебных и омолаживающих процедур с помощью специального оборудования [1-8].

Аппаратная косметология представляет собой широкий выбор услуг, которые пользуются большим спросом, и использование различных физических методов, таких как: ультразвуковые и световые волны, лазера, ультрафиолета и электрического тока, то есть под воздействием находятся не только внешние, но и внутренние слои кожи.

Сегодня аппаратная косметология развивается динамичнее всего в сфере лазеров [1-8], потому что именно с помощью лазерных методик можно получить полное обновление кожи. Сами процедуры с годами становятся все менее травматичными. Лазерный луч совершенствуют, врачу становится проще его контролировать, а пациент испытывает все меньше болевых ощущений.

Терапевтические лазеры сегодня позволяют решить целый спектр проблем: борьба со старением, увяданием кожных покровов, морщинами, акне, нежелательными жировыми отложениями – и многие другие.

В отличие от хирургических, терапевтические лазеры воздействуют мягко, не нарушая целостности кожного покрова и других тканей, не вызывают болезненных ощущений и практически не имеют побочных эффектов.

Терапевтический лазер представляет собой устройство, обеспечивающее воздействие лазерным излучением низкой интенсивности (сокращенно – НИЛИ), которое, в отличие от высокоинтенсивного, не вызывает повреждения биологических тканей и обладает противовоспалительным, иммунокорректирующим, обезболивающим, омолаживающим,

антиоксидантным и регенерирующим действием. Лазерное оборудование состоит из трех основных элементов.

Первый – источник энергии, (механизм накачки) который активирует рабочее тело своей энергией.

Второй элемент – рабочее тело, которое является основным определяющим фактором рабочей длины волны и других свойств лазера, таких, как монохромность, когерентность, узконаправленность. Чаще всего в лазерном оборудовании в качестве рабочей среды используются жидкости, газы, твердые тела и проводники. Рабочим телом для терапевтических лазеров, которые применяются в косметологии сегодня, служат полупроводники (соли свинца, GaN – нитрид галлия и азота, AlGaAs – арсенид алюминия-галлия). Рабочее тело находится в оптическом резонаторе – системе двух и более параллельных зеркал. Вынужденное излучение рабочего тела отражается зеркалами обратно и опять усиливается, до момента выхода наружу волна может отражаться многократно. Качество изготовления и установки зеркал является определяющим для качества полученной лазерной системы. Под воздействием НИЛИ происходит поглощение энергии фотоакцепторами, что приводит к резкому увеличению внутриклеточной концентрации кальция (Ca^{2+}).

В результате происходит активация и высвобождение АТФ (аденозинтрифосфат – нуклеотид, играющий важную роль в обмене энергии и веществ в клетках) и изменение концентрации различных ионов, что приводит к восстановлению мембран клеток, активации процессов тканевого дыхания, повышению внутриклеточного метаболизма и усилению процессов регенерации за счет активизации деления клеток. В дальнейшем реакция переходит с клеточного уровня на уровень органов и всего организма.

Доставка излучения осуществляется путем наружного воздействия с помощью излучающей манипулы, нередко оснащенной специальными насадками, например акупунктурными или лазерно-вакуумными. В косметологии используются лазеры красного и ближнего инфракрасного диапазонов. Красное излучение проникает в дерму, а также может затрагивать подкожно-жировую клетчатку, в то время как инфракрасное проникает глубоко в ткани.

Производители различных фирм предлагают широкий выбор лазерных терапевтических аппаратов. Самыми популярными являются:

- 22 - многомодульная платформа IPL/фракционный лазер /Nd:YAG/Q-Switch, Lumenis, Израиль;
- Fraxel re:store DUAL - неаблятивный фракционный лазер 1550/1927 нм, Solta Medical, США;
- Spectra Lutronic, Lutronic, Южная Корея;
- Косметологический аппарат CO₂ YILIYA- 10600A, HONKON, Китай.

Востребованность и популярность аппаратной косметологии растет с

каждым годом. Человек больше не хочет просто хорошо выглядеть — этого мало. Человек хочет прекрасно себя чувствовать и знать, что впереди его ждет еще много-много лет здоровой жизни в теле, которое ему нравится.

Библиографический список

1. Фролов С.В., Фролова М.С., Потлов А.Ю., Рациональный выбор медицинской техники для лечебно-профилактического учреждения на основе системы поддержки принятия решений // Врач и информационные технологии. – 2014. – №3. – С.35-45.
2. Фролов С.В., Маковеев С.Н., Семенова С.В., Фареа С.Г. Современные тенденции развития рынка медицинских информационных систем // Вестник ТГТУ. 2010. Т.16. №2. С.266-272.
3. Лазерная терапия: преимущества и показания [Электронный ресурс]:https://www.salonveronika.ru/info/blog/lazernaya-terapiya/ (дата обращения 07.11.2021).
4. Фролова М.С., Фролов С.В. Оптимальный выбор изделия медицинской техники с использованием информационных систем в здравоохранении // Вестник ТГТУ. – 2013. – Т. 19(3). – С. 553-561.
5. Фролов С.В., Фролова М.С. Объектно-ориентированная декомпозиция информационной модели изделий медицинской техники //Ползуновский альманах. – 2016. – № 2. С. 112-117.
6. Фролова Т.А., Фролова М.С., Толстухин И.А. Information models of a medical device for its evaluation //Вестник Тамбовского государственного технического университета. 2015. Том 21. №4. С.587-591.
7. М. С. Фролова, Т. А. Фролова, И. А. Толстухин Информационная модель медицинской техники на основе объектно-ориентированного подхода//Вопросы современной науки и практики. Университет им. В.И. Вернадского. 2015 №4(58).С.139-145.
8. Фролова М.С., Фролов С.В. Оптимальный выбор изделия медицинской техники с использованием информационных систем в здравоохранении // Вестник ТГТУ. 2013. Том 19. № 3. С. 553-561.

УДК 621.317.616

ЭЛЕКТРОМИОГРАФ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ ЭЛЕКТРО- И МАГНИТОСТИМУЛЯЦИИ

И.А. Зинин, В.И. Жулев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен принцип обработки сигнала для электромиографии произвольного сокращения мышц с возможностью их стимуляции с

применением неинвазивного способа снятия мышечных потенциалов с биообъекта.

Ключевые слова: электромиография, стимуляция, Н-рефлекс, М-ответ, интерференционная ЭМГ.

ELECTROMYOGRAPH WITH THE POSSIBILITY ELECTRIC AND MAGNETIC STIMULATION

I.A. Zinin, V.I. Zhulev

«Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin», Ryazan

The principle of signal processing for electromyography of voluntary muscle contraction with the possibility of their stimulation using a non-invasive method of removing muscle potentials from a biological object is considered.

Key words: electromyography, stimulation, H-reflex, M-response, interference EMG.

Высокочастотный характер сложной интерференционной ЭМГ мышечного сокращения визуально не позволяет точно определить ее характер и соотнести ее с нормой или патологией. Для повышения точности анализа и стандартизации критериев диагностики используются методы автоматической обработки интерференционных кривых.

Для диагностики ЭМГ широко применяют корреляционный анализ, который предложил Р.С. Персон в 1969 г. При некоторых постоянных условиях работы мышцы электрические колебания, отводимые от нее, можно рассматривать как стационарный случайный процесс. Корреляционная функция этого процесса позволяет оценить некоторые его статистические свойства. Как известно, корреляционная функция определяется выражением:

$$R(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f_1(t) f_2(t + \tau) dt,$$

где τ – сдвиг во времени одного процесса относительно другого; T – время интегрирования; $f_1(t)$ и $f_2(t)$ – исследуемые процессы.

При взаимно корреляционном анализе ЭМГ находится интеграл произведения двух разных функций. Если они полностью независимы и отношение фаз случайно, взаимно корреляционная функция при любом τ равна 0. Если процессы связаны и фазы двух кривых при некотором τ совпадают чаще, чем это обусловлено законом случайного распределения, то взаимно корреляционная функция при этом τ будет положительной.

Взаимно корреляционная функция выражается графически как зависимость $R_{\text{норм}}(\tau)$ и позволяет определить характер болезней (рис. 1).

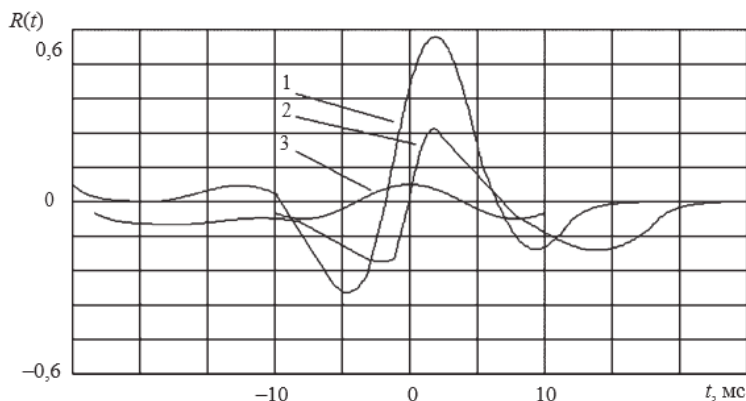


Рис. 1– Взаимно корреляционные функции двух ЭМГ двуглавой мышцы плеча: 1 – сильно выраженный полиомиелит; 2 – слабо выраженный полиомиелит; 3 – норма

Так же немаловажным является определение характеристик типа *H*-рефлекс и *M*-ответ. При постепенном увеличении интенсивности раздражения нерва выявляется своеобразное соотношение в динамике изменения амплитуды. *H*-рефлекс появляется при силе раздражения, подпороговой для *M*-ответа. По мере увеличения амплитуды *H*-рефлекса появляется минимальный по амплитуде *M*-ответ. В дальнейшем при усилении раздражения амплитуда *H*-рефлекса достигает максимума и начинает уменьшаться, а амплитуда *M*-ответа увеличивается. При силе раздражения, максимальной для *M*-ответа, *H*-рефлекс, как правило, уже не определяется (рис. 2).

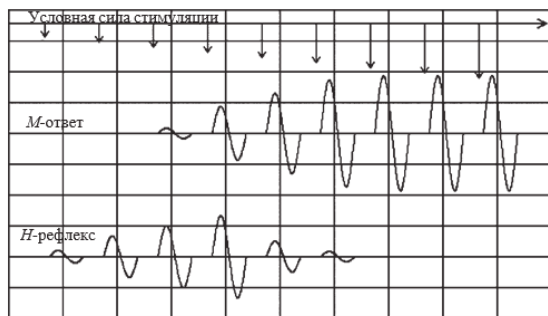


Рис. 2 – Схема соотношений амплитуд *M*-ответа и *H*-рефлекса при постепенном увеличении силы стимуляции

Для реализации электромиографа была разработана структурная схема устройства, представленная на рис 3.

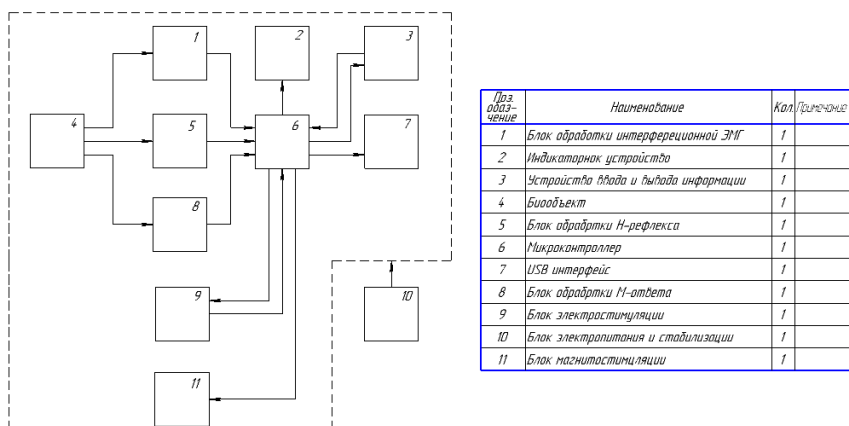


Рис. 3 – Электромиограф с возможностью электро- и магнитоимпульсации

Устройство состоит из стандартных функциональных узлов и элементов с гарантированными характеристиками, имеет дисплей для отображения информации, матричную клавиатуру для ввода информации и регулирования интенсивности стимулирующих импульсов. Реализована возможность обмена информации через USB 2.0. Электростимуляция осуществляется токами Бернара низкой частоты, а магнитоимпульсация – индуктором, выполненным на основе колец Гельмгольца. Обработка информации осуществляется микроконтроллером с 12-и разрядным АЦП. Микроконтроллер позволяет с помощью ШИМ формировать сигналы с необходимой формой. Также предусмотрена необходимая защита биообъекта до 6000В.

Библиографический список

1. Гехт Б.М., Касаткина Л.Ф., Самойлов М.И., Санадзе А.Г. // Издательство Таганрогского радиотехнического университета, 1997. – 368 с.
2. Осипов А.Н., Бондарик В.М. Электронный учебно-методический комплекс для студентов специальности I-39 02 03 / Медицинская электроника // Минск, 2006. – 217 с.
3. Беркутов А.М., Жулев В.И., Прошин Е.М., Кураев Г.А. Системы комплексной электромагнитотерапии // Москва: Лаборатория базовых знаний БИНОМ, 2000. – 375 с.

АНАЛИЗ ТЕХНИЧЕСКОЙ БАЗЫ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ И ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ТРЕМОРА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

С.А. Новиков, М.Б. Никифоров

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены варианты технической базы для обнаружения и диагностирования тремора верхних конечностей, который связан с алкогольным или наркотическим опьянением человека, а также с другими нарушениями в организме человека.

Ключевые слова: тремор, постуральный, диагностика, опьянение.

ANALYSIS OF THE TECHNICAL BASE FOR THE DEFINITION AND DIAGNOSIS OF TREMOR OF THE UPPER LIMBS OF A PERSON

S. A. Novikov

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

Variants of the technical base for the detection and diagnosis of tremor of the upper extremities, which are associated with alcohol or drug intoxication of a person, as well as with other disorders in the human body, are considered.

Key words: tremor, postural, diagnosis, intoxication.

Тремор – это произвольные, ритмичные, колебательные движения части тела, обусловленные поочередными или одновременными сокращениями мышц агонистов и антагонистов. Различают физиологический и патологический тремор. [1]

Естественный тремор представляет собой колебания всего тела с частотой 8–12 Гц. Патологический тремор в свою очередь имеет более низкую частоту, но большую амплитуду.

Так первоначально выделяют два вида тремора.

- Тремор покоя – дрожательный гиперкинез, возникающий в тот момент, когда мышцы не находятся в состоянии произвольной активации.
- Тремор действия – любой тремор, возникающий при произвольном сокращении мышц.

В свою очередь тремор действия подразделяется на постуральный, изометрический и кинетический тремор.

При решении задачи предрейсовой диагностики водителя необходимо выявить не находится ли человек под алкогольным или наркотическим опьянением. По этой причине нас в первую очередь интересует постуральный тремор, который наблюдается при активном сокращении мышц, при поддержании определенной позы. Если человек находится в

состоянии опьянения, тогда при попытке удержания вытянутой вперед руки амплитуда постурального тремора будет выше, чем у человека в нормальном состоянии.

В настоящее время для детектирования тремора используются следующая техническая база для детектирования тремора:

1. Электромиография [2]
2. Акселерометрия с гироскопом [3]
3. Детектирование тремора с использованием видео технологии и распознавания изображений [4,5]
4. Электромагнитные датчики

Каждый из методов имеет свои преимущества и недостатки, рассмотрим каждый метод подробнее.

Электромиография (ЭМГ) – метод измерения электрической активности мышечной ткани. Данный метод один из самых перспективных на данное время так как имеет высокую чувствительность к мышечным сокращениям, по которым можно определить тремор любой частоты и амплитуды. Главным недостатком данного метода является тот факт, что электроды применяемые для ЭМГ необходимо накладывать непосредственно на поверхность тела человека, что создает неудобство для пользователя и замедляет прохождение предрейсовый осмотр. Также это данный метод требует постоянного присоединения электродов к электромиографу помехозащищенными кабелями.

Акселерометрия с гироскопом, метод при котором на конечность человека закрепляется трех-осевой акселерометр с гироскопом, что позволяет отслеживать движение конечности в трехмерном пространстве, а гироскоп позволит отслеживать угол поворота конечности. Совместно по этим данным можно построить полную карту перемещений конечности в пространстве, и анализируя ее сделать вывод о степени тремора. Отрицательными сторонами данного метода также является необходимость закрепления датчиков на теле пациента, высокая стоимость датчиков с высокой точностью. А также постоянное отслеживание уровня заряда и своевременная подзарядка батареи, если использовать беспроводное исполнение.

Применение Видео технологий для отслеживания тремора является самым удобным методом по отношению к пользователю так как видеосенсор может быть установлен в любом месте, главное, что бы конечность попадала в поле зрения сенсора. Однако применение этого метода требует достаточно большие вычислительные мощности так как обработка изображений требует развертки нейронных сетей и их предварительное обучение. По сравнению с предыдущими методами данный подход позволяет без неудобств для пользователя отслеживать наличие патологического тремора. Отрицательными сторонами данного метода является высокие требования к вычислительной системе, на которой будет развернута нейронная сеть.

Электромагнитные методы – это группа методов основанные на

электромагнитных взаимодействиях. Для определения тремора используются электромагнитные передатчики помещаемые на определенные точки конечности, перемещение передатчиков отслеживает приемник. Недостатками данного метода является: чувствительность трекера к металлу, что может привести к нерегулярной работе, магнитные трекеры имеют более низкую частоту дискретизации, чем некоторые оптические системы, зона захвата меньше, чем это возможно в других системах, а также необходимость фиксации передатчиков на теле.

Альтернативный электромагнитный метод основан на взаимодействии тела человека с электромагнитным полем. Высокочастотный генератор создает сферическое электромагнитное поле, в которое помещается конечность, при перемещении конечности в электромагнитном поле меняется частота этого поля, в следствии изменения частоты мы можем определить в каком направлении и с какой скоростью перемещается конечность. Данный метод является бесконтактным и высокоточным, так как даже малейшие движения порождают изменения в электромагнитном поле. Обработка этих данных не требует высокой вычислительной мощности что позволяет развернуть систему на базе микроконтроллера или же микроЭВМ.

Проведенный анализ позволяет сделать вывод что применение Видео сенсора, а также электромагнитной системы на основе взаимодействия с ЭМ полем, являются наиболее перспективными для систем предрейсовой проверки водителей так как не требуют непосредственного контакта с человеком, а также могут быть скрыты. Основная сложность применения этих методов сводится к разработке алгоритмов обнаружения патологического тремора в верхних конечностях человека. В дальнейшем планируется произвести присвоение количественных критериев и произвести оценку методов по применимости в конечной системе.

Библиографический список

1. Говорова Т.Г., Попова Т.Е., Таппахов А.А. Треморграфия в клинической практике/Нервно-мышечные болезни. 2019; 9(4): С.61–72.
2. И.А. Иванова-Смоленская, А.В. Карабанов, А.В. Червяков, С.Н. Иллариошкин. Современные инструментальные методы регистрации тремора/Новые технологии – 2011. - № 2. С 17-23
3. Elble R.J, Mc Names J. Using portable transducers to measure tremor severity. Tremor Othe rHyperkinet Mov. 2016; 6.
4. Soran, Bilge & Hwang, Jenq-Neng& Lee, Su-In & Shapiro, Linda. (2012). Tremor detection using motion filtering and SVM. P. 178-181.
5. Pintea, Silvia & Zheng, Jian & Li, Xilin & Bank, Paulina & Hilten, Jacobus & Gemert, Jan. (2019). Hand-Tremor Frequency Estimation in Videos: Munich, Germany, September 8-14, 2018, Proceedings, Part VI.

РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРИБОРА ДЛЯ ТИПИРОВАНИЯ ГРУППЫ КРОВИ

Д.С. Серпенев

Научный руководитель – Аристов А.А., к.т.н., доцент ОЭИ ИШНКБ
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский политехнический
университет», г. Томск

Предложен метод автоматизированного типирования крови. Также был собран прототип вибрационной платформы с регулируемыми параметрами вибрационного воздействия, позволяющий ускорить процесс агглютинации эритроцитов.

Ключевые слова: эритроциты, агглютинация, группа крови, вибрационная установка, типирование крови.

DEVELOPMENT OF AN AUTOMATED DEVICE FOR BLOOD TYPING

D.S. Serpenev

Science supervisor – Aristov A.A., Ph.D., Associate Professor of Division for
Electronic Engineering

National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk

A method for automated blood typing is proposed. A prototype of a vibration platform with adjustable vibration parameters was also assembled, which makes it possible to accelerate the process of agglutination of erythrocytes.

Key words: erythrocytes, agglutination, blood type, vibration unit, blood typing.

Типирование крови является обязательным условием перед переливанием крови и при любом хирургическом вмешательстве [1].

Автоматизированные инструменты для анализа крови уже используются в клинических лабораториях, однако их невозможно использовать в экстренных ситуациях. Следовательно, используется ручной метод с высокой вероятностью ошибки: (0,41-1,16) процентов [2]. Поэтому необходима разработка автоматизированного прибора, который бы имел небольшие габариты, высокую точность и скорость исследования, а также минимальный расход реактивов для использования в экстренных ситуациях.

После смешивания образца крови с цоликлоном процесс агглютинации происходит длительное время. Для возможности ускорения процесса агглютинации предлагается использовать механическое воздействие, путем размещения исследуемого образца на вибрационной платформе.

Степень агглютинации будет оцениваться фотометрическим методом, разработанным Aristov A.A., Rosenbaum J.A. и др. [3].

Как показали предварительные эксперименты, эффективность агглютинации зависит от параметров вибрации. Исходя из этого, необходимо

разработать вибрационную платформу с регулируемыми параметрами вибрационного воздействия.

Таким образом была разработана структурная схема устройства типирования крови, представленная на рисунке 1.

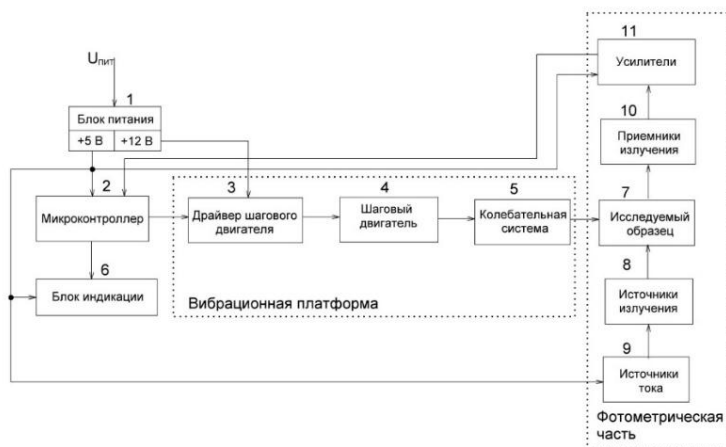


Рис. 1 – Структурная схема устройства для типирования крови

Далее был собран один из блоков устройства – вибрационная платформа (рис. 2). На данном устройстве предусмотрена возможность регулировки таких параметров, как амплитуда, скорость и частота движения каретки.

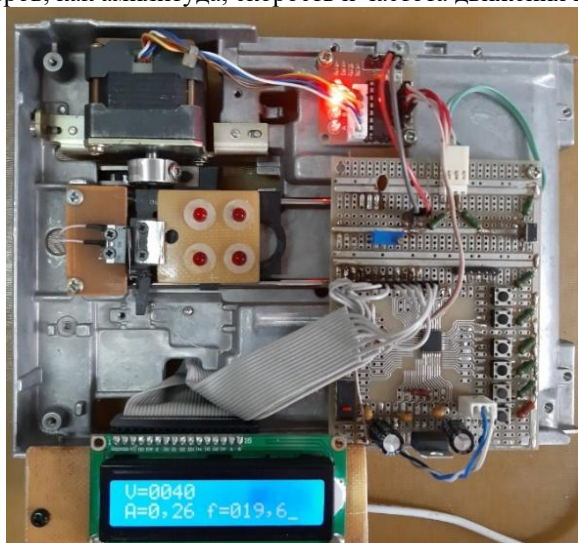


Рис. 2 – Прототип вибрационной платформы

Далее были проведены предварительные испытания вибрационной платформы. На каретке были зафиксированы 4 прозрачных кюветы, на поверхность были нанесены цоиклоны анти-А, анти-Б, анти-Д. На четвертую кювету был нанесён физиологический раствор. Далее в каждую кювету добавлялся исследуемый образец крови, в данном эксперименте исследовался образец третьей группы, резус-фактор – положительный. Далее при помощи системы кнопок осуществлялась настройка параметров движения каретки (скорость, амплитуда, частота), после чего производился запуск вибрационной платформы. В ходе ее работы образец крови агглютинировал с той или иной эффективностью, зависящей от настроек параметров работы вибрационной платформы.

Был выявлен режим работы вибрационной платформы, при котором капельный образец не растекался, а также полностью агглютинировал в течение 60 секунд. При этом наблюдалось собирание мелких агглютинатов в более крупные по периметру капли (рис. 3).

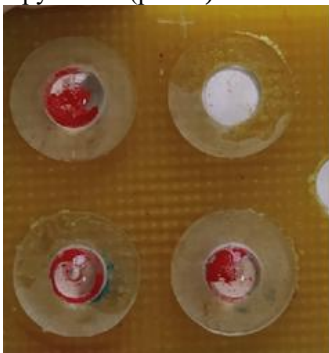


Рис. 3 – Результат предварительных испытаний

Таким образом, была подтверждена эффективность вибрационного воздействия для ускорения процесса агглютинации капельного образца крови. В дальнейшем на разработанном устройстве будут проведены исследования для выявления наиболее оптимального режима вибрации.

Библиографический список

1. Watkins W.M. The ABO blood group system: historical background // Transfusion medicine. – 2001. - № 11. – С. 243-265.
2. Жибурт Е.Б. Особенности национального определения группы крови / Жибурт Е.Б., Караваев А.В., Глазов Н.Н., Шестаков Е.А. // Вестник Росздравнадзора. – 2012. – №2. – С. 66-68
- Е.В. Zhiburt, A.V. Karavaev, N.N. Glazov, E.A. Shestakov «Features of the national definition of blood group», Bulletin of Roszdravnadzor, No. 2, 66-68, 2012.
3. Aristov A.A. Optical-Vibration Method for Studying the Process of

Agglutination of Red Blood Cells / Aristov A.A., Rosenbaum J.A., Bazanova A.A., Firsova N.A., Listratov A.I. // 2021 IEEE 22nd International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (EDM): Materials of the int. scient. conf., Souza, 30 June – 4 July 2021, / IEEE. – С. 424-427.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ И КОРРЕКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ

Э.А. Даминова, И.В. Тихомиров

ФГАОУ ВО Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

Рассмотрен комплекс диагностически значимых показателей, на основе которого предложена обобщённая структура мобильной измерительно-информационной системы для диагностики нарушений и коррекции опорно-двигательной функции.

Ключевые слова: *мобильные системы, опорно-двигательная функция, ходьба.*

DEVELOPMENT OF A MOBILE MEASURING AND INFORMATION SYSTEM FOR DIAGNOSTIC DISORDERS AND CORRECTION OF SUPPORT-MOTOR FUNCTIONS

E.A. Daminova, I.V. Tikhomirov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

A complex of diagnostically significant indicators is considered, on the basis of which a generalized structure of a mobile measuring and information system for diagnosing disorders and correcting musculoskeletal function is proposed.

Key words: *mobile systems, musculoskeletal function, walking*

Образ жизни человека, который связан с необходимостью организации и поддержания требуемой позы и выполнения локомоторных актов, имеет место быть благодаря слаженной работе опорно-двигательного аппарата, которая может быть описана в виде комплекса диагностически значимых динамоплантометрических показателей. Нарушения, связанные с работой опорно-двигательного аппарата, можно определить через анализ диагностически значимых динамоплантометрических показателей, параметров и коэффициентов [1].

Сформированный комплекс диагностически значимых показателей

образуют следующие показатели: парциальное весовое давление под пяткой R_p , парциальное весовое давление под плюсневым отделом стопы R_c , парциальное весовое давление под носком R_n , коэффициент диагонального перегиба опоры K_d , коэффициент весовой нагрузки на правую конечность $R_{пр}$, коэффициент весовой нагрузки на левую конечность $R_{л}$, коэффициент соотношения весовых нагрузок K_v , темп ходьбы как число шагов в минуту t , период одиночного шага $T_{ош}$, период опоры $T_{оп}$, период переноса T_p , коэффициент ритмичности ходьбы K_r .

Сформированный комплекс диагностически значимых динамоплантометрических показателей позволил предложить обобщенную структуру мобильной измерительно-информационной системы зональной динамоплантометрии (рисунок 1). Необходимо отметить, что предложенная система благодаря комплексу диагностически значимых динамоплантометрических показателей обладает свойством универсальности и может быть применена для реабилитации нозологической группы пациентов с нарушениями в опорно-двигательном аппарате.



Рис. 1 – Обобщенная структура мобильной измерительно-информационной системы для диагностики нарушений и коррекции опорно-двигательной функции

Средства регистрации биомедицинской информации представляют собой носимое устройство пациента, состоящее из блоков первичных преобразователей для левой, правой нижних конечностей, а также для костылей или трости пациента; блока аналогово-цифрового преобразования, блока беспроводной передачи данных по протоколу Bluetooth.

Средства обработки биомедицинской информации, средства информационной поддержки пациента и средства проведения лечебных

воздействий реализованы на базе смартфона пациента, принимающего данные по протоколу Bluetooth.

Предложенная структура позволяет реализовать важные особенности:

1. Регулирующее воздействие на пациента, осуществляемое через контур обратной связи, синхронизируется с естественными процессами распределения давления по опорной поверхности пациента.

2. Поскольку имеется необходимость обеспечения быстрого анализ поступающей на вход с информации и незамедлительную выработку требуемого реабилитационного воздействия, формирование корректного реабилитационного воздействия происходит незамедлительно за счет вычислительных мощностей средств обработки биомедицинской информации.

Предложенную структуру мобильной измерительно-информационной системы для зональной динамоплантометрии можно отнести к измерительно-информационным системам пятого поколения, поскольку предлагается использовать измерительные преобразователи, которые позволяют регистрировать биомедицинскую информацию, а также потому, что система построена на базе современных адаптивных вычислительных возможностей за счет применения соответствующего программного обеспечения.

Особенностью разрабатываемой мобильной измерительно-информационной системы является то, что она должна обеспечивать непрерывный контроль процесса переката стоп пациента, поскольку речь идет о восстановлении опорно-двигательной функции без непосредственного наблюдения врача. Такая возможность обеспечивается наличием в разрабатываемой измерительно-информационной системе мгновенной биологической обратной связи, которая организована на базе смартфона и реализуется путем воздействия на слуховой и зрительный анализаторы пациента. Звуковой сигнал формируется смартфоном и выводится через динамик либо наушники (если пациент использует устройство в людном месте), а изображение текущей нагрузки выводится на сенсорный экран смартфона.

Библиографический список

1. Даминова, Э. А. К вопросу о модернизации измерительно-информационных систем для зональной динамоплантометрии / Э. А. Даминова // Современные материалы и технологии : Сборник материалов II Международной молодежной конференции, Саратов, 19–20 мая 2021 года / Под общей редакцией А.А. Фомина. – Саратов: Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., 2021. – С. 68–71.

**КОНЦЕПЦИЯ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ РЕАБИЛИТАЦИИ
ПАЦИЕНТОВ С НАРУШЕНИЯМИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО
АППАРАТА**

Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова

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

Доклад посвящен обзору концепции разработки системы реабилитации пациентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата.

Ключевые слова: опорно-двигательный аппарат, обучение ходьбе, компьютерный анализ.

**THE CONCEPT OF DEVELOPING A REHABILITATION SYSTEM FOR
PATIENTS WITH MUSCULOSKELETAL DISORDERS**

F.O. Durnev, E.A. Daminova

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

The paper deals with an overview of the concept of developing a rehabilitation system for patients with musculoskeletal disorders.

Key words: locomotor system, gait training, computer analysis.

Нарушения опорно-двигательного аппарата зачастую носят серьезный характер и часто требуют оперативного вмешательства. При этом любые операции всегда представляют угрозу для организма в виде стресса как во время их протекания, так и уже в постоперационный период [1,2]. В работах [3-6] рассматривались особенности, связанные с разработкой информационно-измерительной системы для восстановления навыков ходьбы после оперативных вмешательств на опорно-двигательном аппарате. В данной работе рассмотрена концепция построения подобной системы.

Разрабатываемая система реабилитации является классическим представителем биотехнической системы медицинского назначения (БТС-М), так как с ее помощью планируется реабилитация пациентов после травм и оперативного вмешательства, связанного с опорно-двигательным аппаратом. Предполагается использование двух контуров управления состояния пациента. Первый предполагает оценку походки человека с помощью специального разработанного устройства и алгоритма, основанного на сравнении модели походки пациента с эталоном [3-6]. Второй контур предполагает коммуникацию с врачом и проведение мероприятий для корректировки реабилитационной программы пациента. В данной системе используются 2 вида канала связи: канал энергетического взаимодействия,

основанный на тактильном взаимодействии пациента с модулем регистрации данных (стелька с датчиками) и канал информационного взаимодействия (передача данных в БД, обработка полученных данных и выдача результата). Структурная схема системы реабилитации представлена на рисунке 1.

Пациент взаимодействует со стелькой с датчиками, сигнал от датчиков поступает через провода в носимое устройство, которое крепится на ноге пациента. Длина и крепление проводов рассчитаны так, чтобы не ограничивать движения. Далее информация передается на сервер, где хранится база данных о ходе реабилитации. К ней может получить доступ через смартфон как врач (для контроля лечения пациента и внесения корректировок в курс), так и пациент (для получения обновленной программы реабилитации).

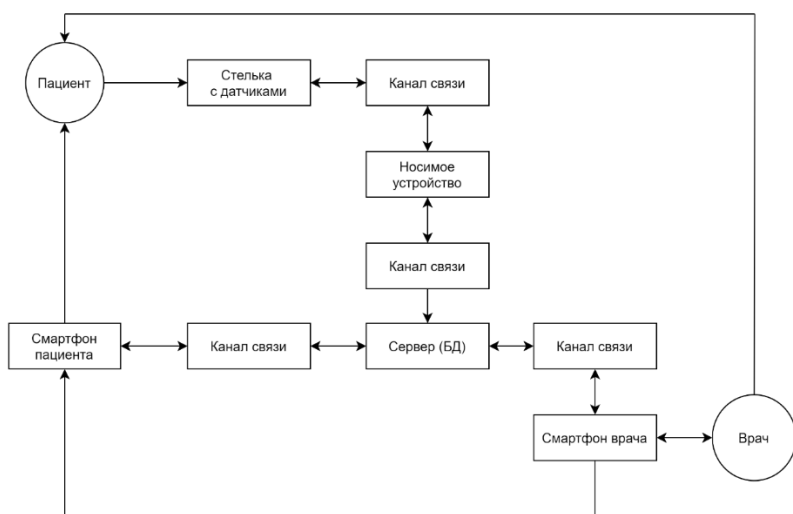


Рис. 1 – Структурная схема системы реабилитации пациентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата

Для обеспечения необходимого уровня адекватности требуется использовать карту распределения нагрузок на отделы стопы при ходьбе здорового человека. Она будет выступать в качестве эталона, необходимого для проведения сравнения распределения нагрузок у пациента на каждый шаг для выработки правильной модели походки, свойственной здоровому человеку [3-6]. Она создается опытным путем, как обобщенная, т.е. при ее создании использовались данные, полученные от нескольких здоровых людей.

Таким образом, разрабатываемая система и применяемый в ней алгоритм позволят использовать информационно-измерительную систему для

обучения ходьбе после оперативного вмешательства на ОДА в повседневной жизни вне стационара, благодаря малым габаритам и простоте устройства в использовании.

Библиографический список

1. Бейдик, О. В., Казаков, В. Д., Маркелов, А. Г., Левченко, К. К., Любичкий, А. П., & Цыплаков, А. Ю. (2004). Плантографическое исследование результатов лечения пациентов с деформациями и травмами костей стопы методом комбинированного наружного чрескостного остеосинтеза. *Гений ортопедии*, (1), с. 98-104.
2. Смирнова Л.М., Джомардлы Э.И., & Кольцов А.А. (2020). Межзональное распределение нагрузки на плантарную поверхность стопы при ходьбе пациентов с ДЦП как объективный критерий тяжести функциональных нарушений. *Травматология и ортопедия России*, 26 (3), с. 80-92.
3. Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова, И.В. Тихомиров. Разработка алгоритма для системы восстановления навыков ходьбы после оперативных вмешательств на опорно-двигательном аппарате / Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2020: Материалы XXXIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов, Рязань, 09–11 декабря 2020 года. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2020. – С. 365-368.
4. И.В. Тихомиров, Ф. О. Дурнев, Э. А. Даминова Разработка устройства для восстановления навыков ходьбы после оперативных вмешательств на опорно-двигательном аппарате / Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2020: Материалы XXXIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов, Рязань, 09–11 декабря 2020 года. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2020. – С. 566-568.
5. F. O. Durnev, E. A. Daminova and I. V. Tikhomirov, "The Development of the Algorithm for Locomotor System Post-Operative Rehabilitation Complex," 2021 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus), 2021, pp. 1732-1734, doi: 10.1109/ElConRus51938.2021.9396320
6. I. V. Tikhomirov, E. A. Daminova and F. O. Durnev, "The Development of the Hardware for Locomotor System Post-Operative Rehabilitation Complex," 2021 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus), 2021, pp. 1857-1859, doi: 10.1109/ElConRus51938.2021.9396368.

СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ

УДК 629.584

СТРУКТУРА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОПРИВОДОМ ГЛУБОКОВОДНЫХ РОБОТИЗИРОВАННЫХ АППАРАТОВ

С.С. Румянцев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань
АО «Моринформсистема-Агат-КИП»

Представлена структура программного обеспечения системы управления асинхронным двигателем, сформулированы требования к программным и аппаратным модулям системы управления, обеспечивающие заданные статические и динамические характеристики частотного управления электроприводом подводного режущего инструмента.

Ключевые слова: *двигатель асинхронный, микроконтроллер, управление электродвигателем, подводные работы.*

STRUCTURE OF THE SOFTWARE OF THE ELECTRIC DRIVE CONTROL SYSTEM OF DEEP-WATER ROBOTIC APPARATUS

S.S. Rumyantsev

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan
Joint Stock Company «Morinformsystem-Agat-KIP»

The structure of the software of the asynchronous motor control system is presented, the requirements for the software and hardware modules of the control system are formulated, which provide the specified static and dynamic characteristics of the frequency control of the electric drive of the underwater cutting tool.

Key words: *asynchronous motor, microcontroller, electric motor control, underwater operations.*

При подводных строительных и аварийно-спасательных работах одной из важнейших операций, выполняемых роботизированными глубоководными аппаратами, является резка металлических конструкций, которая осуществляется с помощью дисковой пилы, приводимой в действие с помощью трехфазного асинхронного двигателя.

Как известно, применение преобразователей частоты для управления асинхронным двигателем является наиболее экономичным способом

плавного регулирования частоты вращения. При этом двигатель во всем диапазоне регулирования работает с малой величиной скольжения ротора, сохраняет высокий коэффициент полезного действия и хорошую «жесткость» механических характеристик. Высокие динамические и эксплуатационные характеристики электроприводов обеспечиваются за счет разработки и использования новых алгоритмов управления с реализацией на современной микроэлектронной базе – сигнальных процессорах.

Электродвигатели переменного тока совместно с электрическими преобразователями (т.е. силовой канал привода) представляют собой сложные взаимосвязанные нелинейные объекты управления. Полное математическое описание таких объектов оказывается довольно громоздким и затруднительным для инженерных методов синтеза систем управления. Однако, при достаточном числе допустимых предположений и при ограниченном рассмотрении небольших отклонений от установившейся рабочей точки дифференциальные уравнения асинхронной машины удается привести к виду, удобному для аналитического рассмотрения. Пренебрегая значением активного сопротивления статорной обмотки двигателя, обеспечивая постоянство перегрузочной способности, можно получить линеаризованное уравнение динамической механической характеристики двигателя не выше второго порядка.

При таком представлении двигателя удастся создать независимое управление электромагнитным моментом и потоком двигателя. Для обеспечения оптимальных условий протекания процессов преобразования энергии в асинхронном двигателе между входами управления устанавливают функциональный преобразователь, создающий определенную связь между напряжением и частотой.

Формирование управляющих сигналов с широтно-импульсной модуляцией, контроль фазных токов и напряжений двигателя, измерение частоты вращения двигателя, обмен информацией по CAN-интерфейсу, а также общее управление осуществляется с помощью микроконтроллера 1921BK01T, производства АО «НИИЭТ», г. Воронеж. Для разработки программного обеспечения был использован язык C и интегрированная среда разработки Keil uVision MDK-ARM.

Программное обеспечение (ПО) работает под управлением операционной системы реального времени Keil RTOS2. ПО состоит из следующих основных модулей:

- модуль главного автомата системы реализует конечный автомат для управления двигателем;
- модуль ШИМ реализует алгоритм векторной трехфазной ШИМ;
- модуль защиты от перегрузок реализует многоуровневую защиту от продолжительной перегрузки по току;

- модуль управления АЦП реализует измерение мгновенных и действующих значений фазных токов, а также напряжения питания инвертера;
- модуль измерения частоты вращения вала реализует измерение частоты вращения вала двигателя
- модуль регуляторов реализует ПИД-регуляторы для управления двигателем;
- модуль связи реализует взаимодействия по интерфейсу CAN;
- модуль зуммера управляет формированием звуковых сигналов об авариях и ошибках в работе системы.

Для взаимодействия между задачами, реализованными в модулях, используются следующие средства синхронизации: семафоры, мьютексы, события.

Характерной особенностью систем управления преобразователей частоты является необходимость жесткой иерархии решения множества задач с различным интервалом дискретизации по времени. Можно выделить три иерархических уровня построения программного обеспечения системы управления электроприводом.

1. Задачи нижнего уровня. К ним относятся задачи прямого цифрового управления оборудованием, в частности задачи управления силовыми ключами преобразователя, должны решаться на каждом периоде ШИМ (при частоте 7 кГц). В преобразователях частоты со скалярной системой управления асинхронными двигателями за указанное время должен выполняться расчет текущей фазы вектора напряжения статора, должны определяться и задаваться уставки на сравнение для всех каналов ШИМ-генератора. Для однокристальных микроконтроллеров класса Motor Control (управление двигателями) характерно наличие специализированного модуля ШИМ-генератора. Для организации замкнутой системы управления по положению и обработки сигналов импульсного датчика положения микроконтроллер содержит периферийный таймерный модуль с «квадратурным» декодером, автоматически преобразующим две сдвинутые на 90 градусов электрические последовательности импульсов с датчика в счетные импульсы и сигнал направления счета. Исходя из этих требований был выбран вышеуказанный МК.

2. Задачи среднего уровня управления, т.е. собственно системы управления электроприводом могут решаться с существенно большим интервалом дискретизации по времени (десятки мс): формирование требуемых тахограмм разгона-торможения (задатчики интенсивности), регулирование скорости и технологических переменных (технологические регуляторы) и им подобные. Интервал дискретизации для этого уровня управления может задаваться либо от отдельного интервального таймера, либо кратным числу периодов ШИМ. При работе режущего инструмента важными режимами являются режимы пуска, остановки и выхода из

заклинки инструмента. Поэтому программное обеспечение предусматривает возможность реализации управления с различными типами ускорения и торможения таких как линейного и S-образного. Сложность проведения подводных работ потребовало от системы управления частотного преобразователя универсальности и гибкости в перенастройке свойств привода, наличия дополнительных опций. В некоторых случаях при управлении двигателем на отдельных частотах могут возникать резонансные колебания механической системы исполнительного механизма. Во избежание этих явлений в преобразователе существует функция, позволяющая «вырезать» из рабочего диапазона резонансные частоты при регулировании напряжения статора.

3. На верхнем уровне решаются задачи управления режимами работы преобразователя (интерпретатор команд оперативного управления преобразователем), интерфейса с оператором и с системами управления более высокого уровня. Здесь же решаются задачи согласованного управления релейно-контакторным оборудованием рабочих станций и режимами работы собственно преобразователя частоты, а также поддержки распределенного сетевого управления оборудованием.

Сложность указанных выше задач диктует применение в таких системах специализированных сигнальных микроконтроллеров повышенной производительности. С одной стороны, эти микроконтроллеры имеют архитектуру центрального процессора, оптимизированную для предельно быстрого решения задач цифровой фильтрации и регулирования, а с другой – мощный набор встроенных периферийных устройств, обеспечивающих прямое цифровое управление оборудованием.

Библиографический список

1. Анучин А.С. Системы управления электроприводов: учебник для вузов. – М.: Издательский дом МЭИ, 2015. – 373 с.
2. Денисенко В.В. Компьютерное управление технологическим процессом, экспериментом, оборудованием. – М.: Горячая линия–Телеком, 2014. – 608 с.
3. Векторное управление для асинхронного электродвигателя «на пальцах» // НПФ Вектор. URL: https://habr.com/ru/company/npf_vektor/blog/389123/ (дата обращения: 17.05.2020).
4. Браславский И.Я., Ишматов З.Ш., Барац Е.И. Адаптивная система прямого управления моментом асинхронного двигателя. – «Электротехника». 2001, № 11.

РАЗРАБОТКА РОБОТА-АССИСТЕНТА ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ БЫТОВЫХ И ОБЩЕХОЗЯЙСТВЕННЫХ ЗАДАЧ

А.С. Гайдамакина

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен процесс создания голосового ассистента в сфере услуг, способного понимать и распознавать естественный язык, классифицировать и оценивать получаемую из окружающего мира информацию, инициировать накопление новых знаний посредством общения.

Ключевые слова: *голосовой ассистент, искусственная нейронная сеть, обработка естественного языка.*

DEVELOPMENT OF A ROBOT ASSISTANT FOR PERFORMING HOUSEHOLD AND GENERAL ECONOMIC TASKS

A.S. Gaidamakina

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The process of creating a voice assistant in the service sector, capable of understanding and recognizing natural language, classifying and evaluating information received from the outside world, initiating the accumulation of new knowledge through communication, is considered.

Key words: *voice assistant, artificial neural network, natural language processing.*

С развитием систем автоматизации в повседневную жизнь постепенно начали входить интеллектуальные системы, которые берут на себя выполнение определенных ежедневных рутинных задач. Разработкой и выводением «умных» виртуальных помощников на российский рынок занимаются многие компании, развивающие направление анализа неструктурированных данных на естественном языке с использованием технологий машинного обучения.

Процесс реализации робота-ассистента стартовал на платформе Google Dialogflow, позволяющей легко и быстро создать разговорную систему – чат-бота, простому пользователю без навыков программирования. Однако из-за отсутствия доступа к исходному коду, возможности вывода в офлайн-режим и сложностях, возникавших при добавлении ветвления в проекте, было принято решение воспользоваться библиотекой Python Chatterbot. Алгоритмы библиотеки Chatterbot искали среди паттернов обучающего множества наиболее близкие к введенному пользователем выражению и сопоставляли их с имеющимися выражениями, одно из которых присылалось в качестве ответа. Обучение происходило с помощью подготовленных корпусных данных, загружавшихся в проект и хранящихся в формате .uml. Самый

первый экземпляр чат-бота отвечал на поступающие сообщения несвязно. Для оптимальной работы библиотеки нужно было осуществить несколько десятков итераций запуска. С помощью Chatterbot нельзя было создать сценарий или развить определенную ветку диалога без дополнительных функций и классов. Если вопрос, заданный человеком системе был перефразирован с сохранением смысла, она присылала случайный или заданный по умолчанию ответ. Поэтому для расширения возможностей робота-помощника, в итоге были использованы искусственные нейронные сети (ИНС).

Нейронная сеть состоит из формальных нейронов, каждый из них представляет собой вычислительный элемент с несколькими входами и единственным выходом [1].

В отличие от ранее рассмотренных алгоритмов, работающих по ключевым словам и линейным сценариям, ИНС способны симитировать более живое и осмысленное общение.

В таблице 1 приведена сравнительная характеристика двух интеллектуальных систем.

Таблица 1 – Сравнение чат-бота и виртуального AI-ассистента

Чат-бот	AI-помощник
Работает по выделению ключевых слов. Не ориентируется на контекст, в связи с чем не всегда может понять собеседника.	Распознает намерение пользователя с помощью методик Natural Language Understanding и в соответствии с этим присылает ответ.
Не способен выделять тональности принятых сообщений.	При эффективном обучении на размеченных данных алгоритмы неплохо справляются с задачей распознавания нейтральных, позитивных и негативных сообщений.
Без специально отдельно прописанных функций не произойдет распознавания именованных сущностей	С помощью технологий Named-entity recognition выделит спаны сущностей для нахождения значимых фрагментов текста.

Основным направлением, на которое делается упор во время создания AI-ассистента, является обработка естественного языка (Natural Language Processing), подразделяющаяся на три составляющие:

- Natural Language Understanding — понимание;
- Natural Language Generation — генерация;
- распознавание и синтез.

В этой исследовательской работе компонент Natural Language Understanding представлен классификатором намерений, созданного и

оптимизированного с помощью ИНС, реализованной средствами новой и высокопроизводительной Matlab-подобной библиотеки Torch от Facebook Pytorch.

Интеллект ассистента оценивается объемом знаний, к которым он имеет доступ или может его получить [2]. Сбор знаний для обучения генеративных моделей довольно затруднителен, поэтому для коммуникации на естественном языке в проекте использована база знаний, представленная в формате json-файла. В нем прописаны намерения пользователя, отмеченные «тэгом», на каждое представлено паттерн с возможными сообщениями пользователя и ответами ассистента на них. На данном этапе разработки база знаний ассистента соответствует минимальным требованиям, отвечающим реализации робота-промоутера.

Проект робота-ассистента основан на базовых концепциях Natural Language Processing: токенизация, лемматизация, «мешок слов».

Перед подачей на вход нейронной сети распознанный текст подвергается препроцессингу, заключающемуся в последовательном приведении текста к числовым векторам. Токенизация – процесс разбиения синтаксической единицы на отдельные части, называемые токенами. После этого осуществляется лемматизация – нахождение нормальной формы слова, учитывая контекст. Полученные массивы слов преобразуются в вектора чисел с помощью метода «мешок слов» (bag of words). Подготовленные данные обрабатываются обученной нейронной сетью, и пользователю выдается ответ.

Главным преимуществом использования ИНС является оценивание входных данных по установленному порогу. Благодаря сравнению предложений, сказанных человеком, с имеющимися в базе данных, исключается необходимость полного совпадения сообщений пользователя с обучающим множеством. Робот может поддерживать два формата работы. Первый – small-talk или «непринужденная беседа», второй подразумевает работу робота в роли промоутера, который получает необходимую информацию от пользователя в рамках выбранной темы «Интернет». Переключение между форматами происходит в момент установления флага по «тегу». Полученные роботом данные о пользователе сохраняются в текстовом файле, который может быть использован для последующей обработки компаниями-операторами.

Библиографический список

1. Применение нейронных сетей в задачах обработки текстовых данных. Р.О. Белоус, Ю.А. Чернятина
2. Chatbot: A Conversational Agent employed with Named Entity Recognition Model using Artificial Neural Network / Nazakat Ali Department of Electronics, Quaid-i-Azam University, Islamabad, Pakistan

УДК 004.932

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕАЛИЗАЦИИ АЛГОРИТМОВ СТЕРЕОЗРЕНИЯ НА РАЗЛИЧНЫХ АРХИТЕКТУРАХ

А.И. Ефимов, Д.И. Устюков

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

*Выполнен сравнительный анализ функционирования алгоритмов
стереозрения на различных аппаратных архитектурах.*

Ключевые слова: *техническое зрение, стерео алгоритмы, аппаратные
архитектуры.*

STEREOVISION ALGORITHMS IMPLEMENTATION COMPARATIVE ANALYSIS ON DIFFERENT ARCHITECTURES

A.I. Efimov, D.I. Ustukov

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

*A comparative analysis of the functioning of stereo vision algorithms on various
hardware architectures is performed.*

Key words: *technical vision, stereo algorithms, hardware architectures.*

В докладе представлены содержание и результаты исследования реализации метода стереозрения на одноплатном компьютере. Предлагаемые результаты могут представлять интерес при проектировании систем технического зрения для прикладного применения.

Задача развития мобильных робототехнических систем занимает одно из ведущих мест среди проблем современной науки и техники. Современный этап развития науки и техники тесно связан с повсеместным внедрением автономных роботизированных систем. Одна из наиболее актуальных задач технического зрения – ориентация мобильного робота в пространстве.

Для решения задачи стоит обратить внимание на развивающийся класс вычислительных устройств – одноплатные компьютеры. К их достоинствам можно отнести низкое энергопотребление, малые габариты, постоянное развитие аппаратной части при сохранении типоразмеров.

Большое количество существующих алгоритмов плотного стереозрения [1, 2] демонстрируют хороший результат на эталонных тестовых стереопарах. Однако тестирование этих алгоритмов на изображениях, полученных от сенсоров в реальных условиях, дает иные результаты.

Описание выбранного алгоритма

Алгоритм вычисления карты глубины путем корреляционно сопоставления парных пикселей состоит из следующих шагов.

Шаг 1 – перебираются значения диспаратитов d из диапазона $[0..d_{max}]$, где d_{max} – максимальный диспаратит для вычисления карты глубины, для каждого значения d выполняются шаги 2, 3 алгоритма.

Шаг 2 – Вычисляется summed-area table (SAT) по формуле

$$I_{i,j,d} = \sum_{n=0}^j \sum_{m=0}^i |L_{m,n} - R_{m-d,n}|, \quad (1)$$

где i, j – координаты вычисляемого элемента в буфере I , d – значение диспаратита для которого выполняются вычисления, L – значения яркостей пикселей изображения от левого сенсора, R – значения яркостей пикселей изображения от правого сенсора.

Исходя из особенностей интегрированного изображения, его элементы можно вычислять иным способом, по формуле

$$I_{i,j,d} = |L_{i,j} - R_{i-d,j}| - I_{i-1,j-1,d} + I_{i-1,j,d} + I_{i,j-1,d} \quad (2)$$

Для каждого значения в SAT требуется выполнить четыре арифметических операции.

Шаг 3 – значения SAT применяются для вычисления cost plane. $P_{i,j,d}$ – элемент массива cost plane являющийся суммой модулей разности яркостей пикселей в окне заданного размера с центром окна в координате i, j . Не зависимо от размера заданного окна, для вычисления необходимо считать из буфера P только четыре значения. Таким образом, сумма модулей разности яркостей пикселей в окне вычисляется по формуле

$$P_{i,j,d} = I_{i+t,j+u,d} - I_{i+t,j-u-1,d} - I_{i-t-1,j+u,d} + I_{i-t-1,j-u-1,d} \quad (3)$$

Вычисленное значение $P_{i,j,d}$ сравнивается со значением best cost хранимом в буфере B и полученном на предыдущем шаге вычислений $(d-1)$. Если в результате сравнения выполняется условие $P_{i,j,d} \leq B_{i,j}$, то обновляется содержимое $B_{i,j}$ и фиксируется значение диспаратита $D_{i,j} = d$.

После перебора всех значений d в буфере B , будет представлять карту глубины текущей стерео пары. Представленный алгоритм хорошо распараллеливается и независим по времени от варьируемого размера. Однако вычисление SAT можно исключить из алгоритма. В этом случае из алгоритма исключается шаг 2, а на шаге 3 вычисления производятся по формуле

$$P_{i,j,d} = \sum_{n=j-(h-1)/2}^{j+(h-1)/2} \sum_{m=i-(w-1)/2}^{i+(w-1)/2} |L_{m,n} - R_{m-d,n}|, \quad (4)$$

где h – значение высоты окна для корреляционного сопоставления пикселей, w – ширина окна.

Анализ эффективности реализации

Анализ эффективности реализации проводится с целью выбора наилучшей вычислительной архитектуры для стереосистемы мобильного подвижного устройства. В первую очередь оценивается производительность реализации [3], во вторую – энергопотребление вычислителя. Анализ проводится для трех вычислительных архитектур классического CPU, GPU и

одноплатного компьютера Raspberry Pi4. В качестве исходных данных используется серия ректифицированных изображений размером 640x512 пикселей (рис. 1). Размер 640x512 пикселей – размер изображения от сенсора работающего в SWIR диапазоне. В реализованных алгоритмах установлены следующие значения параметров $w=11$, $h=5$, $d=[0..200]$.

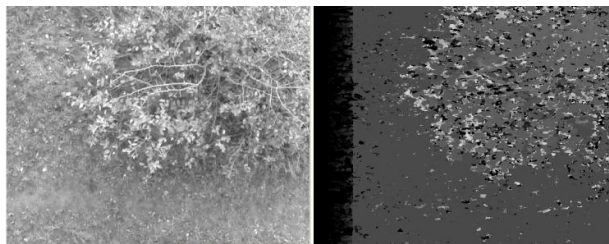


Рис. 1 – Изображение от одного из сенсоров стереосистемы слева и карта глубины вычисленная представленным алгоритмом справа

В таблице 1 представлено сравнение реализации алгоритма плотного стереозрения с размером окна 11x5 на четырёх вышеперечисленных алгоритмах.

Табл. 1 – Сравнительная характеристика для диспаратитетов 0-150

Архитектура		Скорость, кадров/с	Время выполнения, с	Энергопотребление (весь модуль)
ПК AMD FX 8300 3.3GHz, RAM – 4GB, GPU AMD RADEON HD 7870, SSD – 128GB	CPU (1 поток)	0,12	8,2348	150Вт
	CPU (8 потоков)	0,57	1,3756	150Вт
	GPU (много-поточное)	4,10	0,2439	300Вт
Raspberry 4 b (CPU Quad core Cortex-A72 (ARM v8) 64-bit 1.5GHz RAM 8GB LPDDR4-3200 SDRAM)	CPU (1 поток)	0,06	16,3447	25Вт
	CPU (8 потоков)	0,30	3,3236	25Вт

Заключение

Несмотря на то, что одноплатный компьютер Raspberry PI при тестировании показал двукратное отставание по сравнению с CPU, его энергоэффективность оказалась почти на порядок ниже, чем у CPU ПК. Стоит отметить, что для многих мобильных систем именно энергоэффективность, габариты и стоимость будут иметь большее значение, чем производительность, тем более, что при полной загрузке Raspberry Pi стремится к обработке кадра за 3 секунды.

Библиографический список

1. Ustukov, Dmitry & Muratov, Yevgeniy & Nikiforov, Michael & Melnik, Olga. (2017). Analysis of the efficiency of dense stereovision algorithm implementation on different computer architectures. 78-81. 10.1109/CCOMS.2017.8075271.
2. D. Scharstein and R. Szeliski. Middlebury stereo evaluation. [Электронный ресурс] URL: <http://vision.middlebury.edu/stereo/eval/>
3. Дудко И.С., Ефимов А.И., Логинов А.А. и др. Автоматизация исследования и отладки алгоритмов и программ обработки изображений. Известия ТулГУ. Технические науки. Вып. 9. – Тула: 2015. – С 87-95.

УДК 577.344.2

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА БАКТЕРИЦИДНОЙ ОЧИСТКИ ВОЗДУХА

К.В. Подмастерьев, О.В. Глазков, В.В. Марков
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Представлена структура и описание информационно-измерительной системы бактерицидной очистки воздуха. Система производит бактерицидную очистку воздуха помещения методом ультрафиолетового излучения. В состав измерительного модуля системы входят блоки измерения концентрации пыли и озона, счётчик наработки ультрафиолетовой лампы и индикатор активности людей в помещении.

Ключевые слова: воздух, бактерицидная очистка, ультрафиолетовое излучение; концентрация пыли; озон; датчик активности

INFORMATION MEASURING SYSTEM FOR BACTERIC AIR PURIFICATION

K.V. Podmasterev, O.V. Glazkov, V.V. Markov
Oryol state university named after I.S. Turgenev, Oryol

The structure and description of the information-measuring system for bactericidal air purification is presented. The system produces bactericidal cleaning of room air using ultraviolet radiation. The measuring module of the system includes units for measuring the concentration of dust and ozone, a counter of the operating time of an ultraviolet lamp and an indicator of the activity of people in the room.

Keywords: air, bactericidal cleaning, ultraviolet radiation; dust concentration; ozone; activity sensor.

С повышением активности возбудителей вирусных заболеваний проблема обеззараживания воздуха в помещениях стала актуальной не только для медицинских учреждений, но также для многих производственных и бытовых помещений.

В настоящее время известно достаточно большое количество методов бактерицидной очистки воздуха в помещениях: ультрафиолетовые методы, методы озонирования, методы фотокаталитической очистки воздуха, методы плазменной очистки воздуха, методы электростатической очистки воздуха. Кроме того, находят широкое применение комплексные методы очистки воздуха, основанные на использовании нескольких методов, например, комплексный плазменно-фотокаталитический метод очистки воздуха [1].

Наиболее широко известными и технологически освоенными методами бактерицидной очистки воздуха являются ультрафиолетовые методы. В их основе лежит физический принцип деструктивно-модифицирующего повреждения РНК и ДНК клеточных ядер микроорганизмов при воздействии на них электромагнитного излучения с длинами волн в диапазоне от 100 до 400 нм, причём наиболее сильное бактерицидное и противовирусное воздействие оказывает ультрафиолетовое излучение с длинами волн от 205 до 315 нм; оно способно подавлять развитие многих известных болезнетворных бактерий и вирусов, включая вирус SARS-CoV-2.

Достоинствами ультрафиолетовой очистки воздуха являются [2, 3]:

- высокая эффективность против бактерий и вирусов;
- отсутствие необходимости в дополнительных веществах;
- относительно короткое время очистки помещения;
- относительная простота автоматизации процесса очистки воздуха.

Недостатками систем ультрафиолетовой очистки воздуха помещений являются: снижение эффективности при запылении излучателя и риск появления озона в помещении при наличии в нём людей.

С целью повышения эффективности бактерицидной очистки воздуха помещений методом ультрафиолетового излучения предлагается информационно-измерительная система бактерицидной очистки воздуха, основанная на применении ультрафиолетового метода очистки и использовании многофункционального измерительного модуля, в состав которого входят блоки измерения концентрации пыли и озона, счётчик наработки ультрафиолетовой лампы и индикатор активности людей в помещении. Структурная схема системы показана на рисунке 1.

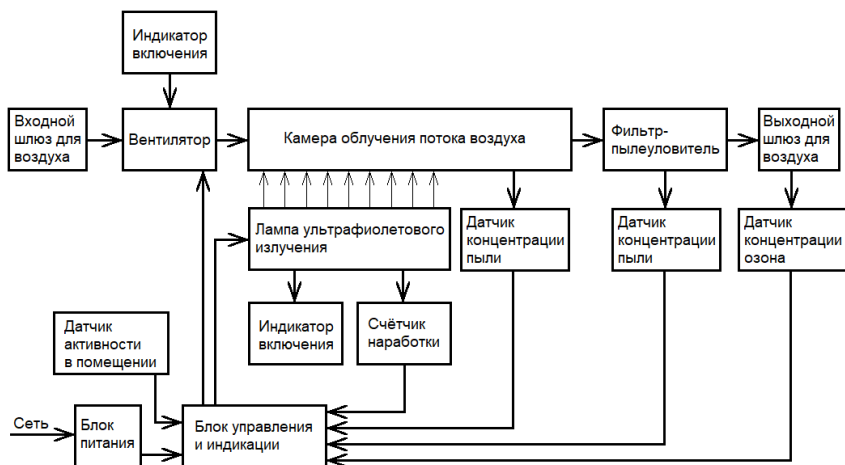


Рис. 1 – Структурная схема информационно-измерительной системы бактерицидной очистки воздуха

Основным элементом системы очистки воздуха является камера облучения, в которой излучателем служит ультрафиолетовая лампа из увиолевого стекла. При включении системы очистки, блок управления подаёт сигнал на вентилятор, который через входной шлюз загоняет воздух из помещения в камеру облучения, где происходит ультрафиолетовое облучение и бактерицидная очистка воздуха.

Работа вентилятора и лампы сопровождается активностью светодиодных индикаторов включения. Время работы ультрафиолетовая лампы фиксируется счётчиком наработки.

Помимо бактерий в воздухе может присутствовать пыль, которую также нужно удалить из воздуха. Для этого на входе и выходе камеры облучения установлены фильтры-пылеуловители, а также датчики концентрации пыли – для её контроля до фильтрации и после. Далее чистый воздух поступает в выходной шлюз, а с него на датчик концентрации озона – для контроля и измерения концентрации озона в очищенном воздухе на выходе камеры.

Все данные о работе датчиков (время работы лампы, концентрация пыли до и после фильтрации, концентрация озона в очищенном воздухе) поступают на блок управления и индикации с целью регистрации, а также управления процессом очистки воздуха с помощью мобильного приложения.

Для того, чтобы регулировать интенсивность ультрафиолетового излучения в присутствии или в отсутствии людей в помещении, в структуру информационно-измерительной системы бактерицидной очистки воздуха введён канал контроля активности (присутствия) людей в помещении.

Предлагаемая информационно-измерительная система бактерицидной очистки воздуха ультрафиолетовым методом отличается от известных

моделей [1] введением дополнительных функций, позволяющих автоматизировать процесс бактерицидной очистки воздуха и повысить его эффективность:

- наличие блока индикации и управления позволяет запускать и приостанавливать процесс очистки воздуха с помощью мобильного приложения в телефоне пользователя;
- наличие двух датчиков концентрации пыли позволяет оценивать запылённость очищенного воздуха, а также концентрацию пыли в фильтре-пылеуловителе, что необходимо для его своевременной очистки или замены;
- наличие датчика концентрации озона и датчика активности людей в помещении снижает риск вредного воздействия процесса бактерицидной очистки воздуха на организм человека.

Библиографический список

1. Обзор методов бактерицидной очистки воздуха в помещениях [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.clear-air.ru/blog/obzory-sovety-po-vyboru-stati/obezzarazhivanie-vozdukha-retsirkulyator-bakteritsidnyi/>.
2. Васильев, А.И. Анализ современных промышленных источников бактерицидного ультрафиолетового излучения / А.И. Васильев, А.В. Красночуб, М.Е. Кузьменко // Светотехника. 2004. № 6. С. 42-45.
3. Ametepe J., Peng S., Manos D. Ultraviolet discharges from a radio-frequency system for potential biological/chemical applications // Chinese Physics B. 2017. Vol. 26. № 8. P. 083302.

УДК 62-527.7

ПРОГРАММА УПРАВЛЕНИЯ ИСПЫТАТЕЛЬНЫМ СТЕНДОМ ДЛЯ БЕСКОЛЕКТОРНЫХ ДВИГАТЕЛЕЙ

С.Б. Арзамасцев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Основной целью работы является разработка программного управления бесколектормыми двигателями для испытательного стенда.

Ключевые слова: *электропривод, микроконтроллер.*

TEST BENCH CONTROL PROGRAM FOR BRUSHLESS MOTORS

S.B. Arzamastzev

Ryazan state radio engineering University named After V. F. Utkin, Ryazan

The main goal of the work is to develop a software control of brushless motors for the test stand.

Key words: electric drive, the microcontroller.

Основная задача системы управления бесколлекторным двигателем - переключать обмотки статора в зависимости от положения ротора.

В настоящее время в коллекторных двигателях коммутация обмоток в необходимый момент происходит за счет коллекторного узла(якоря). В бесколлекторных двигателях коммутацией управляет узел электроники, которым является микроконтроллер.

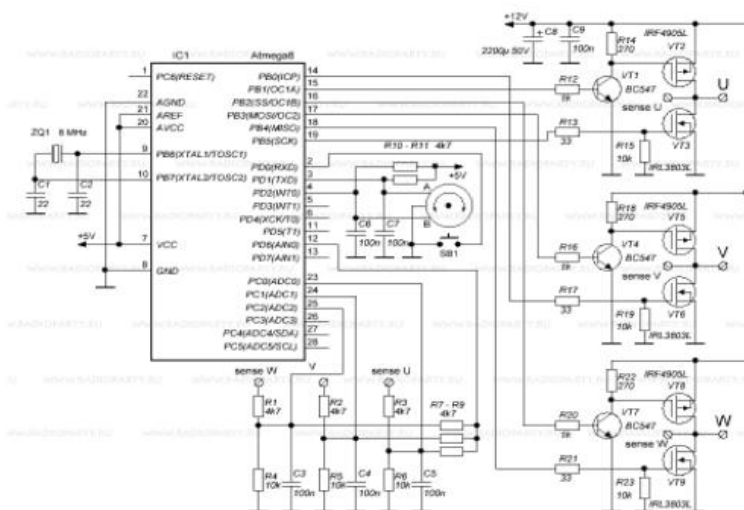


Рис. 1 – Принципиальная схема системы управления бесколлекторного двигателя

Три ШИМ-канала, OC1A, OC2 и OC1B, управляют верхними ключами (Р-канальные MOSFET) мостовой схемы. Это дает возможность управления электрическим током с помощью аппаратных возможностей генерации ШИМ-сигналов при минимальном использовании программных ресурсов. В этом случае управление скоростью выполняется за счет изменения скважности ШИМ-сигнала.

Нижние ключи управляются логическими сигналами, и в нужный момент N-канальные MOSFET подключают обмотку возбуждения к минусу питания или к линии обратной ЭДС подаваемых на верхние и нижние ключи, с направлением вращения по часовой и против часовой стрелки [2].

Таблица. 1 – Таблицы состояния сигналов на ключах

CW	UH	UL	VH	WL	WH	WL
1	1	0	0	1	0	0
2	1	0	0	0	0	1
3	0	0	1	0	0	1
4	0	1	1	0	0	0
5	0	1	0	0	1	0
6	0	0	0	1	1	0

Код программы с подробными комментариями:

```
// Подключение бесколлекторного двигателя
#include <avr/interrupt.h>
#include <avr/io.h>
#include <util/delay.h>

// Фаза U(Верхнее плечо)
#define UH_ON    TCCR1A |= (1 << COM1A1);
#define UH_OFF   TCCR1A &= ~(1 << COM1A1);

// Фаза U(Нижнее плечо)
#define UL_ON    PORTB |= (1 << PB5);
#define UL_OFF   PORTB &= ~(1 << PB5);

// Фаза V(Верхнее плечо)
#define VH_ON    TCCR2 |= (1 << COM21);
#define VH_OFF   TCCR2 &= ~(1 << COM21);

// Фаза V(Нижнее плечо)
#define VL_ON    PORTB |= (1 << PB0);
#define VL_OFF   PORTB &= ~(1 << PB0);

// Фаза W(Верхнее плечо)
#define WH_ON    TCCR1A |= (1 << COM1B1);
#define WH_OFF   TCCR1A &= ~(1 << COM1B1);

// Фаза W(Нижнее плечо)
#define WL_ON    PORTB |= (1 << PB4);
#define WL_OFF   PORTB &= ~(1 << PB4);
#define PHASE_ALL UH_OFF;UL_OFF;VH_OFF;VL_OFF;WH_OFF;
#define SENSE_U  ADMUX = 0; // Вход обратной ЭДС фазы U
#define SENSE_V  ADMUX = 1; // Вход обратной ЭДС фазы V
#define SENSE_W  ADMUX = 2; // Вход обратной ЭДС фазы W
```

```

#define SENSE_UVW(ACSR&(1 << ACO)) // Выход компаратора

#define START_PWM    10 // Минимальный ШИМ при запуске
#define WORK_PWM     100 // Рабочий уровень ШИМ

char start_stop = 0;
volatile unsigned char motor_pwm = WORK_PWM;
volatile unsigned char commutation_step = 0;
volatile unsigned char rotor_run = 0; // Счетчик импульсов ЭДС
ACSR |= (1 << ACIE); // Разрешаем прерывание от компаратора
TIMSK |= (1 << TOIE0); // Разрешаем прерывание по T0
GICR |= (1 << INT0); // Разрешаем внешние прерывания INT0

    if(rotor_run == 200)
        OCR1A = motor_pwm;
        OCR1B = motor_pwm;
        OCR2 = motor_pwm;
    }
}
else
{
    PHASE_ALL_OFF; // Все фазы выключены
    ACSR &= ~(1 << ACIE); // Запрещаем прерывание от компаратора
    TIMSK &= ~(1 << TOIE0); // Запрещаем прерывание по T0
    GICR &= ~(1 << INT0); // Запрещаем внешние прерывания INT0
}

}

}

```

Библиографический список

1. Tae-Sung Kim, Byoung-Gun Park, Dong-Myung Lee, Ji-Su Ryu, and Dong-Seok Hyun A New Approach to Sensorless Control Method for Brushless DC Motors.
2. М.Е. Гольц, А.Б. Гудзенко, В.М. Остреров Автоматизированные электроприводы постоянного тока с широтно-импульсными преобразователями: Энергия, 1972.

УДК 004.896:621.865.8:681.518.3

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМЫ СБОРА ДАННЫХ ОБ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ОПЕРАТОРА В ЗАДАЧЕ УПРАВЛЕНИЯ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИМ КОМПЛЕКСОМ

П.С. Будылина, С.С. Лукша

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
имени В.Ф. Уткина», г. Рязань

В работе рассмотрен принцип управления манипуляционным мобильным роботом с использованием электромиографических сигналов. Описаны основные компоненты управляющей системы и предложены методы их реализации.

Ключевые слова: электромиография, управляющая система, манипуляционный робот.

MOBILE ROBOT CONTROL SYSTEM BASED ON ELECTROMYOGRAPHY SIGNALS

P.S. Budylina, S.S. Luksha

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

This paper is about principles of operation mobile robot control system based on electromyography signals. Main components are described and methods for realization are purposed.

Key words: electromyography, control system, manipulation robot.

В настоящее время управление робототехнической системой посредством методов и средств телемеханики (от полностью автономных до телеуправления) сопряжено с необходимостью дистанционного контроля над мобильным роботом. Проблема использования пульта управления связана с необходимостью обучения пользования им оператора. Устройства же копирующего типа (механические, инерциальные и визуальные), преобразующие базовые движения человека в команды управления роботом или его сочленениями, должны обладать эффективной системой передачи этих сигналов. В настоящей работе предлагается использовать управляющие команды, сформированные на основе электромиографических сигналов – регистрируемой электрической активности мышц оператора при его естественных движениях [1].

На рисунке 1 представлен макет разрабатываемой системы управления, выполняющей регистрацию и обработку электромиосигнала (ЭМС).

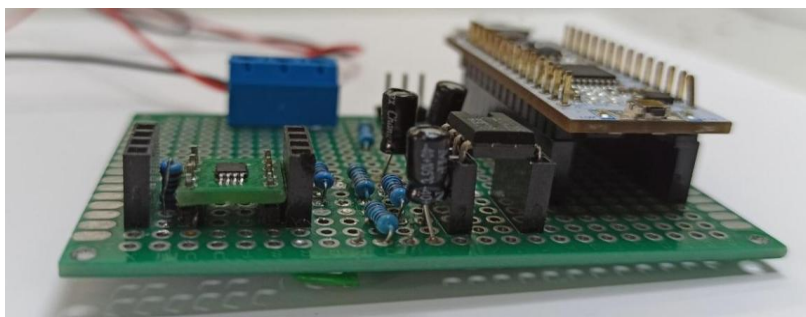


Рис. 1 – Макет разрабатываемой системы управления

Снимаемый с помощью накожных электродов сигнал (рис.2) поступает на усилитель биопотенциалов, представленный широко используемым в медицинской технике инструментальным усилителем AD8226, коэффициент усиления которого варьируется от 1 до 1000 и корректируется с помощью всего лишь одного внешнего резистора [2]. Усиленный сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь платы развития STM NUKLEO-F031K6 [3], на основе которой решаются задачи цифровой обработки ЭМС (фильтрация и выделение полезной составляющей) и формирования управляющих команд. Система требует использования биполярного питания с напряжением 5 В. В автономном режиме для этой цели может быть задействован блок питания на основе аккумуляторов типа АА.

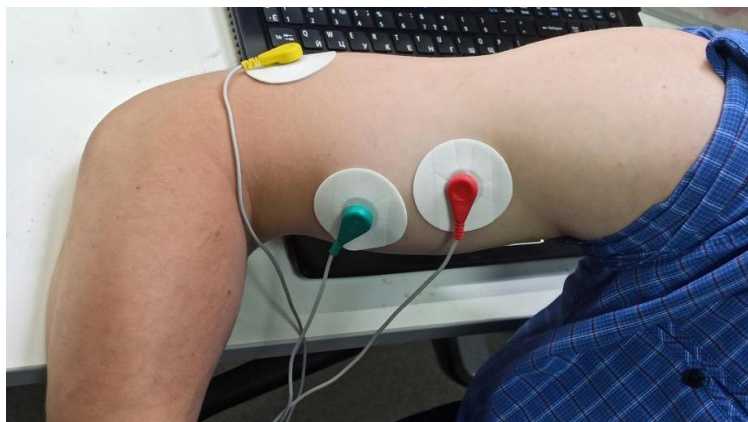


Рис. 2 – Система наложения электродов для регистрации электрической активности мышц при сгибании руки в локте

В ходе исследований работоспособности макета была проведена запись электрической активности двуглавой мышцы плеча при выполнении испытуемым следующих действий: поднятие руки со сгибанием в локте, опускание руки со сгибанием в локте, последовательное поднятие и опускание руки при сгибании ее в локтевом суставе.

В процессе цифровой обработки полученного сигнала в среде MATLAB были устранены дрейф изолинии и высокочастотные помехи (фильтрация на основе окна Хэмминга), а также выделена огибающая сигнала (преобразование Гильберта), позволяющая судить о совершенной работе (рис.3).

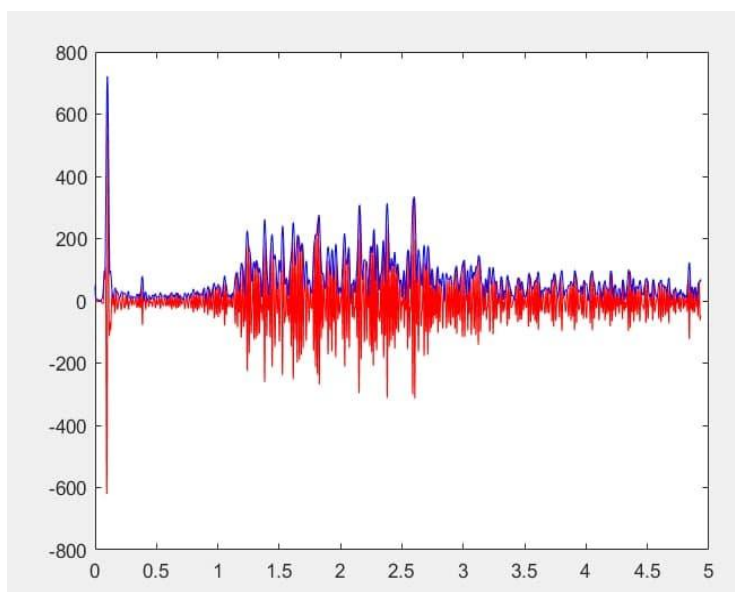


Рис. 3 – Электрическая активность бицепса при поднятии руки вверх со сгибанием ее в локте (красная кривая), огибающая сигнала (синяя кривая).

Целью дальнейших исследований является формирование управляющих команд для робототехнического комплекса на основе зарегистрированного электромиосигнала.

Библиографический список

1. Использование электромиографической активности оператора в интересах управления манипуляционным роботом. П.С. Будилина, В.И. Жулев, А.В. Кондрашов, С.С. Лукша// Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2020[текст]: сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студ.,

- мол. Ученых и спец., 9-11 декабря 2020г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2020. – 624с., ил.
2. Информационный бюллетень компании Analog Devices №4, апрель 2011. ИМС для медицинской аппаратуры.
3. Data Sheet for Medium-density performance line ARM®-based 32-bit MCU with 64 or 128 KB Flash, USB, CAN, 7 timers, 2 ADCs, 9 com. Interfaces – st.com [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32f103c8.pdf> (дата обращения 06.06.2021).

УДК 615.47

ОБУЧЕНИЕ НЕЙРОННОЙ СЕТИ ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ГОЛОСОВЫХ КОМАНД

А.С. Хатунцев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен метод обучения искусственной нейронной сети для распознавания голосовых команд.

Ключевые слова: искусственная нейронная сеть, голосовое управление, распознавание голосовых команд.

A ROBOT VOICE CONTROL SYSTEM BASED ON AN ARTIFICIAL NEURAL NETWORK.

A.S. Khatuntsev

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A method of training an artificial neural network for recognizing voice commands is considered.

Key words: artificial neural network, voice control, voice command recognition.

Обучение нейронной сети является одним из основополагающих задач для распознавания речи. Сеть должна распознавать разнообразные тембры голоса и соответственно сами команды. Речевой сигнал оцифровывается и проходит дальнейшую обработку для создания голосового шаблона с дальнейшим хранением в памяти. Нейросеть распознает говорящего, сравнивая речь с шаблоном, хранящимся в памяти (рис.1). Когда происходит совпадение команда регистрируется. Двумя важными операциями в идентификации являются извлечение параметров. Первый случай, когда из команды говорящего извлекаются отдельные шаблоны для создания определенной команды. Второй момент заключается в сопоставлении шаблона, путем сравнения с теми, которые хранятся в памяти. Для сравнения с базой команд используются методы корреляции. Система обучается на

группе людей, чтобы каждый человек произносил определенную фразу. Голос записывается на стандартную 16-разрядную компьютерную звуковую карту с помощью направленного микрофона. Используется частота дискретизации 16кГц, удовлетворяющая критерию Найквиста. Голоса хранятся в виде звуковых файлов на компьютере. Методы цифровой обработки сигналов используются для преобразования этих звуковых файлов в презентабельную форму в качестве входных данных для нейронной сети. Вывод сети идентифицирует соответствующую команду.

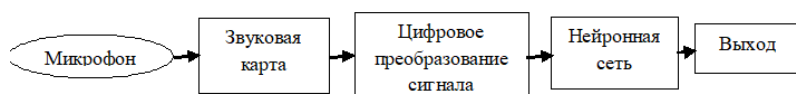


Рис.1

Выделение признаков играет очень важную роль в идентификации говорящего. Человеческую речь можно разумно интерпретировать, используя частотно-временные промежутки, такие как спектрограмма. Частотно-энергетические интерпретации и спектральные плотности могут использоваться, для нахождения различий между говорящими. Другими методами, которые могут использоваться для этих целей являются линейно-прогнозирующее кодирование и кепстральный анализ.

Преобразование Фурье дискретной выборки задается выражением:

$$X(k+1) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n+1)W_N^{kn} \quad [1]$$

Затем эти периодограммы усредняются и масштабируются. Спектральная плотность образца голоса содержит уникальные характеристики, уникальные для каждого человека. Эти значения спектральной плотности представлены в виде вектора формы для сопоставления с образцом. Эти графики (рис.2, рис.3) показывают, что голос человека А отличается от голоса, говорящего В, хотя в них есть и сходства. Эти спектральные плотности вычисляются с помощью MATLAB с помощью инструментов для обработки сигналов.

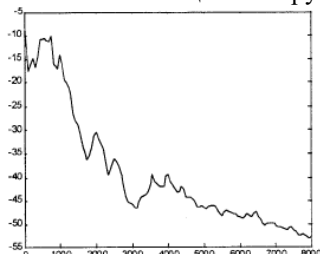


Рис.2

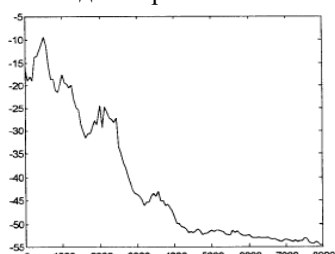


Рис.3

Библиографический список

1. Li, N. (2020). An improved machine learning algorithm for text-voice conversion. *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, 40(2), 2743-2753.
2. H Demuth, M Beale, “MATLAB Neural Network Toolbox User’s Guide”, The Maths Works Inc., 1996.
3. Huang X. Spoken Language Processing: A guide to theory, algorithm, and system development / X.Huang, A.Acero, H.Hon. – Prentice Hall. – 2001. – 980p.

УДК 004.896: 62-184

ТЕЛЕНАВЕДЕНИЕ ВИДЕОКАМЕРЫ МОБИЛЬНОГО РОБОТА НА ОСНОВЕ ИНЕРЦИАЛЬНОЙ НАВИГАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ

С.В. Шалыгин

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена возможная реализация теленавигации для видеокамеры мобильного робота на основе инерциальной навигационной системы.

Ключевые слова: Мобильный робот, датчики телеметрии, теленавигация, видеокамера, станция управления.

TELENAVISION OF A VIDEO CAMERA OF A MOBILE ROBOT BASED ON AN INERTIAL NAVIGATION SYSTEM

S. V. Shalygin

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A possible implementation of telenavigation for a video camera of a mobile robot based on an inertial navigation system is considered.

Key words: Mobile robot, telemetry sensors, telenavigation, video camera, control station.

Современный мобильный робот трудно представить без системы видеокамер и различных датчиков телеметрии и положения в пространстве. Для сбора и отслеживания данных, полученных навигационными системами необходима вычислительная машина, а так же канал передачи и пульт (станция управления). Сама по себе инерциальная навигационная система представляет данные, полученные о мобильном роботе в виде информации об ускорении, его угловой скорости и местоположении. Это возможно благодаря сенсорам и приборам на движущемся в инерциальной системе отсчета объекте, в нашем случае мобильном роботе. Для сбора необходимых сведений и отслеживания местоположения, а также пройденного пути необходимы датчики линейного ускорения (акселерометры) и гироскопические устройства предоставляющие углы поворота, и положение

объекта по трем координатам: тангаж, рыскание и крен. Схематическое представление инерционной системы представлено на Рисунке 1.

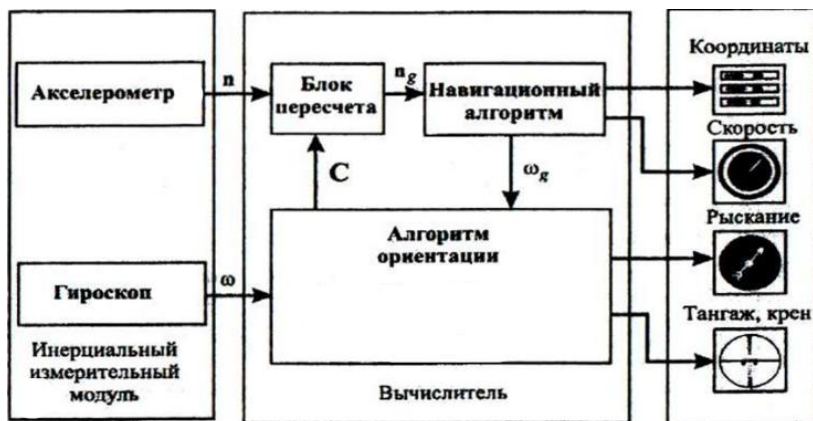


Рис 1 – Схематическое изображение инерционной системы

Концептуальная схема для теленавещения при помощи инерциальной системы навигации состоит из 5 пунктов и представлена на Рисунке 2.

1. Видекамера (угол поворота от 180° до 360°).
2. Интерфейс подключения Rs-485.
3. Контроллер для хранения, вывода и обработки данных.
4. Акселерометр.
5. Гироскоп.

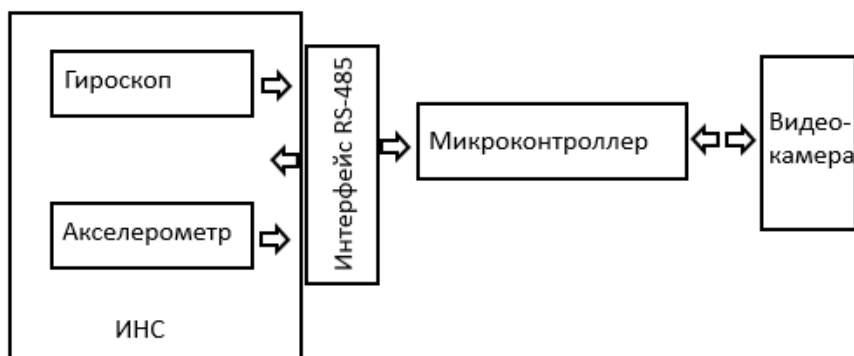


Рис.2 – Инерционная система для теленавещения

Основным средством определения местоположения в данной схеме являются датчики, которые встроены в инерциальную систему. Информация, поступающая с датчиков (акселерометра и гироскопа) обрабатывается в контроллере, пройдя перекодировку, направляется на видеокамеру. При изменении положения происходит обмен информацией между камерой по обратной связи и происходит корректировка информации самой камеры с датчиками. Подключение контроллера и датчиков происходит по интерфейсу Rs-485.

В настоящее время существуют современные и компактные датчики, позволяющие получать общую информацию. Поэтому 4 и 5 пункты можно объединить в один общий «инерциальное звено» В данной работе возможно использование системы определения курса и пространственного положения myAHRS+ фирмы Xsens. Она имеет хорошую помеху устойчивость и необходимый набор функций. Имеется возможность вывода и дублирования информации на графический интерфейс для обеспечения прослеживания отклонений и отладки оборудования.

Таким образом, в результате разработки получается концептуальная схема инерциальной системы для возможного теленавещения видеокамеры.

Библиографический список

1. Катус Г.П., Мамиконов Ю.Д., Мельниченко И.К., Ильинский В.М., Карягин О.И. 'Информационные роботы и манипуляторы' - Москва: Энергия, 1968 - с.104
2. Булгаков А.Г., Воробьев В.А. 'Промышленные роботы. Кинематика, динамика, контроль и управление'- Солон-Пресс, 2007.- 488 с.
3. Матвеев В.В., Распопов В.Я. 'Основы построения платформенных инерциальных навигационных систем'- Электроприбор, 2009.-279с.

УДК 004.352.22, 004.93'11

СТРУКТУРА И ПОСТРОЕНИЕ ПОДВИЖНОЙ СИСТЕМЫ ЛАЗЕРНОГО СКАНИРОВАНИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА И АЛГОРИТМ СОВМЕЩЕНИЯ ПОЛУЧЕННЫХ СКАНОВ В РЕАЛЬНОМ ВРЕМЕНИ

В. С. Шустов

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В. Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена концепция построения подвижной системы лазерного сканирования и алгоритм совмещения облаков точек в реальном времени на основе данных точной одометрии.

Ключевые слова: *лазерное сканирование, техническое зрение, лидары с широким полем зрения.*

STRUCTURE AND CONSTRUCTION OF A MOBILE ROBOT LASER SCANNING SYSTEM AND ALGORITHM FOR COMBINING THE OBTAINED SCANS IN REAL TIME

V. S. Shustov

Ryazan state radio engineering university named after V. F. Utkin, Ryazan

The concept of constructing a mobile laser scanning system and an algorithm for aligning point clouds in real time based on accurate odometry data are considered.

Key words: *laser scanning, technical vision, LIDARs with a wide field of view.*

В настоящее время технологии лазерного сканирования занимают всё более обширную область рынка измерительных систем. Две наиболее обширные отрасли промышленности, использующие лазерное сканирование – геодезия и мобильная робототехника. Использование лидаров (LIDAR - Light Detection and Ranging) в геодезии позволяет быстро и с высокой точностью получать трёхмерные изображения рельефа и зданий. Применение же данной технологии в мобильной робототехнике очень обширно, поскольку это позволяет роботу «видеть» то, что не позволяет камера. В данной работе будет рассмотрена разработка прототипа подвижной системы лазерного сканирования для мобильного робота.

Концептуально подвижная система лазерного сканирования представляет собой управляемый двухосевой подвес, на котором размещён твердотельный сканер (рис. 1). Управление положением сканера осуществляется одноплатным компьютером с помощью двух бесколлекторных двигателей с точными энкодерами разрешением 16 бит.

На данном этапе в работе используется совмещение полученных облаков точек с помощью данных энкодеров без использования итерационных методов совмещения, таких как ICP или LMA, что позволяет алгоритму работать значительно быстрее при незначительных отличиях в точности.

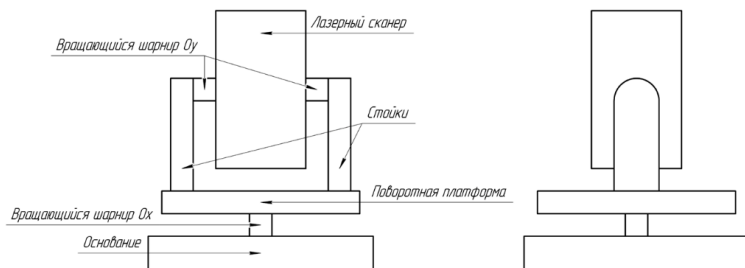


Рис. 1 – Схематическое изображение системы лазерного сканирования

Для подвижной системы лазерного сканирования предполагается два сценария работы: сканирование широкой области пространства с целью

получения трёхмерной карты местности (рис. 2а) и непрерывное сканирование области интереса (ROI – region of interest) с целью получения более подробной информации или отслеживания движения объектов в ROI (рис. 2б).

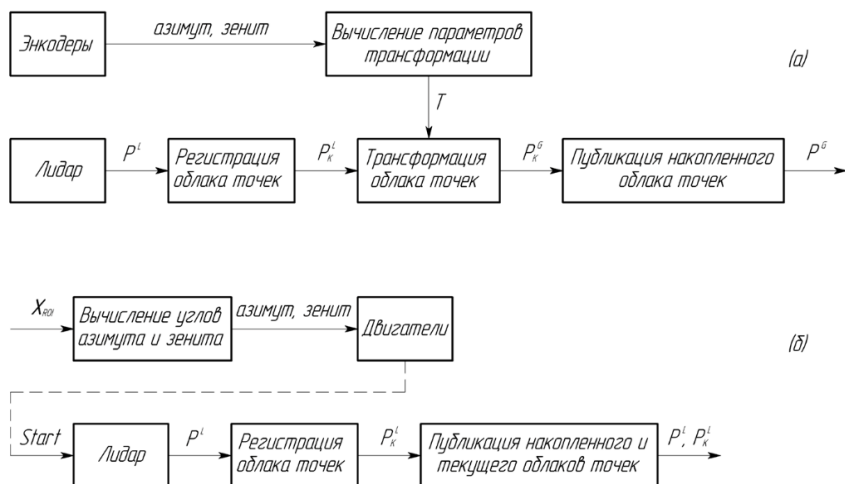


Рис. 2 – Алгоритм в режиме картирования (а) и в режиме отслеживания области интереса (б)

Пусть $\{L\}$ – локальная система координат, связанная с лазерным сканером, а $\{G\}$ – глобальная система координат, связанная со стартовой точкой лазерного сканера. Тогда P^L и P^G – облако точек в локальной и глобальной системах координат соответственно.

В случае реализации первого сценария на каждой K -ой итерации работы алгоритма происходит регистрация облака точек в локальной системе координат P_K^L . В то же время регистрируются значения $[\varphi, \theta]$ (азимут и зенит соответственно), на основании которых будут вычислены параметры трансформации T локального облака точек для приведения к глобальной системе координат с учетом калибровочного параметра l , представляющего собой смещение оптического центра лазерного сканера относительно механического центра вращения подвеса.

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\varphi) \cos(\theta) & -\sin(\varphi) & \cos(\varphi) \sin(\theta) & l \cdot \cos(\varphi) \cos(\theta) \\ \sin(\varphi) \cos(\theta) & \cos(\varphi) & \sin(\varphi) \sin(\theta) & l \cdot \sin(\varphi) \cos(\theta) \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) & l \cdot \sin(\theta) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Трансформация облака точек осуществляется следующим образом:

$$\begin{bmatrix} \vec{Y} \\ 1 \end{bmatrix} = T \cdot \begin{bmatrix} \vec{X} \\ 1 \end{bmatrix}$$

После приведения локального облака точек к глобальной системе координат получается P_K^G , которое в дальнейшем включается в P^G , увеличивая от итерации к итерации итоговую трёхмерную карту, которая публикуется в сеть.

При реализации второго сценария на вход алгоритма поступают координаты центра области интереса $\vec{X}_{ROI}$, в соответствии с которыми рассчитываются значения азимута и зенита $[\varphi, \theta]$:

$$\begin{cases} \varphi = \arctg\left(\frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{z}\right) \\ \theta = \arctg\left(\frac{y}{x}\right) \end{cases}$$

Затем при достижении необходимых координат начинается непрерывное сканирование области интереса. Поскольку в данном случае движения не происходит, трансформация облаков точек не имеет смысла. Поэтому в сеть публикуются текущее облако, полученное на данной итерации и накопленное облако в локальной системе координат.

Таким образом, в результате разработки получается прототип подвижной системы лазерного сканирования, характеристики которой, такие как дальность обнаружения, точность измерения расстояния и т.д., в большей степени определяются характеристиками размещённого на двухосевом подвесе лазерного сканера.

Библиографический список

1. Zhang, Ji & Singh, Sanjiv. (2014). LOAM: Lidar Odometry and Mapping in real-time. Robotics: Science and Systems Conference (RSS). 109-111.
2. Gentle, James E. (2007). "Matrix Transformations and Factorizations". Matrix Algebra: Theory, Computations, and Applications in Statistics. Springer. ISBN 9780387708737.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА ЭЛЕМЕНТОВ ИНТЕРФЕЙСА МОБИЛЬНОГО ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ТЕЛЕУПРАВЛЕНИЯ РОБОТОТИЗИРОВАННЫМ УСТРОЙСТВОМ ПОД УПРАВЛЕНИЯ ОС ROS

П.Д. Гаджиев

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрены этапы разработки библиотеки элементов управления для графического интерфейса мобильного приложения под операционной системой Android.

Ключевые слова: ROS, Android, телеметрия, телеуправление.

DEVELOPMENT OF INTERFACE ELEMENTS OF A MOBILE APPLICATION FOR REMOTE CONTROL OF A ROBOTIC DEVICE UNDER THE CONTROL OF THE ROS

P.D.Gadzhiev

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The stages of developing a library of controls for the graphical interface of a mobile application under the Android operating system are considered.
Key words: ROS, Android, telemetric, telecontrol.

Операционная система Android имеет собственные графические элементы управления, доступные разработчику и образующие интерфейс мобильного приложения. Однако, заранее заложенные органы управления не всегда способны выполнить задачи поставленные перед разработчиком. В случае реализации мобильного приложения для управления роботизированной платформой под операционной системой ROS возникает необходимость в создании собственных элементов управления. Данная потребность обусловлена следующими причинами:

- Определенный формат передачи данных в ROS.
- Возможность динамического формирования интерфейса.

Данные в ОС ROS передаются в виде пакетов — topic (топиков), имеющих имя пакета, заголовочную информацию и передаваемые данные. Для организации управления достаточно передавать имя топика и данные в нем содержащиеся на устройство, где развернута ОС ROS. Любой элемент интерфейса в ОС обладает уникальным идентификатором (id) представляющим из себе самостоятельно формирующееся целочисленное значение. Данный формат имени неудобен в высокоуровневой разработке, которой является разработка интерфейса приложения, поэтому целесообразно каждому элементу интерфейса задать параметр, хранящий информацию с именем топика, для которого формируется управляющее значение.

Второй причиной создания собственной библиотеки компонентов графического интерфейса, является реализация возможности динамического формирования графического интерфейса в ходе работы приложения. При статическом интерфейсе, реализовать управление возможно было бы использованием структуры данных типа словарь, где каждому ключу — имени топика, соответствовал бы элемент интерфейса а. Но для соблюдения принципа инкапсуляции, целесообразнее добавить в каждый элемент интерфейса поле с наименованием топика.

Эта задача реализуема путем наследования классов стандартных элементов интерфейса в собственные классы для добавления новых информационных полей и переопределения существующих методов. Таким

образом, возможно реализовать механизмы конвертации входящих значений в формат управляющих значений ROS на стороне клиента. Например, пользователь указывает ползунком скорость передвижения робота в формате км/ч, а в систему робота приходят данные в виде процента от максимальной мощности двигателя. Также нахождение компонентов в общей библиотеке, позволяет не только соблюсти чистоту кода, ускорить разработку программного обеспечения другим разработчикам, но и создать служебные параметры, влияющие на работу остальных компонентов библиотеки.

Библиографический список

1. Robot Operating System (ROS) for Absolute Beginners: Robotics Programming Made Easy 1st ed. Edition
2. Документация Android <https://developer.android.com/guide> (Электронный ресурс)
3. Электронная библиотека studopedia.info.

УДК 681.516.75

СТЕРИЛИЗАЦИЯ В СИСТЕМЕ ПРИГОТОВЛЕНИЯ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ НА БАЗЕ ПРОГРАММИРУЕМОГО ЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЛЕРА SIMATIC S7-1200

О.А. Буковский

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В работе рассматриваются основные принципы стерилизации системы приготовления лекарственных средств. Программа на ПЛК для процесса стерилизации в автоматическом режиме. Стерилизации в автоматическом режиме должна проходить при температуре 121°C в течении 45 и давление не должно превышать 2,5bar. В данной системе все исполнительные механизмы пневматические и не имели обратной связи. Особенности данной программы по стерилизации, система не имеет аналогов, и может применяться в производстве приготовления лекарственных средств.

Ключевые слова: стерилизация, чистый пар, датчики температуры, автоматизация, программируемый логический контроллер (ПЛК).

STERILIZATION IN THE SYSTEM OF PREPARATION OF MEDICINAL SOLUTIONS BASED ON THE SIMATIC S7-1200 CONTROLLER

O.A. Bukovskiy

FGBOU VO "Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin",
Ryazan

The paper discusses the basic principles of sterilization of the system of preparation of sterile medicines. Writing a program on a PLC for the sterilization process in automatic mode. Sterilization in automatic mode should take place at a temperature of 121oC for 45 minutes and the pressure should not exceed 2.5 bar. In this system, all actuators are pneumatic and had no feedback. Features of this sterilization program, the system has no analogues, and can be used in the production of preparation of medicines.

Keywords: sterilization, clean steam, temperature sensors, automation, programmable logic controller (PLC).

Система приготовления лекарственных средств состоит из реактора с фильтры дыхания, пробоотборник реактора, сборник с фильтрами дыхания, пробоотборник сборника и филирующая станция с фильтрами дыхания.

Стерилизация — это полное уничтожение микроорганизмов (включая бактерии, грибы, вирусы и прионы) и их спор на различных изделиях, поверхностях и препаратах. Осуществляется термическим, химическим, радиационным, фильтрационным методами. В нашем случае стерилизация проводится чистым паром получаемого от машины по приготовлению чистого пара. Температура чистого пара превышает 180°C, а давление чистого пара составляет 3bar. В процедуре GMP описывается, что процесс стерилизации должен проходить при температуре 121°C в течении 45 минут и 135°C в течении 20 минут. Так как не все фильтры дыхания в системе приготовления могут выдержать температуру в 135°C, есть вероятность повреждения фильтров, что в свою очередь может повлиять на качество продукции. Оптимальный температурный режим стерилизации 121°C (минимальная температура при которой останавливается стерилизация 120°C, и максимальная температура 126°C) так же фильтры дыхания не выдерживают давления свыше 2,5bar. Поэтому в автоматическом режиме процесс стерилизации должен соблюдать вышеизложенные требования GMP. В системе приготовления все исполнительные механизмы пневматические и без обратной связи, поэтому использование ПИД-регулятора для данной проблемы невозможно. Первый опыт, который был проведен это построение алгоритма управления на основе выставления уставки температуры (121 °C) на момент закрытия исполнительного механизма по подачи чистого пара. Принцип действия следующий: клапан нагревает реактор и фильтры дыхания до 121°C после этого клапан по подачи чистого пара закрывается, и открывается, когда температура падает ниже 121 °C. График температур в емкости при процессе стерилизации с программы показан на рисунке 1.

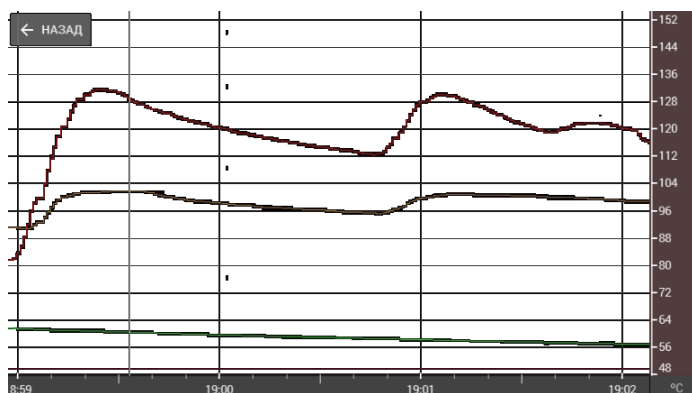


Рис. 1 – График температуры в емкости
Красная линия - температура в емкости.

Как видно по графику (рисунок 1) температура в емкости превышает допустимые пороги верхней (126°C) и нижней границы (120°C). Так же система отключается по аварии температуры верхнего критического значения (126°C) не успевает повторно нагреть емкость. После повторного включения система повторно отключилась.

Второй опыт был проведен с использованием в программе счетчиков времени по задержке открытия и закрытия клапана (ПИ-регулятора) подачи чистого пара, для постепенного нагрева ёмкости и фильтров дыхания. График показан на рисунке 2.

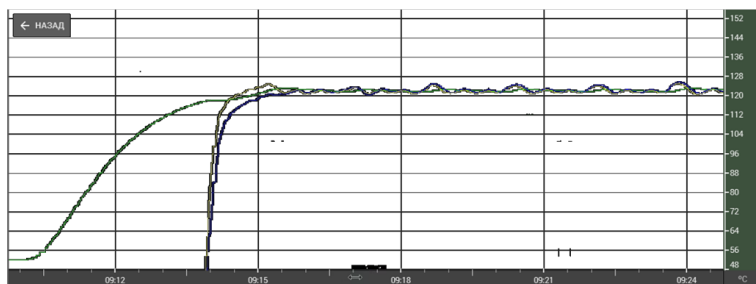


Рисунок 2 – График температуры в емкости и в фильтрах дыхания

По графику показанному на рисунке 2 видно то система держится в своем температурном диапазоне при этом не превышая его, а также температура не падает ниже 120°C . Так же и с давлением в емкости, график которого показанного на рисунке 3.

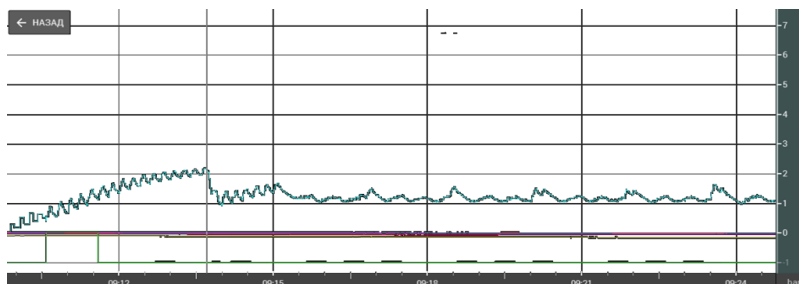


Рис. 3 – График давления

По графику видно, что давление в емкости не превышает 2,5bar.

Второй опыт показывает, что данное решение инженерной проблемы оказывается более лучшим и эффективным при наших условиях. Данная программа на ПЛК может использоваться в фармацевтике при стерилизации системы приготовления лекарственных средств.

Библиографический список

1. Стерилизация (микробиология) [Электронный ресурс] [https://ru.wikipedia.org/wiki/Стерилизация_\(микробиология\)](https://ru.wikipedia.org/wiki/Стерилизация_(микробиология))
2. Правила GMP ЕС 2019 (Производство стерильных лекарственных средств) [Электронный ресурс]. <https://invar-project.ru/documents/prilozhenija/prilozhenie-1-pravila-gmp-ec-2019-proizvodstvo-sterilnyh-lekarstvennyh-sredstv/>

УДК 629.056.6

СИСТЕМА ДЛЯ СБОРА ДАННЫХ С ИНЕРЦИАЛЬНОГО НАВИГАЦИОННОГО МОДУЛЯ

А.А. Окрут

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена реализация системы сбора данных с инерциального навигационного модуля.

Ключевые слова: инерциальный навигационный модуль, гироскоп, акселерометр, магнитометр.

INERTIAL NAVIGATION MODULE DATA COLLECTION SYSTEM

A.A. Okrut

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The implementation of a system for collecting data from an inertial navigation module is considered.

Key words: *inertial navigation module, gyroscope, accelerometer, magnetometer.*

Точное определение ориентации в пространстве играет важную роль во многих отраслях, включая: аэрокосмическую, робототехнику, навигацию, анализ движений человека, взаимодействие движений человека и машины.

В настоящее время различные технологии позволяют определять ориентацию, однако инерциальные сенсорные системы имеют преимущество в виде полной автономности: измеряемый объект не ограничен в перемещениях, не ограничен какой-то конкретной средой или расположением. Инерциальные навигационные системы (ИНС) включают в себя акселерометр и гироскоп. ИНС, включающие дополнительно магнитометр подразумевают возможность компенсации магнитных искажений и компенсацию смещения гироскопа. Таким образом, ИНС способны обеспечить полное измерение ориентации относительно силы тяжести и земного магнитного поля.

В качестве инерциального навигационного модуля используется многофункциональный модуль GY-87, включающий в себя: гироскоп, акселерометр и магнитометр. Прием измерительных данных с модуля GY-87 на контроллер Arduino Uno реализуется через интерфейс I2C. Для осуществления связи по I2C используется библиотека Wire. Так же для облегчения обмена данными задействована библиотека I2C Device Library, которая представляет собой набор единообразных и хорошо документированных классов, чтобы обеспечить простой и интуитивно понятный интерфейс [1]. Дальнейшей передача измерительных данных выполняется с использованием интерфейса Ethernet по протоколу Universal Datagram Packet (UDP). Для поддержки интерфейса Ethernet платформой Arduino используется Ethernet Shield W5100, взаимодействующий с Arduino Uno по шине SPI, и библиотека Ethernet.

Обработка измерительных данных выполняется с использованием фильтра, описанного в статье [2]. Данный фильтр применим как к инерционным навигационным системам без магнитометра, так и к ИНС с магнитометром. Фильтр занимается обработкой массивов данных, поступающих с датчиков, снимает проблемы точности и настройки параметров фильтров, основанных на подходах Калмана. Фильтр использует кватернион для представления ориентации, чтобы описать положение в пространстве в трёх измерениях. Используемый фильтр включают в себя: два регулируемых параметра (один для реализации без магнитометра)

определяемых наблюдаемыми характеристиками системы, аналитические вычисления и оптимизация методом градиентного спуска, что повышает точность при малых частотах дискретизации, компенсация магнитных искажений и компенсация смещения нуля гироскопа в режиме реального времени.

Для визуальной оценки обработанных данных осуществляется интеграция с Robot Operating System (ROS). Для нужд графического представления данных в ROS предусмотрен инструмент Rviz, который позволяет в реальном времени визуализировать на 3D-сцене все компоненты робототехнической системы: системы координат, движущиеся части, показания датчиков. С помощью этого инструмента и реализуется визуализация расчетных данных.

Библиографический список

1. I2C Device Library [Электронный ресурс] <https://www.i2cdevlib.com>.
2. Madgwick, Sebastian O. H. «An efficient orientation filter for inertial and inertial / magnetic sensor arrays. » (2010).

УДК 004.057.7

ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ ПРОГРАММЫ ЭМУЛЯЦИИ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ИНДУКЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ

А.А. Окрут

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен принцип работы программы эмуляции преобразователя индукции магнитного поля.

Ключевые слова: *преобразователь индукции магнитного поля, магнитометр.*

OPERATING PRINCIPLE OF THE EMULATION PROGRAM OF THE MAGNETIC FIELD INDUCTION CONVERTER

A.A. Okrut

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The principle of operation of the program for emulation of the magnetic field induction transducer is considered.

Key words: *transducer of magnetic field induction, magnetometer.*

Плата STM32f3Discovery с электронным компасом LSM303DLHC выступает в качестве основного инструмента для реализации программы эмуляции преобразователя индукции магнитного поля HB0302.61A.

В качестве основного программного средства для оценки измерительных

данных и управления работой электронного компаса LSM303DLHC выступает программное обеспечение прибора HB0302.61A HB Тесла 0302.61A. Программное обеспечение, прилагаемое к преобразователю HB0302.61A, позволяет выполнять следующее: циклический ввод результатов измерения; осреднение по заданному пользователем числу (от 2 до 10000) точек; компенсацию постоянного смещения нуля, с учетом осреднения; автоматическую компенсацию постоянного смещения нуля, для режима измерения индукции электромагнитных полей; вычисление модуля индукции, действующих значений индукции компонент и модуля, размахов индукции компонент и модуля, автоматическое документирование результатов измерений в виде графика и таблицы, сохраняемых в графических и текстовых файлах соответственно.

Работа программы эмуляции преобразователя HB0302.61a заключается в сборе данных с электронного компаса LSM303DLHC отладочного модуля STM32f3Discovery и дальнейшего отображения результатов измерений датчика магнитного поля с помощью программы HB Тесла 0302.61A.

Связь магнитометра с микроконтроллером осуществляется при помощи интерфейса I2C. Доступ к регистрам данных и настроечным регистрам микросхемы LSM303DLHC осуществляется также через интерфейс I2C.

Для отображения результатов измерений датчика магнитного поля LSM303DLHC на отладочном модуле STM32f3Discovery создается пакет данных в соответствии с протоколом обмена данными преобразователя HB0302.61A, содержащий характеристики эмулируемого прибора, дальнейшая отправка этих сведений по последовательному интерфейсу передачи данных UART позволяет начать взаимодействие с программой HB Тесла 0302.61A. На данном этапе следующие действия заключаются в организации на плате STM32f3Discovery формирования пакетов, содержащих измерительные показания, и их последующей отправки. Для управления ходом измерений предполагается реализация приема управляющих команд с программного обеспечения прибора HB0302.61A на отладочный модуль STM32f3Discovery их последующий анализ и корректировка параметров измерений датчика магнитного поля LSM303DLHC. Для этой цели необходимо реализовать постоянный анализ каждого принятого байта данных на отладочном модуле. Если очередной принятый байт начало пакета, то необходимо выполнить прием пакета. Если принятый пакет содержит команду, то отладочный модуль должен сформировать ответный пакет данных, в котором содержится результат ее выполнения или подтверждение ее выполнения. Возникающие в ходе работы проблемы многозадачности и обмена данными между различными задачами предлагается решить с использованием операционной системы реального времени (OSPB) FreeRTOS. Три основные функции ядра OSPB: работа планировщика, благодаря которой создается эффект параллельного выполнения нескольких задач за счет быстрого переключения между ними;

переключение контекста, благодаря которому выполнение одной задачи не сказывается на остальных задачах (задачи работают независимо); временная база, основанная на системном кванте как единице измерения времени [1]. Таким образом, ОСРВ FreeRTOS позволит реализовать в работе программы эмуляции следующие функции: изменение скорости передачи данных, переключение между режимами единичного измерения и последовательности измерений, завершение выполнения последовательности измерений.

Библиографический список

1. Курниц А. FreeRTOS — операционная система для микроконтроллеров // Компоненты и технологии. 2011. № 3.

УДК 62-527.7

ГОЛОСОВОЕ УПРАВЛЕНИЕ ПРИВОДНОЙ ПЛАТФОРМОЙ

А.А. Зенин

Научный руководитель – С.С. Лукша к.т.н., доцент

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен метод вербального управления роботизированной приводной платформой с использованием фреймворка ROS, с целью выполнения команд, в виде человеческой речи, в условиях быта.

Ключевые слова: *распознавание речи, мобильный робот, системы умного дома, нейросеть, ROS.*

VOICE CONTROL DRIVE PLATFORM

A.A. Zenin

Scientific adviser - S.S. Luksha, PhD, associate professor

Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A method of verbal control of a robotic drive platform based on the ROS framework is considered, with the aim of executing commands in the form of human speech in everyday life.

Key words: *speech recognition, mobile robot, smart home systems, neural network, ROS.*

Распознавание речи сейчас используется в многих промышленных отраслях, где применяются автоматизированные системы. Многие ведущие IT компании (такие как Amazon, Google, Яндекс, Xiaomi) создают системы умного дома, в которые интегрированы сервисы распознавания речи. Данные технологии призваны упростить и ускорить взаимодействие пользователя с

автоматизированной системой, так как одной голосовой командой, короткой по длительности, при верном распознавании, можно настроить множество параметров функционирования устройства. Однако готовых открытых решений управления роботом через систему голосового распознавания на данный момент не представлено.

Для обеспечения функционирования данной системы необходимо обеспечить работу трех технологий, которые будут являться для нее базовыми. Это система преобразования вербального формата речи в текстовый, система преобразования текстового формата речи в программные команды робота и система обратной связи, дающая голосовой ответ пользователю. Исходя из предполагаемой области применения – бытовых условий, будем считать, что ограничений с доступом в сеть не будет. Следовательно, оптимальным решением для выполнения операции распознавания речи будет являться пакет разработчика с использованием нейросетевых технологий Yandex.Cloud Speech Kit. Он претерпевает постоянное обучение от входящих в него голосовых запросов со всех сервисов Яндекс.

Программная структура устройства с указанием основных данных, подлежащих обмену, представлена на рис. 1.

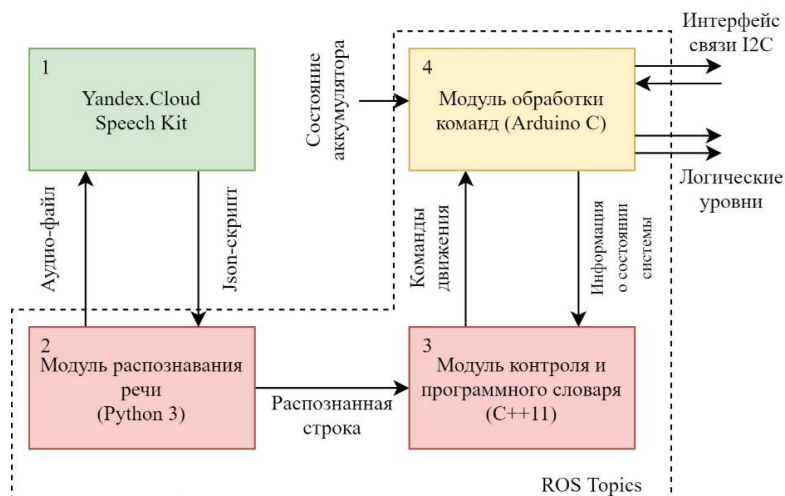


Рис. 1 – Программная структура

Инициализация системы должна производиться при помощи голосовой команды «Робот» с возможностью ее предварительного изменения в случае необходимости. Для управления устройством предполагается предварительно осуществить настройку команд в программном словаре (рис. 1, блок 3), которые могут быть распознаны.

Опишем алгоритм работы системы. Программный модуль распознавания речи (рис. 1, блок 2) осуществляет постоянный анализ данных с микрофона и при фиксации команды «Робот» начинает запись звукового файла. После данный файл отправляется на сервер Yandex.Cloud Speech Kit (рис. 1, блок 1) и в качестве ответа принимается Json-файл содержащий распознанную речь [8]. Далее производится распознавание (парсинг) принятых данных согласно предварительно заданному словарю команд (рис. 1, блок 3) и передача команды управления исполнительный системе (рис. 1, блок 4). Для объединения указанных модулей в единую систему предполагается использовать фреймворк ROS, в качестве средства, осуществляющего обмен данными между модулями посредством использования топиков.

Библиографический список

1. Active learning: Theory and applications to automatic speech recognition. [Журнал] / авт. G. Riccardi D. Hakkani-Tur. - [б.м.] : IEEE, 2005 г.. - Т. 13.
2. Design and Implementation of a Voice Controlled Robot with Human [Конференция] / авт. Humayun R. Iftekhar U.A. и др. // International Conference on Computer, Communication, Chemical, Materials and Electronic Engineering. - Bangladesh : IIUC, 2017.
3. Integration of a Voice Recognition System in a Social Robot Article in Cybernetics and Systems [Журнал] / авт. F. Alonso-Martín Miguel A. Salichs. - [б.м.] : DBLP, 2011 г..
4. Speech recognition system for a voice controlled robot with real time obstacle detection and avoidance [Журнал] / авт. Y.A. Memon и др. // International Journal Of Electrical. - Karachi : SZABIST, 2016 г.. - 9 : Т. 4.
5. Voice Activated Multipurpose Robot [Статья] / авт. K.Mahindrakar // International Journal of Advancement in Engineering Technology, Management and Applied Science. - Visvesvaray: [б.н.], 2016 г.. - 1. - 3.
6. Yandex.Cloud [В Интернете] // Yandex SpeechKit. - 02 06 2021 г.. - <https://cloud.yandex.ru/docs/speechkit/stt/>.
7. Управление транспортным роботом голосовыми командами [Статья] / авт. Ю. Р. Никитин М. Ю. Теплякова // Интеллектуальные системы в производстве. - Ижевск : [б.н.], 2017 г.. - 3 : Т. 15.

УДК 62-527.7

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИНФОРМАЦИОННЫХ И УПРАВЛЯЮЩИХ МОДУЛЕЙ ХОДОВОЙ ЧАСТИ МОБИЛЬНОГО РОБОТА

М.А. Семенов

Научный руководитель – Лукша С.С., к.т.н., доцент
ФГБОУ «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена структура взаимодействия информационных и управляющих модулей ходовой части мобильного робота с использованием программного модуля ROS Control.

Ключевые слова: ROS, ROS Control, аппаратный интерфейс, система управления.

DEVELOPMENT OF A STRUCTURE OF INTERACTION OF INFORMATION AND CONTROL UNITS OF THE UNDERGROUND OF A MOBILE ROBOT

M.A. Semenov

Scientific adviser - Luksha S.S., Ph.D., associate professor

Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin ", Ryazan

The structure of information and control modules of the chassis of a mobile robot is considered using the ROS Control software module.

Key words: ROS, ROS Control, hardware interface, control system.

В настоящее время мобильная робототехника является одним из перспективных направлений развития науки. Мобильные роботы повсеместно используются для военных целей, в бытовой сфере и автомобильной отрасли. Создание точной и надёжной системы управления (СУ) мобильной робототехнической платформы, функционирующей в реальном времени – одна из главных задач в разработке мобильных роботов.

В данной работе для разработки СУ используется ROS – операционная система для роботов, которая обеспечивает взаимодействие низкоуровневых драйверов с системой управления верхнего уровня. Для управления несколькими двигателями с помощью единой системы управления используется программный пакет ROS Control, с помощью которого обеспечивается взаимодействие между программной и аппаратной частью робота.

Структурная схема аппаратной части системы управления, представлена на рисунке 1. Схема включает в себя: блок Raspberry Pi на который через Wi-Fi поступают команды о желаемом перемещении робота, а также по телеметрическому каналу от микроконтроллера поступают данные о фактическом угле поворота от каждого из двигателей. Данный блок на основе полученных данных и настраиваемых параметров, например, таких как: радиус колёс, расстояние между колёсами мобильного робота, заданные ограничения по скорости и ускорению и др., формирует необходимый ШИМ сигнал для достижения заданного перемещения. Блок микроконтроллера (МК) в свою очередь получает данные с колёсных энкодеров и преобразует их в углы поворотов двигателей. Так же микроконтроллер получает величину управляющего сигнала, которая передаётся на блок драйвера двигателей, где

происходит преобразование из логических уровней в уровни, необходимые для управления двигателями робота.

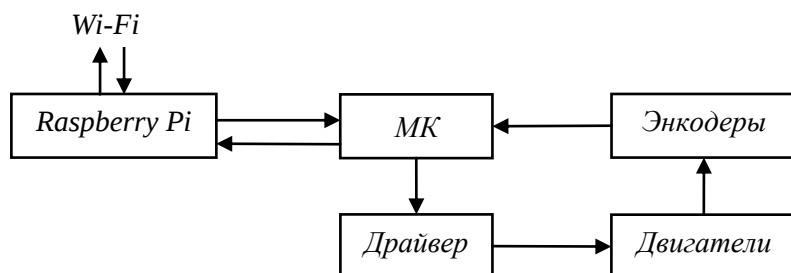


Рис. 1 – Структурная схема системы управления

Взаимодействие информационных и управляющих модулей осуществляется через аппаратный интерфейс (Hardware Interface). Структура алгоритма, реализующего аппаратный интерфейс представлена на рисунке 2.

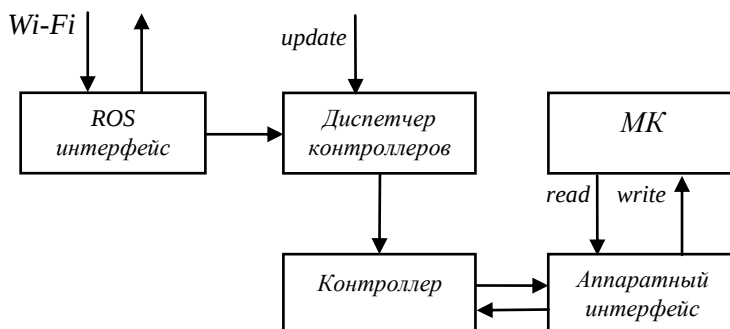


Рис. 2 – Программное взаимодействие информационных и управляющих модулей

Информационная команда о желаемом позиционировании передаётся на вход алгоритма с помощью публикации сообщения в ROS интерфейс, откуда данная команда передаётся через диспетчер контроллеров, который осуществляет администрирование контроллеров (запуск, остановка, загрузка новых контроллеров, выгрузка), соответствующему контроллеру. Помимо желаемого положения на вход контроллера поступают данные об угле поворота или скорости вращения двигателя, полученные от микроконтроллера с помощью метода *read*. В контроллере данные о текущем положении и желаемом положении поступают на ПИД регулятор, в

результате чего формируются управляющие команды, которые с помощью метода *write* передаются на микроконтроллер, а дальше на драйвер двигателя.

Библиографический список

1. <https://www.ros.org/about-ros/> [Электронный ресурс].
2. Sachin Chitta et al. (2017). *ros_control: A generic and simple control framework for ROS* // The journal of open source software, 2 (20), 456.
3. <https://www.rosroboticslearning.com/> [Электронный ресурс].
4. https://amperka.ru/blogs/projects/abot-robot-part-1#robot_control/ [Электронный ресурс].

УДК 629.7.02(05)

СТРУКТУРНЫЕ СХЕМЫ РАБОТЫ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ ОПЕРАТОРОВ БЕСПИЛОТНЫХ ЛЕТАТЕЛЬНЫХ АППАРАТОВ

Г.Б. Розанов

Научный руководитель - С.В. Смирнова к.т.н доцент

ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева – КАИ», г. Казань

В статье раскрываются недостатки современных систем обучения пилотов БПЛА. Предлагается аппаратно-программный комплекс для обучения пилотов БПЛА. Приводится описание структурных схем системы и пользовательского приложения.

Ключевые слова: БПЛА, система обучения, аппаратно-программный комплекс, защита от очевидно неверных действий.

STRUCTURAL DIAGRAMS OF THE HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX FOR TRAINING OPERATORS OF UNMANNED AERIAL VEHICLES

G.B. Rozanov

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

The article gives information about the shortcomings of modern UAV pilot training systems. A hardware and software package for training UAV pilots is proposed. The structural schemes of the system and the user application are described.

Keywords: UAV, training system, hardware and software complex, protection from obviously incorrect actions.

Сегодня беспилотные летательные аппараты (БПЛА) активно используются в жизни человека. Несмотря на то, что промышленно БПЛА начали использоваться совсем недавно, они уже стали незаменимыми помощниками в сельском хозяйстве, лесоводстве и многих других областях. По данным “INTERACT ANALYSIS”, рынок коммерческих БПЛА в 2022 году должен достигнуть 15млрд долларов, по сравнению с 1,3млрд в 2016 году. [1] Помимо промышленности, БПЛА используются в любительской съемке, а соревнования в мастерстве пилотирования образовали вокруг себя целую индустрию спорта и хобби. Технологии производства БПЛА быстро развиваются и сейчас почти каждый может собрать или приобрести готовый экземпляр. [1]

Сейчас, из-за простоты использования и дешевизны, наиболее популярны мультикоптерные аппараты. Но они малопригодны для задач, требующих долгого нахождения в воздухе. Таким образом, один из актуальных вопросов развития сферы беспилотных летательных аппаратов – обучение внешних пилотов гибридных БПЛА и БПЛА с неподвижным крылом. Один из способов уменьшения стресса обучающегося и затрат на обучение – создание и внедрение специальных учебных БПЛА с системой помощи, которая не позволит допустить фатальных ошибок пилотирования.

Предлагается аппаратно-программный комплекс, состоящий из полетного контроллера, устанавливающегося непосредственно в БПЛА, а также из программной оболочки для полетного компьютера, находящегося рядом с оператором.

Полетный контроллер, снабженный приемником команд с земли, датчиками и передатчиком телеметрической информации позволяет управлять БПЛА как в ручном, так и в автоматическом режиме, а также обеспечивает сбор и передачу оператору телеметрической информации. Помимо этого, одной из основных задач, является отслеживание критических режимов полета и принудительный перехват управления с целью предотвращения аварий.

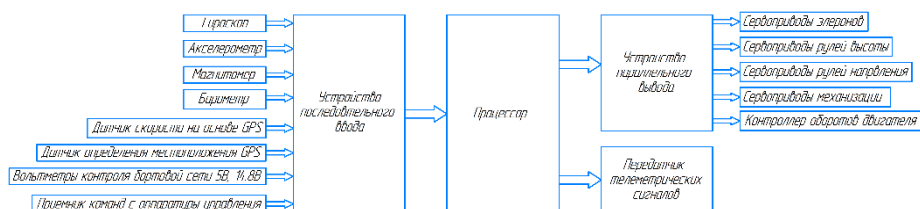


Рис.1 – Структурная схема полетного контроллера

Контроллер содержит в себе набор датчиков, необходимый для полного понимания пространственного положения беспилотника, его высоты, скорости, а также о состоянии бортовой сети питания. Опционально поддерживается подключение дополнительных датчиков через последовательный интерфейс.

Программная оболочка устанавливается на компьютер, используемый для настройки БПЛА перед полетом. Основная ее задача – обработка пришедших с полетного контроллера сигналов телеметрии и предоставление обработанной информации в удобном виде оператору. На основе данных телеметрии система должна сделать вывод о правильности принимаемых решений, при наличии ошибок оповестить о них оператора.

Основные окна приложения включают в себя: главный экран – отображает основную информацию, является стартовым при запуске системы; полетный экран – используется для отображения необходимых данных телеметрии; панель настроек и обслуживания выбранного БПЛА позволяет выбирать заранее созданные режимы работы БПЛА или создавать новые; панель администрирования БПЛА позволяет подключать у системе новые БПЛА или удалять старые; панель администрирования профилей позволяет добавлять или удалять из системы обучающихся, а так же предоставляет преподавателю доступ к статистике конкретного обучающегося; панель настроек пользовательского интерфейса позволяет каждому пользователю настроить интерфейс (расположение иконок, цвета звуковые оповещения) под себя; панель составления плана полета предоставляет возможность создавать план полета с индивидуальными задачами под каждого обучающегося; экран итогов полета предоставляет статистику последнего совершенного полета (выполненные задачи, совершенные ошибки, расход топлива БПЛА)

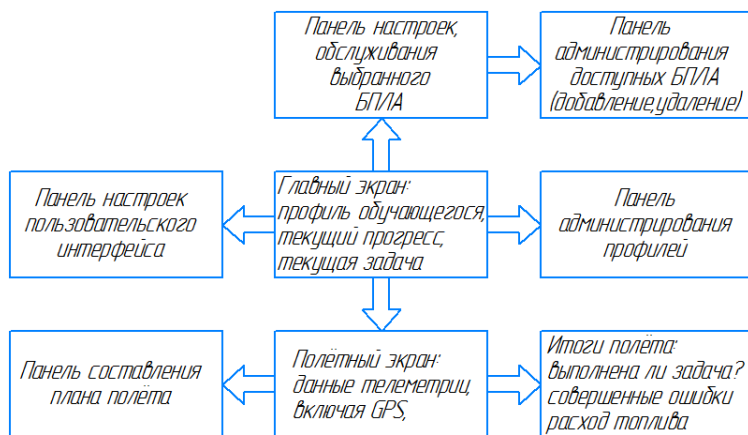


Рис. 2 – Структурная схема программной оболочки

Предлагаемая система должна существенно оптимизировать и облегчить как обучение будущих пилотов/операторов, так и непосредственно работу преподавателей, помимо этого, система предотвратит опасные ошибки, что позволит существенно снизить затраты на ремонт, закупку утраченных

БПЛА. Возможность исполнения интегрируемой части системы в виде небольшого модуля позволяет использовать ее не только в крупных промышленных и военных БПЛА, но и в небольших любительских или спортивных.

Библиографический список

1. <https://www.interactanalysis.com/commercial-drones-in-2022-our-predictions/> [Дата обращения 15.09.2021].
2. <https://studfile.net/preview/2216405/> - Система воздушных сигналов – Лекция. [Дата обращения 15.09.2021].
3. Системы управления беспилотными летательными аппаратами - Замятин П.А.

СОДЕРЖАНИЕ

ПРИМЕНЕНИЕ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ПРЕПОДАВАНИЯ ФИЗИКО- МАТЕМАТИЧЕСКИХ ДИСЦИПЛИН И РАЗВИТИЯ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СТУДЕНТОВ В МЕДИЦИНСКОМ УНИВЕРСИТЕТЕ <i>Т.Г. Авачева, А.А. Кривушин, М.А. Шмонова</i>	3
РАЗРАБОТКА И ПРОДВИЖЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ МОБИЛЬНОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ НА БАЗЕ СМАРТФОНА <i>М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов, О.В. Мельник</i>	10
СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ	17
РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ЦИФРОВОЙ РЕГИСТРАЦИИ ТЕМПЕРАТУРЫ ЛОКАЛЬНЫХ УЧАСТКОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА <i>И.Д. Марков, М.В. Ленков</i>	17
ТРУДНОСТИ И ОСЛОЖНЕНИЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АППАРАТОВ НЕИНВАЗИВНОЙ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ <i>А.А. Байболдина, А.С. Ганиева, Л.Р. Фархутдинова</i>	19
ИССЛЕДОВАНИЕ НОВЫХ ЭКГ ПРИЗНАКОВ САХАРНОГО ДИАБЕТА В ПЕРИОД РЕПОЛЯРИЗАЦИИ СЕРДЦА <i>А.А. Ананьева, Р.В. Исаков</i>	22
СИСТЕМА ДЕТЕКЦИИ ЛЖИ НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ <i>Р.В. Исаков</i>	25
АППАРАТЫ ДЛЯ ГАЛЬВАНИЗАЦИИ И ЛЕКАРСТВЕННОГО ЭЛЕКТРОФОРЕЗА <i>Ю.О. Исхакова, В.В. Николаева</i>	28
МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ «СИНДРОМА СУХОГО ГЛАЗА» <i>З.Х. Баишева, Э.И. Зайнагутинова, С.В. Харитонов</i>	31
РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ СРАР <i>И.С. Шарипов</i>	34
ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ <i>С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков</i>	36
ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАБОТЫ ЗАРЯДНО- ДЕСУЛЬФАТИРУЮЩЕЙ СТАНЦИИ <i>Б.И. Марголис, М.Б. Маньков</i>	40
ЭНДОВАСКУЛЯРНАЯ РАДИОЧАСТОТНАЯ ДЕНЕРВАЦИЯ ПОЧЕЧНЫХ АРТЕРИЙ В КОМПЛЕКСНОЙ ТЕРАПИИ ПАЦИЕНТА С РЕЗИСТЕНТНОЙ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИЕЙ <i>С.А. Белозёрова, Л.Г. Чудновец, И.М. Карамова</i>	43

МОДЕЛИ БИОИМПЕДАНСА ДЛЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ПОДДЕРЖКИ ДИАГНОСТИКИ ОСТРЫХ РЕСПИРАТОРНЫХ ВИРУСНЫХ ИНФЕКЦИЙ <i>А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко, А.В. Серебровский</i>	47
СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ВО ВРЕМЕННОЙ ОБЛАСТИ <i>А.А. Рязанцева</i>	50
ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ВРАЧОМ-ГЕМАТОЛОГОМ <i>Е.В. Садыкова</i>	53
ОСОБЕННОСТИ ЗАДАЧИ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСТКОВИДНЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ НА ОСНОВЕ МАГНИТОДИНАМИЧЕСКОГО МЕТОДА <i>А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина, А.А. Поронов</i>	55
МОБИЛЬНАЯ СНЕГОПЛАВИЛЬНАЯ УСТАНОВКА КАК РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ ЗАГРЯЗНЕНИЯ СНЕЖНЫХ МАСС <i>А.Д. Дроздова, С.В. Смирнова</i>	58
ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДИКИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ ОПУХОЛЕВЫХ ОБРАЗОВАНИЙ <i>В.И. Исхакова</i>	61
СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ СЕНСОМОТОРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЧЕЛОВЕКА <i>С.В. Новикова</i>	64
ПОЛУЧЕНИЕ ЭКОЛОГИЧЕСКИ ЧИСТОЙ ЭНЕРГИИ ПОСРЕДСТВОМ ПЬЕЗОГЕНЕРАТОРОВ <i>Л.Р. Шайхутдинова, С.В. Смирнова</i>	66
ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ <i>И.А. Савина</i>	69
ИНТРАОПЕРАЦИОННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОРГАНОВ МАЛОГО ТАЗА ЖЕНСКОЙ РЕПРОДУКТИВНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ЛАПАРОСКОПИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ С ПОМОЩЬЮ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ <i>Н.В. Голубова, Н.И. Поленов, К.А. Закураева, Е.В. Потапова, В.В. Дрёмин, М.И. Ярмолинская, В.Ю. Крутикова, А.В. Дунаев, И.Ю. Коган</i>	71
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ МОБИЛЬНОГО РЕАБИЛИТАЦИОННОГО КОМПЛЕКСА И СПАЛЬНОГО МЕШКА НА МИКРОЦИРКУЛЯЦИЮ КРОВИ <i>Л.В. Ератова, И.Ю. Власов, А.Г. Шульгин, Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких, Е.В. Шураева, А.В. Дунаев</i>	74
МУЛЬТИМОДАЛЬНЫЙ ПОДХОД К ИССЛЕДОВАНИЮ СВОЙСТВ ЖЕЛЧИ ДЛЯ УСТАНОВЛЕНИЯ ЭТИОЛОГИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ МЕХАНИЧЕСКОЙ ЖЕЛТУХИ <i>К.Ю. Кандурова, Н.В. Голубова, М.С. Денисов, В.В. Шабалин, А.В. Мамошин, Е.В. Потапова</i>	77

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ОКСИДАНТНОГО СТАТУСА ДЛЯ ОЦЕНКИ ЗАЩИТНЫХ МЕХАНИЗМОВ ОРГАНИЗМА В УСЛОВИЯХ ПОВЫШЕННЫХ ЭКОЛОГИЧЕСКИХ НАГРУЗОК <i>Е.В. Крикунова, А.И. Сурнина, М.В. Скиданчук</i>	80
СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СЛУХА МЕТОДОМ ОТОАКУСТИЧЕСКОЙ ЭМИССИИ <i>И.Д. Дмитриевский</i>	83
СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ С ШИРОКОПОЛОСНЫМИ ФИЛЬТРАМИ <i>С.Д. Грашин</i>	86
ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ МЕДИЦИНСКОЙ РОБОТОТЕХНИКИ <i>Е.П. Матюхин</i>	89
СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ	92
ЯРКОСТЬ МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ ФАНТОМОВ С РАЗЛИЧНОЙ ТЕМПЕРАТУРОЙ <i>Н.М. Богатов, А.С. Синицын</i>	92
АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦВЕТА ЧАСТИЧНО ПРОЗРАЧНЫХ ДИФFUЗНО-РАСSEИВАЮЩИХ СВЕТ ОБЪЕКТОВ <i>Н.В. Андреев, Е.И. Чернов</i>	95
АППАРАТНО-ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МОДЕЛИ ПОЛУЧЕНИЯ И ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ <i>Д.Р. Батраков, Ю.А. Струтинский</i>	98
РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ДЛЯ АНАЛИЗА И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ДИНАМИКИ ЭМОЦИЙ <i>К.В. Сидоров, Д.А. Мосин</i>	100
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА ВИДЕОДАННЫХ <i>М.В. Швецов, И.Н. Горбачев, Д.С. Кондрашов</i>	103
МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВОТОКА В СРЕДЕ LABVIEW <i>Л.А. Спириева, С.Г. Гуржин</i>	106
ВОЗМОЖНОСТИ ОПТОАКУСТИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТКАНЕЙ <i>Д.А. Кравчук, И.Б. Старченко</i>	110
СПЛАЙН-БАЗА ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН С ТОЧНОСТЬЮ ДО ГОДА <i>А.В. Рочагов, А.В. Жолобов, И.С. Явелов</i>	113
МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА <i>Ю. О. Уразбахтина, К. Р. Камалова</i>	116
ИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ <i>Ю. О. Уразбахтина, К. Р. Камалова</i>	120

МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ <i>Ю. О. Уразбахтина, К. Р. Камалова</i>	123
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ, ПОЛУЧЕННЫХ В РЕЗУЛЬТАТЕ ВОКСЕЛЬНОЙ МОРФОМЕТРИИ СТРУКТУР ГОЛОВНОГО МОЗГ <i>А.Е. Бостриков, Н.С. Бредихина</i>	126
МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭПИДЕМИЙ С ЦЕЛЬЮ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ COVID – 19 НА ПРИМЕРЕ SEIRD-МОДЕЛИ <i>Л.А. Бочкарёва</i>	129
БЕСКОНТАКТНЫЙ МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА И ОЦЕНКИ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ <i>С.Г. Гуржин, В.Л. Нгуен</i>	132
КОНТРОЛЬ СОБЛЮДЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ ДИСЦИПЛИНЫ В ОРГАНИЗАЦИИ <i>Г.А. Лупин</i>	136
ИМИТАТОР ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА <i>Ю.А. Булгаков, М.С. Мартанов, А.А. Михеев</i>	141
ЧИСТЫЕ ПОМЕЩЕНИЯ В ОТДЕЛЕНИИ РЕАНИМАЦИИ И ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ НОВОРОЖДЕННЫХ <i>А.И. Файзуллина, А.Д. Кутуева</i>	144
ЧИСТЫЕ ПОМЕЩЕНИЯ В ОПЕРАЦИОННЫХ ОТДЕЛЕНИЯХ <i>А.Д. Кутуева, А.И. Файзуллина</i>	146
РАЗРАБОТКА ГЕНЕРАТОРА ТЕСТОВЫХ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ <i>Д.Ю. Переводчиков, Е.Ю. Дикман</i>	148
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ФИЛЬТРАЦИИ ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ, ПОЛУЧЕННЫХ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ТКАНЕЙ ПАРОДОНТА <i>А.В. Демидов, Н.Е. Дринякина, В.О. Ручкина</i>	152
ОБРАБОТКА РЕГУЛИРУЮЩЕГО СИГНАЛА С КАНАЛА РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ СЕРВОПРИВОДОМ <i>М.И. Забудько, Е.Н. Шалобыта</i>	155
ИМИТАЦИОННАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА ЛОКАЛЬНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ <i>М.Б. Каплан</i>	158
ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТАРНОГО ИНДУКТОРА МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА <i>Г.А. Трепаков, М.Б. Каплан</i>	160

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ СПЕКТРАЛЬНОГО ОЦЕНИВАНИЯ СИГНАЛОВ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ <i>В.А. Чан, В.Г. Андреев</i>	162
ОЦЕНКА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ЭКГ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ <i>Н.О. Антипов, А.Н. Калиниченко, Т.В. Моргунова</i>	165
НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ ФОРМ КАРДИОЦИКЛОВ НА ОСНОВЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЭКГ <i>А.С. Ба Махел, А.Н. Калиниченко</i>	168
ПРОГРАММНО-АЛГОРИТМИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛОВ ФОНОКАРДИОГРАММЫ <i>А. С. Бердников, С.В. Моторина, Е.С. Якушенко</i>	171
ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОЦЕНКИ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА У КРЫС <i>Д.А. Федосеева, А.Н. Калиниченко, А.К. Лагирвандзе</i>	174
МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛОЗАЩИТНЫХ СВОЙСТВ ОДЕЖДЫ И ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ОДЕЖДЕ <i>В.В. Марков, В.Э. Тришин, М.В. Яковенко</i>	177
МУЛЬТИМОДАЛЬНЫЙ КЛАССИФИКАТОР ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ <i>М.Б. Мяснянкин, С. Кадырова, А.Ю. Новоселов</i>	180
ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ МОЧЕКАМЕННОЙ БОЛЕЗНИ <i>Н.Е. Дринякина, В.О. Ручкина</i>	183
ДЕТОКСИКАЦИЯ ОПОДЗОЛЕННОГО ЧЕРНОЗЕМА, ЗАГРЯЗНЕННОГО КАДМИЕМ <i>О.В. Черникова</i>	186
КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ И ПРИРОДОЗАЩИТНЫЕ МЕРОПРИЯТИЯ <i>А.Ф. Рыжова</i>	189
МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЯЖЕЛЫХ МЕТАЛЛОВ В ПРОДОВОЛЬСТВЕННОМ СЫРЬЕ И ПИЩЕВОЙ ПРОДУКЦИИ <i>А.Ф. Надина</i>	192
ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ ПРОДУКТОВ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО КОМПЛЕКСА <i>Н.А. Гусаков, И.С. Питюрина</i>	195
ВЕРоятностная модель формирования исходных проекционных данных томографии отражений при реализации технического зрения <i>А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев</i>	198
ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ СКОРОСТИ КРОВОТОКА В ЛЕВОЙ ОБЩЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ ПРИ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ <i>А.В. Жидков, К.В. Подмастерьев, Д.Е. Чекмарева, И.С. Захаров</i>	201

МЕТОДИКА МЕМБРАННОЙ ФИЛЬТРАЦИИ ДЛЯ ПОИСКА И ОПРЕДЕЛЕНИЯ РАЗМЕРОВ МИКРОЧАСТИЦ В МЕДИЦИНСКИХ РАСТВОРАХ	
<i>Е.В. Пимахина, А. А. Пимахин, Н. В. Вишняков, Н. М. Толкач, О.В. Окрут, А. А. Пимахин</i>	204
АНАЛИТИЧЕСКИЕ ТРЕКОВЫЕ МЕМБРАНЫ В ОПРЕДЕЛЕНИИ МИКРОСТРУКТУРЫ ИНФУЗИОННЫХ СРЕД НА ПРИМЕРЕ 20% СМОФЛИПИДА	
<i>Е.В. Пимахина, А. А. Пимахин, Н. В. Вишняков, Н. М. Толкач, Д.С. Маньковская, А. А. Пимахин</i>	207
МЕХАНИЗМ МИКРОЭМБОЛИИ ТРИГЛИЦЕРИДАМИ ПРИ ПАРЕНТЕРАЛЬНОМ ПИТАНИИ 20% РАСТВОРОМ СМОФЛИПИДА	
<i>Е.В. Пимахина, А. А. Пимахин, Н. В. Вишняков, Н. М. Толкач, М.Е. Чувилина, А. А. Пимахин</i>	211
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА И ДЫХАНИЯ С ПСИХОФИЗИЧЕСКИМ СОСТОЯНИЕМ ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КАРТ КОХОНЕНА	
<i>О.В. Мельник, А.Ю. Федотов</i>	215
МОДЕЛЬ УПРАВЛЕНИЯ БАКТЕРИЦИДНЫМ РЕЦИРКУЛЯТОРОМ ВОЗДУХА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ	
<i>С.С. Сёмина</i>	218
ПАРАМЕТРЫ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЦИФРОВОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ПРОВОДЯЩЕЙ СИСТЕМЫ СЕРДЦА	
<i>С.Н. Бритин, М.А. Бритина, Р.Я.Власенко</i>	221
МЕТОДЫ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ ГИСТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ	
<i>А.В. Евстафьева, И.А. Расмагина, Н.М. Шелякина</i>	227
МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ГИСТОЛОГИИ	
<i>Е.Е. Санникова, И.А. Расмагина, Н.М. Шелякина</i>	231
РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ И ПРОГРАММНОГО ПРОДУКТА ДЛЯ ОПИСАНИЯ ДВИЖЕНИЯ СКАНИРУЮЩЕГО ПУЧКА ИЗЛУЧЕНИЯ В СПЕКТРОСКОПИЧЕСКОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИМИ ЗОНДАМИ БОКОВОГО, ПРЯМОГО, ПРОГРАДНОГО И РЕТРОГРАДНОГО ОБЗОРА	
<i>С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова</i>	235
МОДЕЛЬ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПАРАМЕТРАМИ МИКРОКЛИМАТА В КАБИНЕТЕ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ	
<i>Я.И. Шнякина, А.Р. Аветисян</i>	240
ОПТИМАЛЬНОЕ ОСНАЩЕНИЕ КАБИНЕТА АППАРАТНОЙ КОСМЕТОЛОГИИ	
<i>В.В. Крапивина, Т.А. Фролова</i>	243

УПРАВЛЕНИЕ РИСКАМИ ИТ-ПРОЕКТА	
<i>О.И. Криц, А.В. Губарев</i>	246
IN SILICO ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ТЕПЛОВОГО ПОЛЯ В КЛЕТОЧНЫХ КУЛЬТУРАЛЬНЫХ СРЕДАХ ПРИ ОБЛУЧЕНИИ ДЛИНАМИ ВОЛН ГЕНЕРАЦИИ СИНГЛЕТНОГО КИСЛОРОДА	
<i>В.В. Дрёмин, И.Н. Новикова</i>	248
НЕЧЕТКАЯ МОДЕЛЬ ДИАГНОСТИКИ ФОРМ ПИЕЛОНЕФРИТА У ЖЕНЩИН В ДОРОДОВОЙ И ПОСЛЕРОДОВОЙ ПЕРИОД	
<i>Д.С. Родионов, В.В. Аксёнов</i>	251
НЕПРЕРЫВНОЕ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КАЙДЗЕН	
<i>М.С. Ежова, С.Н. Дьяков</i>	254
ВЫЯВЛЕНИЯ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ НА ОДНОКАНАЛЬНОЙ ЭКГ	
<i>А.В. Волченкова</i>	256
КРОСС-КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ ЭЭГ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ У ДЕТЕЙ	
<i>Т.Б. Старухин</i>	258
СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ	261
ФАРМАЦЕВТИЧЕСКАЯ ИНФОРМАТИКА	
<i>Д.А. Кузнецов, А.В. Захаров</i>	261
РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ЭКОЛОГИИ В ИССЛЕДОВАНИЯХ КУРСКИХ УЧЕНЫХ	
<i>Л.В. Стародубцева</i>	264
АНАЛИЗ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ МАШИНИСТА ПОЕЗДА. ПОИСК НОВОГО РЕШЕНИЯ В ОБЛАСТИ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ РАБОТНИКОВ ЛОКОМОТИВНЫХ БРИГАД ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БЕЗОПАСНОГО ДВИЖЕНИЯ НА ЖЕЛЕЗНОЙ ДОРОГЕ	
<i>Д.А. Кравчук, А.А. Панченко</i>	268
ТЕЛЕМЕДИЦИНА В РОССИИ В УСЛОВИЯХ COVID-19	
<i>Н.С. Бредихина, А.Е. Бостриков</i>	273
ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАБОТЫ МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ	
<i>А.Ш. Юнусова</i>	276
РЕГИСТРАТОР ЭКГ НА ОСНОВЕ ПЛАТЫ ARDUINO	
<i>А.С. Кройдер, С.А. Акулов</i>	280
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ И ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА	
<i>М.С. Астахов</i>	283

РАСПОЗНАВАНИЕ ВЫРАЖЕНИЙ ЛИЦА С ПОМОЩЬЮ ДЕСКРИПТОРА ЛОКАЛЬНЫХ БИНАРНЫХ ШАБЛОНОВ ПО ТРЕМ ОРТОГОНАЛЬНЫМ ПЛОСКОСТЯМ	
<i>В.А. Саблина, А.Д. Черненко</i>	287
АКТУАЛЬНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ НАВЫКОВ В РАЗВИТИИ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКОГО ПРОГРЕССА	
<i>А.С. Суйкова</i>	290
ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТАРИЙ В МЕДИЦИНЕ	
<i>В.Р. Кириллова</i>	292
ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕКТОРОВ R-ЗУБЦА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ ЧЕЛОВЕКА	
<i>А.А. Пугачева, Т.К. Кретьова, С.А. Акулов</i>	294
РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ И КОРРЕКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ	
<i>Э.А. Даминова</i>	297
СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА	301
ФИЛЬТРАЦИЯ СИГНАЛОВ КАК ПЕРВИЧНАЯ ОБРАБОТКА БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ	
<i>А.И.Татауров</i>	301
ПРИНЦИПЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ ПОМОЩИ ОПТИЧЕСКОЙ КООРДИНАТНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ ТОПОМЕТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ АТОС	
<i>Г.А. Лупин</i>	304
ИЗМЕРИТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ ГЛАЗА	
<i>В.В. Николаева, И.Э. Идиятова, Р.Р. Ямгутдинов</i>	308
МЕХАНИЗМ МЕТОДА БИОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ НА УЗЛОВЫЕ НЕЙРОННЫЕ СТРУКТУРЫ АКУСТИЧЕСКИМИ СТИМУЛАМИ	
<i>Р.А. Куликов</i>	312
СТРУКТУРНАЯ СХЕМА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ АПНОЭ	
<i>С.Н. Хамзин</i>	315
ПРИНЦИПЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ ПОМОЩИ ТРЕХМЕРНОГО КООРДИНАТНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ROMER ABSOLUTE ARM	
<i>Г.А. Лупин</i>	317
СРЕДСТВА ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МНОГОКАНАЛЬНОГО МОДУЛЯ СБОРА БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ	
<i>И.В. Гавриков, М.Б. Каплан</i>	322

ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ РАСХОДА МОЛОКА	
<i>К.А. Кулькова, С.Г. Гуржин</i>	325
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЯ ПЕЧЕНИ	
<i>Н.И. Иванова</i>	330
ОБЗОР СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ ЭХВЧ	
<i>И.И. Галимов</i>	333
РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК ПРИ НИЗКОЧАСТОТНОМ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ ВОЗДЕЙСТВИИ	
<i>А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев</i>	335
ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ, КАК ОДНО ИЗ ВЕДУЩИХ НАПРАВЛЕНИЙ АППАРАТНОЙ КОСМЕТОЛОГИИ	
<i>В.О. Лычагина</i>	337
ЭЛЕКТРОМИОГРАФ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ ЭЛЕКТРО- И МАГНИТОСТИМУЛЯЦИИ	
<i>И.А. Зинин, В.И. Жулев</i>	340
АНАЛИЗ ТЕХНИЧЕСКОЙ БАЗЫ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ И ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ТРЕМОРА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА	
<i>С.А. Новиков, М.Б. Никифоров</i>	344
РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРИБОРА ДЛЯ ТИПИРОВАНИЯ ГРУППЫ КРОВИ	
<i>Д.С. Серпнев</i>	347
РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ И КОРРЕКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ	
<i>Э.А. Даминова, И.В. Тихомиров</i>	350
КОНЦЕПЦИЯ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С НАРУШЕНИЯМИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА	
<i>Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова</i>	353
СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ	356
СТРУКТУРА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОПРИВОДОМ ГЛУБОКОВОДНЫХ РОБОТИЗИРОВАННЫХ АППАРАТОВ	
<i>С.С. Румянцев</i>	356
РАЗРАБОТКА РОБОТА-АССИСТЕНТА ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ БЫТОВЫХ И ОБЩЕХОЗЯЙСТВЕННЫХ ЗАДАЧ	
<i>А.С. Гайдамакина</i>	360

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕАЛИЗАЦИИ АЛГОРИТМОВ СТЕРЕОЗРЕНИЯ НА РАЗЛИЧНЫХ АРХИТЕКТУРАХ	
<i>А.И. Ефимов, Д.И. Устюков</i>	363
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА БАКТЕРИЦИДНОЙ ОЧИСТКИ ВОЗДУХА	
<i>К.В. Подмастерьев, О.В. Глазков, В.В. Марков</i>	366
ПРОГРАММА УПРАВЛЕНИЯ ИСПЫТАТЕЛЬНЫМ СТЕНДОМ ДЛЯ БЕСКОЛЕКТОРНЫХ ДВИГАТЕЛЕЙ	
<i>С.Б. Арзамасцев</i>	369
РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМЫ СБОРА ДАННЫХ ОБ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ОПЕРАТОРА В ЗАДАЧЕ УПРАВЛЕНИЯ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИМ КОМПЛЕКСОМ	
<i>П.С. Будылина, С.С. Лукиша</i>	373
ОБУЧЕНИЕ НЕЙРОННОЙ СЕТИ ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ГОЛОСОВЫХ КОМАНД	
<i>А.С. Хатунцев</i>	376
ТЕЛЕНАВЕДЕНИЕ ВИДЕОКАМЕРЫ МОБИЛЬНОГО РОБОТА НА ОСНОВЕ ИНЕРЦИАЛЬНОЙ НАВИГАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ	
<i>С.В. Шалыгин</i>	378
СТРУКТУРА И ПОСТРОЕНИЕ ПОДВИЖНОЙ СИСТЕМЫ ЛАЗЕРНОГО СКАНИРОВАНИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА И АЛГОРИТМ СОВМЕЩЕНИЯ ПОЛУЧЕННЫХ СКАНОВ В РЕАЛЬНОМ ВРЕМЕНИ	
<i>В. С. Шустов</i>	380
РАЗРАБОТКА ЭЛЕМЕНТОВ ИНТЕРФЕЙСА МОБИЛЬНОГО ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ТЕЛЕУПРАВЛЕНИЯ РОБОТОТИЗИРОВАННЫМ УСТРОЙСТВОМ ПОД УПРАВЛЕНИЯ ОС ROS	
<i>П.Д. Гаджиев</i>	383
СТЕРИЛИЗАЦИЯ В СИСТЕМЕ ПРИГОТОВЛЕНИЯ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ НА БАЗЕ ПРОГРАММИРУЕМОГО ЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЛЕРА SIMATIC S7-1200	
<i>О.А. Буковский</i>	385
СИСТЕМА ДЛЯ СБОРА ДАННЫХ С ИНЕРЦИАЛЬНОГО НАВИГАЦИОННОГО МОДУЛЯ	
<i>А.А. Окрут</i>	388
ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ ПРОГРАММЫ ЭМУЛЯЦИИ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ИНДУКЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ	
<i>А.А. Окрут</i>	390
ГОЛОСОВОЕ УПРАВЛЕНИЕ ПРИВОДНОЙ ПЛАТФОРМОЙ	
<i>А.А. Зенин</i>	392
РАЗРАБОТКА СТРУКТУРЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИНФОРМАЦИОННЫХ И УПРАВЛЯЮЩИХ МОДУЛЕЙ ХОДОВОЙ ЧАСТИ МОБИЛЬНОГО РОБОТА	
<i>М.А. Семенов</i>	394

СТРУКТУРНЫЕ СХЕМЫ РАБОТЫ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО
КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ ОПЕРАТОРОВ БЕСПИЛОТНЫХ
ЛЕТАТЕЛЬНЫХ АППАРАТОВ

Г.Б. Розанов 397

Научное издание

**XXXIV Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические системы,
измерительные устройства и робототехнические комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2021)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Подписано в печать 29.11.2021 г. Формат бумаги 60х84/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.- печ. листов 25,75.

Уч.-изд. листов 412. Тираж 100 экз. Зак. 4783

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.

В.Ф. Уткина»

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1

Издательство Коняхин А.В. (Book Jet)

Отпечатано в типографии «Book Jet»

390005, г. Рязань, ул. Пушкина, д.18

Сайт: <http://bookjet.ru>

Почта: info@bookjet.ru

Тел.: +7(4912) 466-151

ISBN 978-5-907400-87-0



9 785907 400870 >