

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

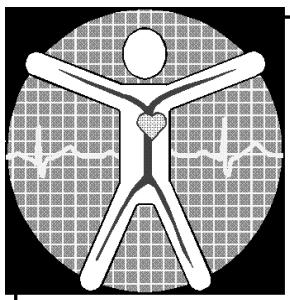
**ФГБОУ ВО «Рязанский государственный
радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина»**

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

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2024

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

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2024

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

- Б 63 Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2024 [текст]: сб. тр. XXXVII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2024 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2024. – 398с., ил.

ISBN 978-5-907811-75-1

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2024). 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.

Рецензент: профессор кафедры основ радиотехники Национального исследовательского университета «МЭИ», д.т.н., профессор Истомина Т.В.

Члены оргкомитета: Банников С.А. – председатель, и.о. ректора РГРТУ, к.э.н., доцент; Мельник О.В. – заместитель председателя, д.т.н., профессор; Жулев В.И. – заведующий кафедрой ИИБМТ, д.т.н., профессор; Чернов Е.И. – д.т.н., профессор; Гуржин С.Г. – к.т.н., доцент; Каплан М.Б. – к.т.н., доцент; Борисов А.Г. – к.т.н., доцент; Голь С.А. – к.т.н., доцент; Устинова Л.С. – начальник отдела информационного обеспечения; Трубицына С.Г. – ведущий инженер НИОКР ОАО; Матюхин Е.П. – специалист по обеспечению образовательного процесса кафедры ИИБМТ, секретарь оргкомитета.

УДК 615.47:621.37/89

ISBN 978-5-907811-75-1

© ФГБОУ ВО «РГРТУ», 2024

© ИП Коняхин А.В., 2024

ПРИНЦИПЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ ПРИ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

А.Ю. Потлов

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г. Тамбов

Представлена методология оценки основных биомеханических характеристик мягких биологических тканей на основе совместной обработки интерференционных сигналов оптической когерентной томографии исследуемого объекта в недеформированном и совокупности деформированных состояний. Приведен наглядный пример получаемых при этом структурных и функциональных оптических изображений.

Ключевые слова: мягкие биологические ткани, биомеханические свойства, оптическая когерентная эластография, экзогенное деформирующее воздействие, эндогенное деформирующее воздействие

PRINCIPLES OF DIGITAL SIGNAL PROCESSING IN OPTICAL COHERENCE ELASTOGRAPHY OF SOFT BIOLOGICAL TISSUES

A.Yu. Potlov

Tambov State Technical University, Tambov

The methodology for evaluation of the main biomechanical characteristics of soft biological tissues based on the combined digital processing of interference signals from optical coherence tomography of the object under study in undeformed and a set of deformed states was described. A visual example of the resulting structural and functional optical images was presented.

Key words: soft biological tissues, biomechanical properties, optical coherence elastography, exogenous deforming effect, endogenous deforming effect.

Оптическая когерентная эластография (ОКЭ) представляет собой мультимодальный метод медицинской визуализации на основе оптической когерентной томографии (ОКТ), позволяющий наряду с изображениями оптической структуры исследуемого биообъекта также получать пространственные распределения биомеханических свойств [1–3]. Эластография организовывается посредством сравнения интерференционных сигналов, полученных для исследуемого объекта в недеформированном и совокупности деформированных состояний. Соответственно, глубина зондирования и пространственное разрешение при переходе от ОКТ к ОКЭ сохраняются. Однако повышается чувствительность к артефактам объемного движения и возникают трудности с корректной оценкой актуальной величины деформирующего воздействия [4–6].

Целью проводимых исследований является повышения достоверности

оценки и последующего пространственного картирования механических свойств биологических тканей при медицинской интроскопии на основе ОКЭ с использованием экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий.

Для достижения поставленной цели было разработано соответствующее методологическое, аппаратное и программное обеспечение [2, 7–9], в частности: I) методология коррекции артефактов объемного движения на основе топологических скелетов оптических изображений; II) методология оценки актуальной величины деформирующего воздействия для совокупности точек нагруженной области на основе реконструкции и анализа динамически изменяющегося профиля деформирующего воздействия; III) методология оценки основных биомеханических свойств мягких биологических тканей на основе адаптированных для нужд ОКЭ классических формул теории сопротивления материалов; IV) базовый блок для ОКТ и ОКЭ волоконно-оптическими зондами; V) наборы одноканальных и многоканальных эндоскопических и интраваскулярных зондов, в том числе многоканальные модификации для прицельной биопсии и ротационной атерэктомии под ОКЭ-контролем; VI) алгоритмы и программные продукты для управления работой аппаратной части, в том числе сбора интерференционных сигналов, а данных с тонкопленочной матрицы датчиков давления; VII) алгоритмы и программные продукты для получения структурных и функциональных (доплерограммы и ангиограммы) изображений в ОКТ; VIII) алгоритмы и программные продукты для ОКЭ; IX) Математические модели и тканеимитирующие фантомы для тестирования и отладки всех предложенных решений.

Предложенный подход к коррекции артефактов объемных движений характеризуется робастностью к спекл-структуре достигнутой за счет особого подхода к сравнению оптических изображений. Этот подход базируется на построении топологических скелетов с помощью адаптированной версии метода «квенча» (метода точек «гашения») с последующим разграничением значимых и ложных точек «квенча» с использованием специальной калибровочной функции [9]. Оптические изображения сравниваются по значимым точкам «квенча» на топологических скелетах, а коррекция найденных при этом объемных смещений осуществляется посредством «пересборки» исходных данных.

Предложенный подход к оценке актуальной величины экзогенного деформирующего воздействия, оказываемого на исследуемый биообъект при его поджатию эндоскопическим зондом с аппаратной точки зрения заключается в использовании на торецовой части катетера тонкопленочной матрицы пьезорезистивных датчиков давления $\odot$ -образной формы [8]. Программная обработка получаемых при этом данных заключается в применении кубической интерполяции преобразованных разреженных данных с использованием триангуляции Делоне [10]. Учет актуальной величины эндогенного деформирующего воздействия, оказываемого движением систолического объема крови организован похожим образом,

с той лишь разницей, что тонкопленочная матрица пьезорезистивных датчиков давления окольцовывает не торцевую часть катетера интраваскулярного зонда, а его цилиндрическую часть [2, 7].

Оценка основных биомеханических свойств (E – модуль Юнга, γ – коэффициент Пуассона, G – модуль сдвига) исследуемого биобъекта организована с использованием следующих, адаптированных для нужд ОКЭ классических формул [11]:

$$E = \frac{F_{norm} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \begin{cases} = \frac{S_{IMP} \cdot P_{PRB} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \frac{P_{PRB} \cdot l}{\Delta l}, & \text{экзогенный случай} \\ = \frac{S_{IMP} \cdot \frac{v_{norm}}{|\vec{v}|} \cdot (P_{SYS} - P_{DIA}) \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \frac{k_{norm} \cdot P_{PLS} \cdot l}{\Delta l}, & \text{эндогенный случай} \end{cases},$$

$$\gamma = \left| \frac{\Delta d \cdot l}{d \cdot \Delta l} \right|, \text{ справедлива в обоих случаях}$$

$$G = \frac{F_{shear} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \begin{cases} = \frac{S_{IMP} \cdot P_{PRB} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \frac{P_{PRB} \cdot l}{\delta d}, & \text{экзогенный случай} \\ = \frac{S_{IMP} \cdot \frac{v_{shear}}{|\vec{v}|} \cdot (P_{SYS} - P_{DIA}) \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \frac{k_{shear} \cdot P_{PLS} \cdot l}{\delta d}, & \text{эндогенный случай.} \end{cases}$$

где F_{norm} и F_{shear} – компоненты деформирующей силы, соответственно направленные по нормали и касательно к исследуемому биобъекту; l и Δl – продольные размеры деформируемой области и продольные смещения контрольных точек; d , Δd и δd – поперечные размеры деформируемой области, а также поперечные двунаправленные и однонаправленные смещения; S_{IMP} – площадь деформирующего воздействия; P_{PRD} , P_{PLS} , P_{SYS} , P_{DIA} – актуальные величины деформирующих воздействий, соответственно, оказываемых при «поджатии» зондом, при движении систолического объема крови, в моменты систолы и диастолы; v , v_{norm} и v_{shear} – скорость кровотока и ее основные (нормально и касательно направленные) компоненты; k_{norm} и k_{shear} – поправочные коэффициенты для учета нормально и касательно направленных компонент вектора скорости кровотока [7].

Примеры пространственного картирования оптических и механических свойств биологических тканей при медицинской интроскопии с использованием авторских подходов к ОКЭ показаны на рис. 1 и рис. 2, соответственно. Сканируемым объектом являлся поврежденный участок верхних дыхательных путей. Исследование проводилось *in vivo*.

Разработанное методологическое, аппаратное и программное обеспечение в целом [2, 7–11] позволяют организовать ОКЭ без жесткой взаимной

фиксации сканируемого объекта и сканирующего зонда. При этом достоверность оценки и последующего пространственного картирования механических свойств биологических тканей при медицинской интроскопии на основе ОКЭ повышена по меньшей мере на 29%.

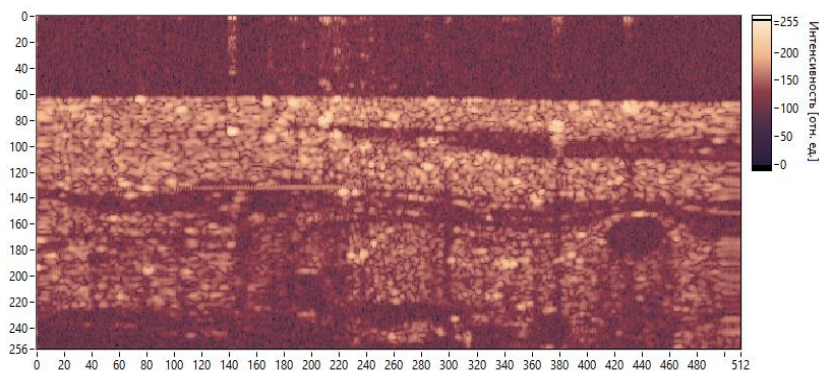


Рис. 1 – Структурное ОКЭ-изображение

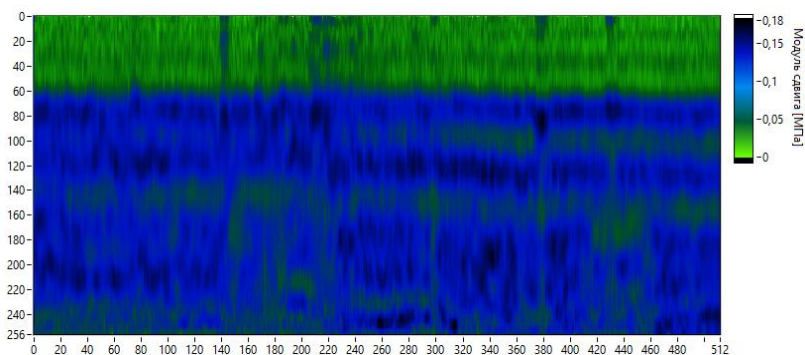


Рис. 2 – Функциональное (эластограмма по модулю сдвига) ОКЭ-изображение

Предложенные решения [2, 7–11] ориентированы на реальные клинические применения и позволяют оценивать величину модуля Юнга для мягких биологических тканей в диапазоне от 0.1 кПа до 8 МПа, величину коэффициента Пуассона в диапазоне от 0.1 до 0.9, величину модуля сдвига в диапазоне от 0.5 кПа до 3МПа.

Благодарности

Исследование выполнено при финансовой поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации (проект МК-231.2022.4).

Библиографический список

1. Optical Coherence Tomography / Bouma B.E., Boer J.F., Huang D. et al. // Nature Reviews Methods Primers, 2022. Vol. 2. Art. No. 79.
2. Frolov S.V., Potlov A.Yu. An Endoscopic Optical Coherence Tomography System with Improved Precision of Probe Positioning // Biomedical Engineering, 2019. Vol. 53. Is. 1. P. 6 – 10.
3. Larin K.V., Sampson D.D. Optical Coherence Elastography – OCT at Work in Tissue Biomechanics // Biomedical Optics Express, 2017. Vol. 8. Is. 2. P. 1172 – 1202.
4. Compression OCT-Elastography Combined with Speckle-Contrast Analysis as an Approach to the Morphological Assessment of Breast Cancer Tissue / Plekhanov A.A., Gubarkova E.V., Sirotkina M.A. et al. // Biomedical Optics Express, 2023. Vol. 14. Is. 6. P. 3037 – 3056.
5. Optical Coherence Angiography without Motion Correction Preprocessing / Moiseev A. A., Ksenofontov S. Yu., Terpelov D. A. et al. // Laser Physics Letters, 2019. Vol. 16. Is. 4. Art. No. 045601.
6. Optical Coherence Micro-Elastography: Mechanical-Contrast Imaging of Tissue Microstructure / Kennedy B.F., McLaughlin R.A., Kennedy K.M. et al. // Biomedical Optics Express, 2014. Vol. 5. Is. 7. P. 2113 – 2124.
7. Potlov A.Yu., Proskurin S.V., Frolov S.V. Young's Modulus Evaluation for the Blood Vessel Walls using Intravascular Optical Coherence Tomography // Proceedings of International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB), Iasi (Romania), 2020. Art. No. 9280242.
8. Пол. мод. 184084. Российская Федерация, МПК А61М 25/00, А61В 6/00. Устройство эндоскопического зонда для оптической когерентной томографии / Фролов С.В., Потлов А.Ю., Проскурин С.Г., Синдеев С.В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ» – № 2017143485 ; заявл. 13.12.17 ; опубл. 15.10.18, Бюл. № 29.
9. Потлов А.Ю. Использование топологических скелетов для коррекции артефактов объемного движения в оптической когерентной томографии и эластографии // Моделирование, оптимизация и информационные технологии, 2024. Т. 12. № 4. URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1715>.
10. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2023685025. Количественная оценка профиля нелинейного деформирующего воздействия на анализируемый биологический объект и управление распределением механического напряжения под нагруженной областью / Потлов А.Ю. – 22 ноября 2023 г.
11. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2021664816. Количественная и качественная оценка биомеханических свойств тканей человека посредством оптической когерентной томографии / Потлов А.Ю., Фролов С.В. – 14 сентября 2021 г.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГЛУБОКОГО МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ РАННЕГО РАКА А ПРИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

В.В. Хрящев, А.Л. Приоров

ФГБОУ ВО «Ярославский государственный университет
им. П.Г. Демидова», г. Ярославль

Разработан опытный образец системы поддержки принятия врачебного решения в эндоскопии на основе методов глубокого машинного обучения. Входными данными системы могут являться эндоскопические изображения и видеоданные, источником которых может служить как непосредственно эндоскопическое оборудование, так и медико-информационная система. На выходе система выдает эндоскопический кадр с координатами рамок, обрамляющих патологии, и меткой класса. Также система может контролировать соблюдение регламента проведения эндоскопических исследований.

Ключевые слова: эндоскопия, обнаружение раннего рака, анализ видеоизображений, нейронные сети.

DEEP LEARNING METHODS FOR DETECTING EARLY CANCER IN GASTROINTESTINAL ENDOSCOPIC INVESTIGATIONS

V. Khryashchev, A. Priorov

P.G. Demidov Yaroslavl State University, Yaroslavl

A prototype of a system for supporting medical decision-making in endoscopy has been developed based on deep machine learning methods. The input data of the system can be endoscopic images and video data, the source of which can be either the endoscopic equipment itself or the medical information system. At the output, the system produces an endoscopic frame with the coordinates of the frames framing the pathologies and a class label. The system can also monitor compliance with the regulations for conducting endoscopic examinations.

Key words: endoscopy, early cancer detection, video image analysis, neural networks.

Задача обнаружения раннего рака желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) является чрезвычайно актуальной в области современной высокотехнологичной медицинской диагностики [1-3]. Для ее решения учеными из центра искусственного интеллекта ЯрГУ им. П.Г. Демидова совместно с врачами эндоскопического отделения Ярославской областной клинической онкологической больницы (ЯОКОБ) проведены исследования, составлены базы цифровых видеоданных, проведена их экспертная разметка и обучение различных нейросетевых моделей. Получены результаты

тестирования комплексного нейросетевого модуля анализа эндоскопических данных. В его основе алгоритм на основе архитектуры модели EfficientDet на базе сверточной нейронной сети EfficientNetB0 [4-7]. Тестирование проводилось по трем основным направлениям:

- Исследование качества сегментации эндоскопических изображений, полученных с оптическим увеличением и без него;
- Исследование качества классификации эндоскопических изображений, полученных с оптическим увеличением и без него;
- Исследование времени обработки одного кадра нейросетевым алгоритмом.

Обучение нейронной сети проводилось на суперкомпьютере NVIDIA DGX-1 для собранной базы эндоскопических снимков. Ключевые параметры для обучения нейросетевого алгоритма приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Используемые параметры для обучения нейросетевого алгоритма

№	Параметр	Значение
1	Тип оптимизатора	Adam (параметры: beta_1= 0,9, beta_2 = 0,999, epsilon = 10^{-8})
2	Способ аугментации	Стандартный тип с оптимальными параметрами (приведены ниже)
3	Границы диапазона случайного изменения яркости	(-16; 16)
4	Границы диапазона случайного изменения насыщенности	(0,5; 1,8)
5	Значение сдвига случайного изменения тона	18
6	Границы диапазона случайного изменения контрастности	(0,3; 1,5)
7	Случайное перемешивание цветовых каналов	Выключено

Для тестирования алгоритмов сегментации и классификации, использовалась база эндоскопических изображений, собранная в ЯОКОБ. Информация о новом наборе снимков приведена в табл. 2 и 3. Для набора эндоскопических данных разметка изображений осуществлялась сотрудниками центра искусственного интеллекта ЯрГУ, не имеющими медицинского образования, согласно рекомендациям и описанию, предоставленному врачами-эндоскопистами для каждой сцены из видеоданных с эндоскопа. Далее, во избежание возможных ошибок выполненная разметка верифицировалась коллективом врачей-эндоскопистов.

Таблица 2 – Количество изображений для групп «рак» и «иная патология» в базе эндоскопических изображений в зависимости от использованной модели эндоскопа

Модель эндоскопа	Класс, шт.			
	«рак» без увеличения	«рак» с увел.	«не рак» без увел.	«не рак» с увеличением
OLYMPUS EXERA III GIF-HQ190	1410	1387	853	915
OLYMPUS EXERA III GIF-Q180	76	0	287	286
OLYMPUS EXERA II GIF-Q160Z	271	310	0	0
OLYMPUS EXERA III GIF-Q180H	98	0	56	0
OLYMPUS EXERA III GIF-Q180Z	0	0	108	199

Таблица 3 – Количество изображений различных классов из нового набора эндоскопических снимков

Класс изображений	Увеличение	Количество изображений
Рак	Без увеличения	80
	С увеличением	82
Ранний рак	Без увеличения	1775
	С увеличением	1615
Иная патология	Без увеличения	1304
	С увеличением	1400
Итого	Без увеличения	3159
	С увеличением	3097

Сегментация патологий на эндоскопических снимках выполнялась с помощью обрамляющих прямоугольников, ограничивающих область с патологией. Перед формированием обучающей, валидационной и тестовой выборки, на каждом изображении из нового набора данных устранен эффект

чересстрочной развертки, благодаря чему новый набор изображений удалось увеличить вдвое.

Принцип формирования обучающей, валидационной и тестовой выборок оставался классическим: около 10 % изображений от общего числа направлялось в тестовую выборку, тогда как последние 5 % от оставшихся снимков, выделенных в результате выделения кадров из видеозаписей эндоскопических обследований, определялись в качестве данных валидационной выборки.

Исследования по оценке качества сегментации эндоскопических изображений проводились отдельно для эндоскопических изображений без оптического увеличения и при его наличии.

Результаты тестирования разработанного нейросетевого алгоритма сегментации эндоскопических изображений без увеличения приведены в табл. 4. Алгоритм запускался отдельно для наборов изображений каждого класса, рассматриваемого в исследовании, а затем на всей тестовой выборке эндоскопических изображений без увеличения.

Таблица 4 – Результаты тестирования алгоритма для эндоскопических изображений без увеличения

Метрика	Изображения класса «Рак»	Изображения класса «Ранний рак»	Изображения класса «Иная патология»	Изображения всех классов
Среднее значение IoU	0,802	0,741	0,642	0,728

Видно, что алгоритм сегментации хорошо справляется с изображениями каждого класса. Стоит отметить, что модель, согласно средним значениям IoU, наиболее уверенно сегментирует области с раком и менее уверенно с иными патологиями. Такую особенность можно объяснить внешним разнообразием объектов соответствующих классов на эндоскопических снимках расширенной базы.

Результаты тестирования разработанного нейросетевого алгоритма сегментации эндоскопических изображений с увеличением приведены в табл. 5. Алгоритм запускался отдельно для наборов изображений каждого класса, рассматриваемого в исследовании, а затем на всей тестовой выборке эндоскопических изображений с увеличением.

Видно, что алгоритм сегментации хорошо справляется с изображениями каждого класса. Стоит отметить, что модель наиболее уверенно сегментирует области с раком и менее уверенно с иными патологиями. Такую особенность можно объяснить внешним разнообразием объектов соответствующих классов на эндоскопических снимках новой базы. Согласно результатам, представленным в табл. 4 и 5, в обоих случаях для кадров с увеличением

и без него, алгоритм достаточно уверенно выделяет области с ранним раком, что также говорит о высоком качестве разработанной модели.

Таблица 5 – Результаты тестирования алгоритма для эндоскопических изображений с увеличением

Метрика	Изображения класса «Рак»	Изображения класса «Ранний рак»	Изображения класса «Иная патология»	Изображения всех классов
Среднее значение IoU	0,793	0,732	0,637	0,714

Значения метрики IoU оказались выше для изображений без увеличения. Это связано с тем, что в этом режиме демаркационная линия, отделяющая участок с патологией от областей с нормальной анатомией, более очевидна, чем в режиме работы с увеличением, где границы, отделяющие патологию от здоровых тканей, более размыты.

Библиографический список

1. Палевская С. А., Короткевич А. Г. Эндоскопия желудочно-кишечного тракта. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2020. 752 с.
2. Куваев Р. О., Кашин С. В. Современное эндоскопическое исследование желудка с использованием методик узкоспектральной и увеличительной эндоскопии: техника проведения и алгоритмы диагностики // Доказательная гастроэнтерология. 2016. Т. 2, № 5. С. 3–13.
3. Батухтин Д. М., Пеганова Е. В., Митракова Н. Н. Анализ узкоспектральных эндоскопических изображений на внутренней поверхности пищевода // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: радиотехнические и инфокоммуникационные системы. 2014. № 4 (23). С. 45–57.
4. Хрящев В. В., Ганин А. Н., Лебедев А. А., Степанова О. А., Кашин С. В., Куваев Р. О. Разработка и анализ алгоритма детектирования патологий на эндоскопических изображениях желудка на основе сверточной нейронной сети // Цифровая обработка сигналов. 2018. № 3. С. 70–75.
5. Лебедев А. А., Хрящев В. В., Кашин С. В., Среднякова А. С., Казина Е. М. Применение методов глубокого обучения для поддержки врачебного решения при эндоскопическом исследовании желудка // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2021. № 2(38). С. 95–106.
6. Zhu Y., Wang Q., Xu M. Application of convolutional neural network in the diagnosis of the invasion depth of gastric cancer based on conventional endoscopy. Gastrointest Endoscopy. 2019. Vol. 89, No 4. pp. 806–815.
7. Tan M., Pang R., Le Q.V. EfficientDet: scalable and efficient object detection. Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2020. pp. 10781–10790.

СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 632.08

РАЗРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО СТЕНДА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ОПТИЧЕСКОГО МЕТОДА ЭКСПРЕСС- ДИАГНОСТИКИ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ГЕМАТОМ

Д.О. Звягинцева¹, А.И. Мауль¹, Н.О. Алексеев¹, С.Н. Торгаев^{1,2}

¹ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет», г. Томск

²ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет», г. Томск

Описан экспериментальный стенд и программное обеспечение для исследования возможности экспресс-диагностики внутричерепных гематом методом ближней инфракрасной спектроскопии. Показана возможность проведения экспериментальных исследований в автоматическом режиме для получения большого набора данных с целью их последующей обработки.

Ключевые слова: гематома, инфракрасная спектроскопия, неинвазивный метод, экспресс-диагностика.

DEVELOPMENT OF AN EXPERIMENTAL STAND FOR THE STUDY OF THE OPTICAL RAPID INTRACRANIAL HEMATOMAS DIAGNOSIS METHOD

D.O. Zvyagintseva¹, A.I. Maul¹, N.O. Alekseev¹, S.N. Torgaev^{1,2}

¹National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk

²National Research Tomsk State University, Tomsk

An experimental stand and software for the study of the possibility of intracranial hematomas rapid diagnostics by near infrared spectroscopy are described. The possibility of conducting experimental studies in automatic mode to obtain a large set of data for the purpose of their subsequent processing is shown.

Key words: hematoma, infrared spectroscopy, noninvasive method, rapid diagnostics.

В случае черепно-мозговых травм важно своевременно определить вид и степень тяжести гематомы для дальнейшей действий и транспортировки пострадавшего. На данный момент достоверными и точными методами выявления внутричерепных повреждений являются компьютерная томография (КТ) и магниторезонансная томография (МРТ). Однако КТ и МРТ методы не позволяют проводить экспресс-диагностику сразу после травмы, т.е. вне медицинского учреждения (в «полевых» условиях). В связи с этим задача создания прибора, который позволит проводить экспресс-

диагностику внутричерепных гематом и оперативно выявлять их характеристики, является актуальной.

Одним из возможных методов экспресс-диагностики является, так называемый, метод ближней инфракрасной спектроскопии. Данный метод основан на спектрах поглощения молекул различных веществ, таких как оксигемоглобина (HbO_2) и дезоксигемоглобина (HbN), в инфракрасном диапазоне. При пропускании света в диапазоне ближнего инфракрасного излучения (750 – 1400 нм) в направлении гематомы, большая часть излучения поглотится, а малая – отразится [1].

Существующие на сегодняшний день аналоги позволяют диагностировать только наличие гематомы [2,3]. При этом они не позволяют определить пространственную локализацию гематомы и ее габаритные размеры. Задача определения локализации и размеров гематомы требует проведения детальных исследований данного метода экспресс-диагностики. Детальные исследования предполагают разработку экспериментального стенда, который позволял бы менять пространственное положение гематомы, изменять ее размеры, а также позволял бы изменять количества ИК излучателей и датчиков.

На рис. 1 представлена схема разрабатываемого экспериментального стенда, которая включает в себя персональный компьютер (ПК), систему управления, ИК-датчики и излучатели, фантом головы, а также устройство позиционирования.

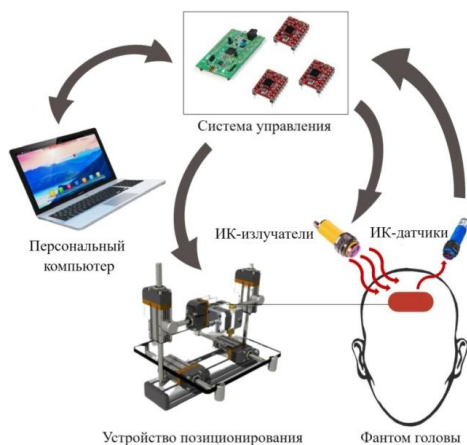
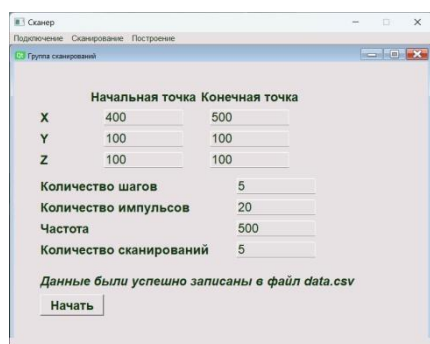


Рис. 1 – Схема экспериментального стенда

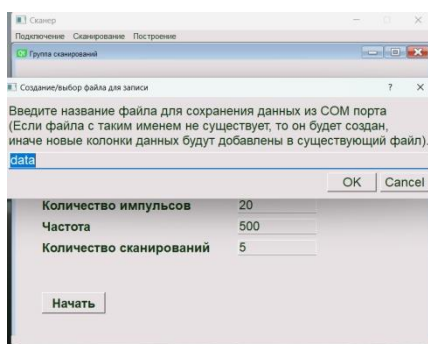
Устройство 3D-позиционирования позволяет осуществлять в автоматическом режиме модель гематомы, при неподвижных излучателях и датчиках. Устройство позиционирования реализовано с использованием шаговых двигателей 42SHDC3025-24В. Оптический блок данного комплекса

состоит из источника и приемника излучения, которые расположены над средой имитирующей структуры головы (фантом головы). Система управления построена на базе микроконтроллера STM32F407, позволяющего выполнять многоканальное и быстрое (до 2.4 мегавыборок в секунду) аналогово-цифровое преобразование сигналов. При этом наличие модуля FPU, позволяет осуществлять предварительную цифровую обработку оцифрованных сигналов, например, предварительную фильтрацию.

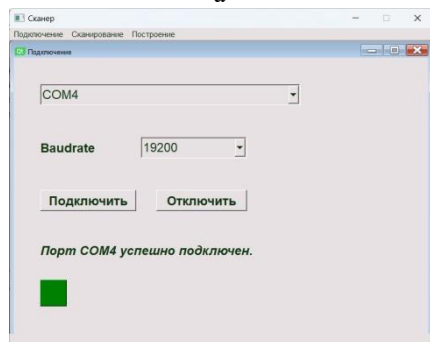
Автоматизация процесса проведения измерений осуществляется за счет программного обеспечения на персональном компьютере. Программное обеспечение разрабатывалось на языке Python с использованием библиотек pyserial для работы с com-портом, PyQt5 для создания оконного приложения. Оформление окон настраивалось в программе QtDesigner. На рис. 2 представлен внешний вид интерфейса разработанного программного обеспечения.



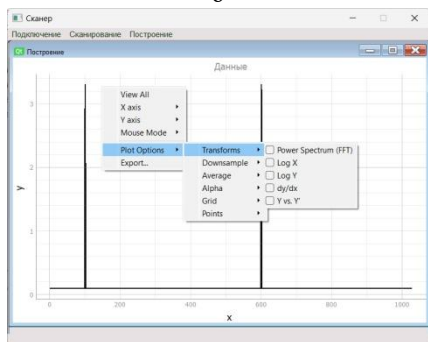
а



б



в



г

Рис. 2 – Интерфейс программного обеспечения экспериментального стенда: а – интерфейс автоматического сканирования, б – интерфейс сохранения результатов сканирования, в – интерфейс подключения к системе управления, г – интерфейс построения графиков принятых сигналов

Разработанное программное обеспечение позволяет осуществлять автоматическое сканирование с определением границ и шага перемещения имитации гематомы (рис. 2,а) и сохранением результатов сканирования в файл формата .csv для последующей обработки (рис. 2,б). Подключение к системе управления осуществляется с использованием виртуального COM-порта за счет использования в схеме преобразователя USB-UART (рис. 2,в). Для визуального контроля процесса сканирования в программе есть возможность построения графиков сигналов (рис. 2,г), при этом можно построить любой сигнал из ранее сохраненных в файле.

Таким образом, был разработан экспериментальный стенд и программное обеспечение к нему, позволяющие проводить в автоматическом режиме детальные исследования по регистрации внутричерепных гематом. За счет автоматизации процесса измерений есть возможность автоматического изменения положения гематомы и регистрации сигналов от датчиков с сохранением результатов измерений. Использование подобного стенда позволит проводить измерения с различным количеством датчиков и излучателей. В результате подобных исследований будет получен большой набор экспериментальных данных, на основе которых можно будет выявить наиболее оптимальные аппаратный и программный методы диагностики внутричерепных гематом, в том числе их пространственной локализации и габаритных размеров.

Библиографический список

1. Оптические свойства ткани [Электронный ресурс] / StudFiles. – URL: <https://studfile.net/preview/9661365/page:6/> (дата обращения 12.10.2024).
2. Morgan Clinical Evaluation of a Portable Near-Infrared Device for Detection of Traumatic Intracranial Hematomas / C.S. Robertson, E.L. Zager, R.K. Narayan et al. // Journal of Neurotrauma, 2006, 27(9).
3. Near Infrared Technology [Электронный ресурс] / Infrascan. – URL: <https://infrascanner.com/models/> (дата обращения 12.10.2024).

УДК 612.821

СВЯЗЬ ИЗМЕНЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА И ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО ТИПА ЛИЧНОСТИ

Н.М. Богатов, А.Н. Богатова, А.Л. Еремин, С.А. Сухих
ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар

Исследовано воздействие сознания субъекта на изменение функционального состояния организма. Показано, что вариативность физиологических параметров зависит от психологического типа личности.

Ключевые слова: кардиоинтервалография, ритмы мозга, интроверсия, экстраверсия.

RELATIONSHIP BETWEEN CHANGES IN INDICATORS OF THE FUNCTIONAL STATE OF THE ORGANISM AND THE PSYCHOLOGICAL TYPE OF PERSONALITY

N.M. Bogatov, A.N. Bogatova, A.L. Eryomin, S.A. Sukhih
Kuban State University, Krasnodar

The influence of the subject's consciousness on the change in the functional state of the organism was studied. It was shown that the variability of physiological parameters depends on the psychological type of the individual.

Key words: *cardiointervalography, brain rhythms, introversion, extroversion.*

Воздействие сознания субъекта влияет на изменение функционального состояния организма. Доказательству этого утверждения посвящены работы [1, 2]. В данной работе проанализировано влияние психологических типов личности, экстра- и интроверсии субъектов, на способность управления состоянием организма.

В исследовании участвовали 31 испытуемый, мужчины в возрасте от 20 до 23 лет. Все участники проинформированы о его цели и методиках исследования. Методика включала следующие этапы: 1 – предварительное измерение (определение начального функционального и психоэмоционального состояния каждого участника с помощью аппаратно-программного диагностического комплекса (АПДК) Silver Step Pulse); 2 – методически организованный сеанс работы во внутреннем пространстве субъекта (саморегуляция); 3 – объективный контроль результатов работы во внутреннем пространстве с помощью (АПДК) Silver Step Pulse; 4 – субъективный контроль (психологическое тестирование); 5 – обработку результатов измерений; 6 – анализ полученных данных.

Сеансы саморегуляции длились от 10 до 20 минут и проводились 1 раз в неделю в течение трех месяцев. Использовались следующие психотехники, направленные на регулирование функциональных возможностей организма: абдоминальное дыхание, концентрация сознания на энергетических центрах, кокон, дыхание в мозг и другие.

АПДК Silver Step Pulse использует метод кардиоинтервалографии (КИГ). На основе анализа кардиоритмов ПО Silver Step Pulse оценивает изменения состояния вегетативной нервной системы, нейрогуморальной регуляции, психоэмоционального состояния, спектрограммы головного мозга и других функциональных показателей.

Для определения меры субъектности использовались опросник Кейрси и опросник «Диагностика субъектности» Е.Н. Волковой. Опросник Кейрси содержит четыре биполярные шкалы, отображающие содержание восьми психологических факторов темперамента. 1. Шкала ориентация сознания: Е экстраверсия, I интроверсия. 2. Шкала способ ориентировки в ситуации: S здравый смысл, N интуиция. 3. Шкала основа принятия решений: Т мышление, F чувство. 4. Шкала способ подготовки решений: J суждение, Р восприятие. Тест «Диагностика субъектности» Е.Н. Волковой использует 6

шкал: 1 – осознанная активность, 2 – способность к рефлексии, 3 – свобода выбора и ответственность за него, 4 – осознание собственной уникальности, 5 – понимание и принятие других, 6 – саморазвитие.

Из всех показателей функционального состояния организма, определяемых АПДК Silver Step Pulse, выбраны показатели дельта-, тета-, альфа-, бета-, гамма-ритмов мозга и функционального состояния: индексы адаптации, напряженности, вегетативного равновесия, ресурсов организма, энергетического баланса, психоэмоционального состояния, гармонизации биоритмов, вегетативной регуляции, нейрогуморальной регуляции, комплексный показатель здоровья.

Изменение состояния респондентов определялось по изменению показателей активности мозга и функционального состояния в результате сеансов саморегуляции. Наличие механизмов саморегуляции организма должно приводить к каким-либо закономерностям во взаимном изменении выбранных показателей. Поэтому для данных каждого респондента рассчитывались коэффициенты корреляции для каждой пары показателей, из которых один или оба характеризуют активность мозга. Коэффициент корреляции считался значимым, если модуль его значение больше 0,6. Для каждого респондента с номером k определялось число значимых корреляций m_k . Значение m_k характеризует успешность процессов саморегуляции каждого субъекта и, таким образом, является объективной оценкой достигнутого результата.

Психологическую меру, характеризующую способность субъекта влиять на изменение функционального состояния организма, получим, анализируя связь между объективными результатами саморегуляции и результатами психологического тестирования. Обозначим результаты тестирования респондента с номером k по каждой из шкал: экстраверсия – e_k , интроверсия – i_k , здравый смысл – s_k , интуиция – n_k , мышление – t_k , чувство – f_k , суждение – j_k , восприятие – p_k , осознанная активность – a_k , способность к рефлексии – r_k , свобода выбора и ответственность за него – c_k , осознание собственной уникальности – u_k , понимание и принятие других – b_k , саморазвитие – d_k .

Возможная зависимость между числом значимых корреляций и значениями параметров для каждой шкалы определялась следующим образом. Из зависимостей $m_k(e_k)$, $m_k(i_k)$, $m_k(s_k)$, $m_k(n_k)$, $m_k(t_k)$, $m_k(f_k)$, $m_k(j_k)$, $m_k(p_k)$, $m_k(a_k)$, $m_k(r_k)$, $m_k(c_k)$, $m_k(u_k)$, $m_k(b_k)$, $m_k(d_k)$, где $k = 1, 2, \dots, 31$, выделены зависимости, имеющие ненулевой наклон линии тренда. В искомую меру ms_k , найденную по показателям всей группы, дают вклад следующие шкалы:

$$ms_k = e_k + n_k + f_k + p_k - a_k + r_k - c_k + u_k + b_k + d_k, \quad k = 1, 2, \dots, 31. \quad (1)$$

Знак, с которым шкала дает вклад в меру ms_k , определяется знаком тангенса угла наклона линии тренда на графике этой шкалы. На рисунке 1 показана зависимость между числом значимых корреляций m и мерой ms для всей группы: точки имеют координаты (ms_k, m_k) , $k = 1, 2, \dots, 31$. Линия тренда имеет положительный коэффициент наклона. Коэффициент корреляции между параметрами (ms, m) равен 0,52.

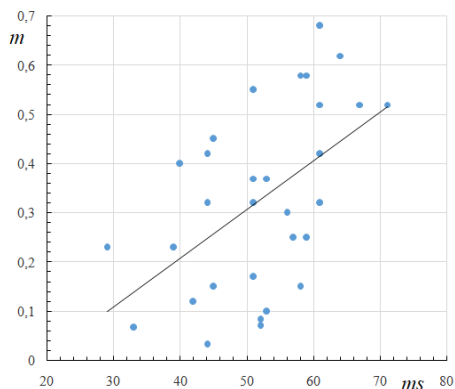


Рис. 1 – Зависимость, характеризующая способность к саморегуляции, респондентов исходной группы

Статистический разброс параметров на рис. 1 закономерен, так как обусловлен уникальностью психических и физиологических параметров каждого человека. В работе [3] исследованы особенности рефлексивности у экстра- и интровертов, показано, что у них существуют значительные различия в структуре взаимосвязей типов рефлексии (онтогенетической, ауто- и социорефлексии) и других психологических показателей.

Показатели экстра- и интроверсии играют важную роль в формуле (1). Разделим группу испытуемых из 31 мужчины на две подгруппы: экстраверты 17 человек, интроверты 14 человек. Зависимости между числом значимых корреляций m и мерой ms для этих подгрупп показаны на рис. 2 и рис. 3.

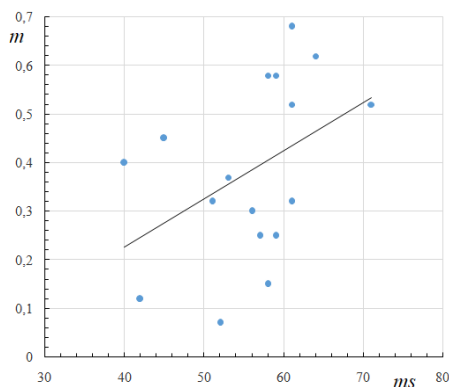


Рис. 2 – Зависимость, характеризующая способность к саморегуляции, подгруппы экстравертов

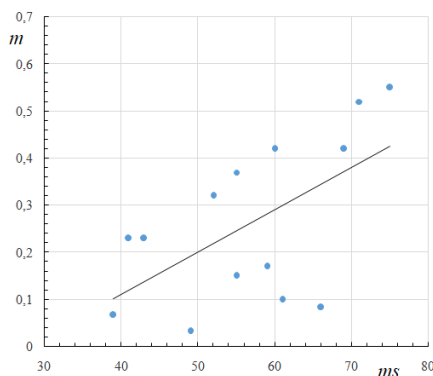


Рис. 3 – Зависимость, характеризующая способность к саморегуляции, подгруппы интровертов

Мера ms для подгруппы экстравертов (рис. 2) вычислялась по формуле (1) с $k = 1, 2, \dots, 17$, коэффициент корреляции между параметрами (ms , m) в этом случае равен 0,43.

Мера ms для подгруппы интровертов вычислялась по формуле (2):

$$ms_k = i_k + n_k + f_k + p_k + a_k + r_k - c_k + u_k - b_k + d_k, \quad k = 1, 2, \dots, 14, \quad (2)$$

коэффициент корреляции между параметрами (ms , m) в этом случае равен 0,58.

Ни одна из рассмотренных шкал не является однозначно определяющей способность субъекта влиять на изменение функционального состояния организма. Значение меры ms построено как линейная комбинация параметров ряда шкал, то есть имеет значение суперпозиция психологических свойств личности. У интровертов и экстравертов положительный вклад в меру субъектности дают шкалы интуиция – n_k , чувство – f_k , восприятие – p_k , способность к рефлексии – r_k , осознание собственной уникальности – u_k , саморазвитие – d_k , а отрицательный здравый смысл – s_k (противоположность n_k), мышление – t_k (противоположность f_k), суждение – j_k (противоположность p_k), свобода выбора и ответственность за него – c_k . Шкала осознанная активность – a_k дает положительный вклад в ms_k для интровертов и отрицательный для экстравертов, а понимание и принятие других – b_k дает отрицательный вклад в ms_k для интровертов и положительный для экстравертов.

В среднем по каждой подгруппе вклад в показатель успешности саморегуляции m дают показатели активности всех пяти ритмов мозга. Однако дифференцировано для каждого субъекта саморегуляции ситуация иная. В подгруппе экстравертов доля участников, у которых ритмы дельта, тета, альфа, бета, гамма дают пренебрежимо малый вклад в m_k , соответственно, равна 0,35, 0,29, 0,47, 0,18, 0,41. В подгруппе интровертов доля таких участников 0,29, 0,5, 0,36, 0,5, 0,57. Вариативность

физиологических и психологических параметров требует дифференцированного подход к построению информационного образа субъекта.

Библиографический список

1. Сухих С.А., Богатов Н.М., Богатова А.Н. Условия успеха саморегулятивной практики // Приверженность вопросам психического здоровья: материалы III Международной научно-практической конференции. Москва, РУДН, 5–7 октября 2022 г. – Москва: РУДН, 2022. С. 103-109.
2. Способность управления состоянием организма мужчин и женщин / Н.М. Богатов, А.Н. Богатова, А.Н. Сухих А.Н. и др. // Нейроинформатика, её приложения и анализ данных: Материалы XXXI Всероссийского семинара, 29 сентября 2023 г. Красноярск. – Красноярск: Институт вычислительного моделирования СО РАН, 2023. С. 13-20.
3. Валиуллина М.Е. Особенности рефлексивности у экстра- и интровертов // Ученые записки Казанского университета, 2012. Т. 154. Кн. 6. С. 224-232.

УДК 004.932.1

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ ОПУХОЛЕЙ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЁЗ НА МАММОГРАММЕ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ СЕГМЕНТАЦИИ

Д.В. Улыбина, Л.Ю. Кривонов

Медицинский институт Пензенского государственного университета,
г. Пенза

Рассмотрены методы сегментации, которые можно реализовать в MATLAB, разработан алгоритм и программа определения границ опухолей молочных желёз на рентгеновских изображениях.

Ключевые слова: *методы сегментации, пороговая сегментация, морфологические операции, оператор Собеля, метод Кэнни, опухоль молочной железы, определение границ.*

DETERMINATION OF THE BOUNDARIES OF THE MAMMARY GLAND TUMOR ON A MAMMOGRAM USING SEGMENTATION METHODS

D.V. Ulybina, L.Yu. Krivonogov

Medical Institute of Penza State University, Penza

Segmentation methods that can be implemented in MATLAB are considered, an algorithm and a program for determining the boundaries of mammary gland tumors on X-ray images are developed.

Key words: *segmentation methods, threshold segmentation, morphological operations, Sobel operator, Canny method, breast tumor, boundary determination.*

Онкологические заболевания молочных желез являются одной из основных причин смертности среди женщин по всему миру. Для выявления опухолей широко используется рентгеновское исследование (маммография). Однако определение границ опухоли вручную врачом-рентгенологом является трудоемким и субъективным процессом. Применение методов автоматической сегментации изображений позволит уменьшить ошибки и повысить достоверность принятого решения.

Сегментация медицинских изображений является важной задачей в диагностике и лечении различных заболеваний. В частности, обнаружение и анализ опухолей молочных желез с использованием рентгеновского исследования представляет собой важнейший этап в борьбе с раком груди.

Совершенствование алгоритмов автоматической сегментации опухолей на маммограммах позволяет снизить временные затраты специалистов высокой квалификации, повысить точность диагностики и сократить время анализа изображений. MATLAB предоставляет широкие возможности для реализации таких алгоритмов.

Существует несколько основных методов сегментации, которые применяются для обработки медицинских изображений. Каждый метод имеет свои преимущества и ограничения в зависимости от типа изображений, а также от характера исследуемого объекта (например, опухоль, кровеносные сосуды и т. д.).

Наиболее распространёнными методами сегментации, которые можно реализовать в MATLAB, являются:

1. Пороговая сегментация – это один из простейших методов, который заключается в выборе определенного порогового значения яркости, которое разделяет пиксели изображения на две группы: объекты и фон. Пороговое значение может быть выбрано вручную или автоматически, например, с помощью метода Отсу, который минимизирует дисперсию внутри классов пикселей [1]. Этот метод эффективен для изображений с хорошо различимыми элементами, но его точность может снижаться при наличии шума или при слабом контрасте между объектом и фоном. Для рентгеновских изображений этот метод может применяться после предварительной фильтрации для улучшения контрастности опухоли [2,3].

2. Метод активных контуров (Snakes) – использует кривые, которые «движутся» по изображению, стремясь к границам объектов. Эти кривые управляются как внутренними силами (например, сглаживание контура), так и внешними силами, которые привлекают контур к границам объектов. Преимущество этого метода заключается в возможности получения точных границ даже при сложных формах объектов, таких как опухоли. Однако для успешного применения метода активных контуров часто требуется начальное приближение контура к объекту, что может быть затруднительно при отсутствии начальной информации об объекте на изображении [4].

3. Морфологическая обработка (морфологические операции) – это операции, такие как эрозия, дилатация, открытие и закрытие, основаны на

использовании структурных элементов для изменения формы объектов на изображении. Эти методы широко применяются для улучшения результатов сегментации, удаления шумов, заполнения разрывов, сглаживания границ и выделения границ объектов. Морфологические операции особенно эффективны в сочетании с пороговой сегментацией [2].

4. Кластеризация методом Fuzzy C-Means (FCM) – группирует пиксели изображения в несколько кластеров на основе их интенсивностей, позволяя разделить изображение на области с различными свойствами. В отличие от жесткой кластеризации, FCM позволяет каждому пикселю принадлежать к нескольким кластерам с различной степенью принадлежности, что делает его полезным для медицинских изображений с нечеткими границами объектов, позволяя более точно выделить опухоль, даже если её контуры размыты [5].

5. Методы на основе градиента (оператор Собеля или Кэнни) – используются для выделения резких изменений интенсивности, что позволяет точно определить границы опухолей.

Используя такие методы как пороговая сегментация, морфологические операции и методы на основе градиента, была написана программа определения границ опухоли молочных желёз, реализованная в MATLAB. Программная реализация определения границ опухоли молочных желёз состоит из этапов: предобработка изображения, пороговая сегментация, морфологические операции, нахождение контуров опухоли и визуализация результатов.

1) Предобработка изображения включает в себя преобразование в градации серого (если изображение цветное, оно преобразуется в черно-белое с помощью функции `rgb2gray()`), что необходимо для упрощения дальнейшей обработки, так как большинство методов сегментации рассчитаны на обработку изображений в градациях серого) и фильтрацию изображения, так как медицинские изображения могут содержать шумы, которые затрудняют дальнейшую обработку. Фильтрация изображения позволяет устранить мелкие артефакты. В программе используется фильтр Гаусса, который эффективно сглаживает изображение, снижая шум, но при этом сохраняет основные структурные элементы, такие как границы опухолей.

2) Пороговая сегментация разделяет изображение на два класса: область опухоли и окружающие ткани. Для автоматического выбора порога используется метод Отсу (`graythresh`), который находит пороговое значение, минимизирующее дисперсию внутри классов интенсивностей пикселей. Этот метод автоматически адаптируется к различным изображениям, что делает его эффективным для работы с медицинскими данными, где яркость и контрастность могут варьироваться.

3) После применения пороговой сегментации часто остаются небольшие артефакты или шумы, которые необходимо удалить для улучшения результата. Для этого применяются морфологические операции:

- операция открытия (`imopen`) удаляет мелкие шумы, сохраняя основные объекты;

- операция закрытия (imclose) помогает заполнить разрывы в объектах, например, на границах опухоли [3].

Эти операции существенно улучшают сегментированные изображения, устраняя мелкие дефекты и делая границы объектов более четкими.

4) На следующем этапе используются операторы Кэнни и Собеля для выделения контуров опухоли. Эти методы являются стандартным для нахождения границ объектов на бинарных изображениях, они эффективно выделяют границы с учетом градиентов интенсивности.

5) Визуализация результата. Исходное изображение и изображение с наложенными контурами опухоли отображаются для наглядности. Этот этап позволяет оценить качество сегментации и убедиться в том, что границы опухоли были корректно определены.

Результаты работы программы, определяющей границы опухоли молочных желёз с помощью операторов Кэнни и Собеля, представлены на рис. 1 и 2 соответственно.

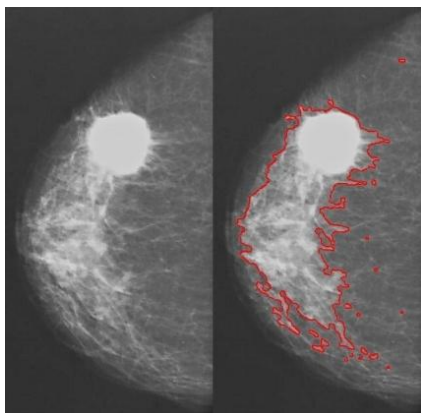


Рис. 1 – Результат работы программы, определяющей границы опухоли молочных желёз с помощью метода Кэнни (слева на право: исходное изображение и границы опухоли соответственно)

Метод Кэнни является более сложным и многоэтапным и включает Гауссово сглаживание, вычисление градиентов и пороговую обработку. Он достаточно точно обнаруживает границы, так как использует градиенты и подавление немаксимальных значений. Метод обладает высокой помехоустойчивостью и эффективен для обработки сложных медицинских изображений (с нечёткими границами опухоли).

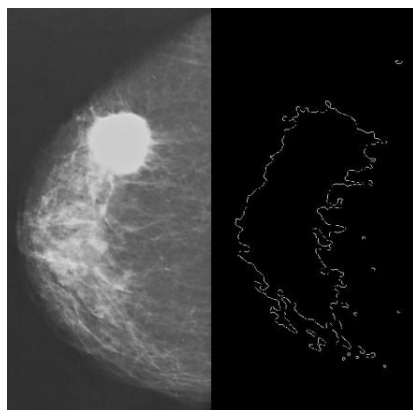


Рис. 2 – Результат работы программы, определяющей границы опухоли молочных желёз с помощью оператора Собеля (слева на право: исходное изображение и границы опухоли соответственно)

Оператор Собеля вычисляет градиент интенсивности изображения в двух направлениях – по горизонтали и вертикали. Он чувствителен к шуму, но может быть использован для быстрого обнаружения контуров опухолей в медицинских изображениях, когда границы достаточно контрастны и изображение имеет минимальный шум.

Основным преимуществом предложенного алгоритма сегментации является его простота и высокая скорость обработки. MATLAB предоставляет мощные инструменты для работы с изображениями, и метод пороговой сегментации может быть легко адаптирован для работы с различными типами медицинских изображений.

Недостатком является возможная неточность при работе с изображениями, где опухоль имеет слабый контраст относительно окружающих тканей или где присутствуют значительные шумы. В таких случаях могут потребоваться более сложные алгоритмы, такие как методы активных контуров или сегментация на основе машинного обучения, которые могут лучше справляться с подобными ситуациями.

Таким образом, разработка алгоритмов сегментации опухолей молочных желёз на рентгеновских изображениях является важным шагом на пути к автоматизации диагностики рака груди. Использование MATLAB позволяет реализовать эффективные методы сегментации, такие как пороговая сегментация и морфологическая обработка. Эти алгоритмы помогают улучшить точность диагностики, минимизировать человеческий фактор и ускорить процесс анализа изображений.

Библиографический список

1. N. Otsu. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. – 1979. – Vol. 9, № 1. – pp. 62-

66. URL: A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore (дата обращения 09.10.2024).
2. Priva A., Tiwari R. A Review on Segmentation Techniques in Medical Images // Smart Moves Journal Ijoscience. – 2017. – Vol. 3, №2. – P. 6. URL: https://www.researchgate.net/publication/332595639_A_Review_on_Segmentation_Techniques_in_Medical_Images (дата обращения 09.10.2024).
3. Luqman S., Nor A.-A., Muhalim M.-A., [et al.]. A Review On Medical Image Segmentation: Techniques And Its Efficiency // PERINTIS eJournal. 2017. – Vol. 7, №2. – pp. 59.82. URL: https://www.researchgate.net/publication/331829155_A_REVIEW_ON_MEDICAL_IMAGE_SEGMENTATION_TECHNIQUES_AND_ITS_EFFICIENCY (дата обращения 09.10.2024)
4. Andrey P., Boudier T. Adaptive active contours (snakes) for the segmentation of complex structures in biological images. – 2010. URL: (PDF) Adaptive active contours (snakes) for the segmentation of complex structures in biological images (researchgate.net) (дата обращения 09.10.2024).
5. Surendiran R., [et al.]. GLCM Features and Fuzzy C Means Clustering-Based Brain Tumor Detection in MR Images // International Journal of Electronics and Communication Engineering. – 2023. – Vol. 10, №7. – pp. 13-22. URL: (PDF) GLCM Features and Fuzzy C Means Clustering-Based Brain Tumor Detection in MR Images (researchgate.net) (дата обращения 09.10.2024).

УДК 621.317.616

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКОГО ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ ЛУЧЕЗАПЯСТНОГО СУСТАВА

О.В. Тихоненкова, Н.А. Горелова, И.А. Черемисинов
ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный университет
аэрокосмического приборостроения», г. Санкт-Петербург

Представлены подходы к созданию прототипа устройства – электромеханического тренажера для реабилитации лучезапястного сустава. Предложена структурная схема устройства, реализация программного кода в среде Arduino, а также проработка элементов корпуса разрабатываемого тренажера.

Ключевые слова: электромеханические тренажеры, реабилитация, платформа Arduino.

DEVELOPMENT OF AN ELECTROMECHANICAL SIMULATOR FOR THE WRIST JOINT

O.V. Tikhonenkova, N.A. Gorelova, I.A. Cheremisinov
St. Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, St. Petersburg

Approaches to the creation of a prototype device – an electromechanical simulator for the rehabilitation of the wrist joint are presented. A block diagram of the device, the implementation of the program code in the Arduino environment, as well as the study of the body elements of the simulator being developed are proposed.

Key words: *electromechanical simulators, rehabilitation, Arduino platform.*

Вопросы своевременной и качественной реабилитации для улучшения качества жизни после перенесения травм среди населения (особенно людей преклонного возраста), а также после производственных травм являются важнейшими для современного здравоохранения. В 2023 году показатель травматизма составлял 85,3 на 1000 человек[1]. Из общего числа травм 30% приходится на повреждения кисти, после которых у 70% больных развиваются контрактуры, снижение силы и работоспособности кисти, требующие восстановительного лечения[2].

В связи с приведенной выше статистикой определяется актуальность работы, результаты которой, несомненно, поспособствуют снижению возникновения осложнений после перенесенных травм.

Для восстановления функций лучезапястного сустава после травмы или хирургического вмешательства, помимо лечения, необходимо проводить реабилитационные мероприятия, направленные на возвращение сустава к нормальному функционированию и снижению болевых ощущений. Одним из методов реабилитации является использование специальных тренажеров для разработки поврежденного сустава, восстанавливающих его работоспособность.

Тренажеры для разработки поврежденных суставов руки представляют собой специальные устройства, которые помогают восстановить силу и гибкость суставов после травмы или операции. Тренировки на таких устройствах входят в стандарты медицинской помощи для пациентов с последствиями травм и заболеваний опорно-двигательной системы. Однако на отечественном рынке преобладают импортные тренажеры для реабилитации, которые имеют некоторые недостатки, такие как высокая стоимость, а также необходимость специального обучения персонала и сложности в эксплуатации и последующем обслуживании[3].

В связи с вышеперечисленными обстоятельствами необходимо создание прибора на базе доступных компонентов и материалов, который будет обладать высокими производительными характеристиками, прост и удобен в использовании и будет иметь сравнительно небольшую стоимость по сравнению с представленными на рынке аналогами[4].

На первом этапе спроектирован прототип устройства и разработан принцип работы тренажера для пассивной реабилитации суставов запястья, а также изготовлен электромеханический тренажер для пассивной разработки.

Структурная схема электромеханического тренажера представлена на рис. 1, состоит из следующих основных элементов:

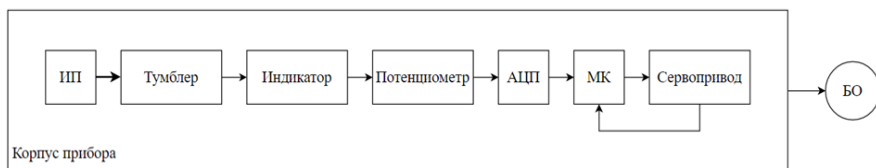


Рис. 1 – Структурная схема разрабатываемого устройства

ИП – источник питания в виде кроны напряжением 9V;

Тумблер – кнопка включения-выключения прибора;

Индикатор – зеленый светодиод, отображающий включение прибора;

Потенциометр – модуль WH148 сопротивлением 5 кОм для управления скорости вращения сервопривода;

АЦП – 10-битный аналогово-цифровой преобразователь, преобразующий аналоговый сигнал с потенциометра в цифровой ШИМ сигнал;

МК – микроконтроллер ATmega 328, размещенный на плате Arduino Uno, предназначенный для преобразования сигнала управления, поступающего на сервопривод с потенциометра и формирования команд управления сервоприводом;

Сервопривод – сервопривод MG996R для вращения тренирующей части прибора.

Корпус прибора – непосредственно само устройство, состоящее из ложемент для расположения предплечья и тренирующего модуля, отвечающего за разработку запястья.

БО – биологический объект, пациент.

Устройство фиксируется на руке пациента (БО). При включении прибора от источника питания напряжением 9В ток проходит через светодиод, тем самым обозначает, что прибор включен. Сигнал от источника питания поступает на потенциометр, значение сигнала которого влияет на скорость вращения сервопривода. Далее аналоговый сигнал поступает на микроконтроллер, где преобразуется в цифровые значения, которые впоследствии преобразуются под действием широтно-импульсной модуляции. Преобразованный и промодулированный сигнал поступает на сервопривод, состоящий из редуктора, преобразующего вращение мотора, самого мотора и энкодера, который отслеживает угол поворота мотора и через канал обратной связи отправляет информацию о работе на микроконтроллер, где происходит повторный анализ и формирование нового сигнала. Устройство осуществляет циклические перемещения ручки тренажера на определенный угол, прописанный в коде микроконтроллера, и осуществляет свою работу до тех пор, пока на него подается питание. По окончании использования прибор выключается и снимается с руки пациента. Первый прототип прибора был разработан при использовании макетной платы на 600 контактов, платы Ардуино, потенциометра RV09 и сервопривода SG90.

Создание кода программы проводилось в среде разработки Arduino IDE, предназначенной для создания и загрузки программ на одноименные платы.

Данное приложение разработано на языках C/ C++, но имеет несколько упрощенный вид, что делает ее весьма удобной и понятной для новых пользователей и дальнейшей модернизации.

Для написания кода была использована включенная в программу Arduino IDE библиотека ServoSmooth, предназначенная для плавного вращения сервоприводом посредством использования алгоритма tick, основанного на постоянном поворачивании вала серво по таймеру. Преимуществом использования данной библиотеки по сравнению со стандартной библиотекой Servo является возможность настройки скорости и ускорения сервопривода, установка плавного вращения при начале работы, периодическое отключение сервопривода в моменты инактивности[5].

Для формирования элементов корпуса прибора использовалась САПР Компас 3D v21. На рис. 2 представлены детали элементов корпуса прибора

В САПР были разработаны следующие элементы устройства:

- 1) Корпус прибора;
- 2) Корпус тренирующего модуля;
- 3) Поворотная ось ручки прибора;
- 4) Ручка тренажера;
- 5) Упор для ручки;
- 6) Модуль расположения платы;
- 7) Задняя крышка тренирующего модуля;
- 8) Задняя крышка корпуса прибора;
- 9) Крышка блока аккумулятора.

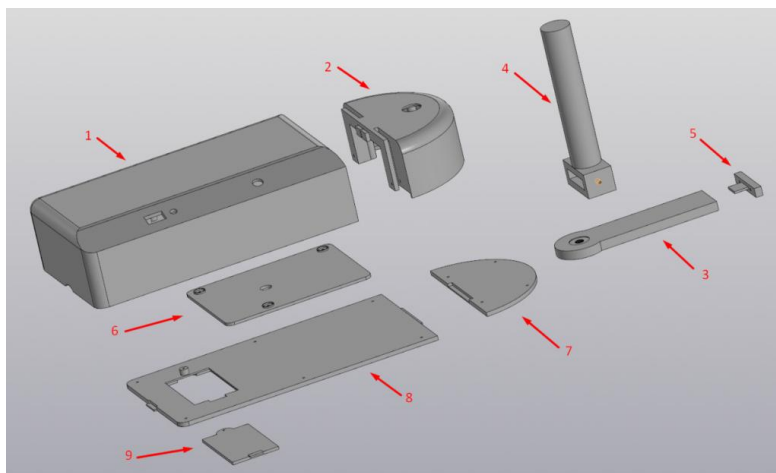


Рис. 2 – Элементы корпуса устройства

Корпус (1) предназначен для расположения предплечья пациента. Для избежания дискомфорта при использовании края прибора были сглажены, чтоб не пережимать руку, находящуюся в статичном состоянии и не поцарапать ее при выполнении периодических движений при вращении запястья. Внутри корпуса расположены все элементы управления устройством за исключением сервопривода. На наклонной части прибора расположены отсеки, предназначенные для кнопки питания, индикатора работы устройства (светодиод) и регулятора скорости вращения ручки тренажера (потенциометр). В корпусе прибора имеется 3 ножки для крепления блока аккумулятора и 3 ножки для крепления модуля расположения платы (6), предназначенном для размещения на нем макетной платы и платы микроконтроллера. Для жесткости корпуса и крепления задней крышки (8) сделано 10 ножек опоры с разъемами для креплений.

Корпус тренирующего модуля (2) предназначен для расположения на нем элементов, непосредственно отвечающих за разработку руки, это поворотная ось ручки прибора (3) и сама ручка (4). В корпусе тренирующего модуля выполнено отверстие, предназначенное для вывода вала сервопривода из корпуса прибора. Сам привод расположен внутри и крепится на специальной «полочке», сконструированной с целью избежания провисания сервопривода в передней его части, с одной стороны и двух саморезах с другой стороны. Сам корпус модуля крепится к основному корпусу прибора методом «шип-паз» и скрепляется двумя саморезами со стенкой основного корпуса. Для крепления крышки (7) в корпусе тренирующего модуля сделаны 4 ножки с отверстиями под саморезы.

Поворотная ось ручки прибора (3) предназначена для расположения на ней самой ручки (4) и ее непосредственного вращения. Для этого элемент имеет специальное отверстие с 25 мелкими зубцами для его насадки на вал редуктора. Для фиксации поворотной оси на валу сверху она крепится на болт, шляпка которого «утоплена», чтоб не создавать дискомфорта при использовании. С тыльной стороны элемента 4 проделаны 3 отверстия, предназначенные для крепления в нем упора для ручки (5): центральный разъем предназначен для вставки элемента 5, а сбоку расположены 2 отверстия под саморезы для скрепления деталей между собой.

Ручка тренажера (4) надевается на ось вращения (3) и может регулироваться по удаленности относительно корпуса прибора. Для крепления ручки на определенном расстоянии сбоку выполнено отверстие с резьбой под фиксирующий болтик.

Элементы 7, 8 и 9 являются крышками прибора. При сборке прибора сначала фиксируется крышка 7, в ее отверстие вставляется крышка 8, а при разборке – наоборот. Крышка аккумулятора (9) выполнена для быстрого доступа к источнику питания в случае его замены или извлечения. Элемент крепится на крышке 8 при помощи опорных стенок и болтика.

Для создания деталей использовался 3D принтер фирмы «Адаптивные технологии» НЕО, печать осуществлялась при использовании PLA пластика. Для напечатания смоделированных деталей была использована программа UltiMaker Cura, в которой выполнялись все настройки печати: тип заполнения, плотность компонентов, скорость печати[6]. Далее готовый файл сохранялся в разрешении .gcode и экспортировался на SD-накопитель, который затем размещался в самом принтере.

Корпус прибора имеет длину 190 мм, а ширину 90 мм в области ложементов для удобного расположения руки практически любого пациента. Ручка имеет диаметр 20 мм и высоту 100 мм для удобного охвата кистями разного размера. По длине ручка может удаляться на расстояние от корпуса на ~ 80 мм.

В дальнейшем планируется развитие прототипа до полноценного конкурентноспособного тренажера для реабилитации.

Библиографический список

1. Дейкало, В.П. Клиническая анатомия кисти и хирургические доступы: пособие / В.П. Дейкало, А.Н. Толстик, К.Б. Болобошко. – Витебск: ВГМУ, 2013. – 123 с.
2. Потапов, В.Л. Повреждения и заболевания лучезапястного сустава: учеб.-метод. пособие / В.Л. Потапов. – Тула: Изд-во ТулГУ, 2021. – 42 с.
3. Реабилитация перелома лучезапястного сустава – Электронный источник URL:<https://karpov-clinic.ru/articles/ortopediya-travmatologiya/13307-reabilitatsiya-pereloma-luchezapyastnogo-sustava.html> (дата обращения 08.10.2024)
4. Клочков, А.С. Роботизированные и механотерапевтические устройства для восстановления функции руки после инсульта / А.С. Клочков, Л.А. Черникова // ФГБУ «Научный центр неврологии» РАМН, Москва – 2014. № 22. С. 1589-1593
5. Рябчиков, И.В. Пассивная механотерапия в реабилитации пациентов с повреждениями крупных суставов нижних конечностей / И.В. Рябчиков, И.О. Панков, Е.Н. Рябчикова // Acta biomechanica scientifica. – Казань, 2011. № 4-1. С. 168-171.
6. Новиков, А.В. Устройство для реабилитации кисти – пример реализации общих подходов к созданию тренажеров / А.В. Новиков, О.П. Мотякина, М.А. Щедрин, Донченко Е.В. // Современные проблемы науки и образования. – 2016. № 5

ТЕРМОМЕТРИЧЕСКАЯ КОСА КАК ЭЛЕМЕНТ «ЦИФРОВОГО ХОЗЯЙСТВА»

Л.Р. Шайхутдинова, С.В. Смирнова

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

Представлено устройство «термокоса», описан принцип действия, технические характеристики. Предложена функциональная схема устройства. Представлены преимущества прибора.

Ключевые слова: термокоса, цифровое хозяйство, измерение температур.

THERMOMETRIC BRAID AS AN ELEMENT OF «DIGITAL AGRICULTURE»

L.R. Shaykhutdinova, S.V. Smirnova

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev - KAI”, Kazan

The device “thermal mower” is presented, the principle of operation, technical characteristics are described. The functional scheme of the device is offered. Advantages of the device are presented.

Key words: thermocos, digital agriculture, temperature measurement.

Цифровые технологии все активнее входят во все сферы деятельности человека, и сельское хозяйство, ключевой для нашей страны сектор экономики, не является исключением. Все чаще применяется понятие «цифровое хозяйство». Данное словосочетание подразумевает под собой ведение процессов производства продовольствия с помощью внедрения передовых технологий в аграрную сферу.

Устройство термометрическая коса также тесно связано с «цифровым хозяйством» - изобретение относится к области измерения температуры посредством термометрических электрических датчиков и предназначено для одновременного измерения и регистрации значений температуры грунтов в нескольких точках объекта в зависимости от его конструкции, в частности в термометрических скважинах любого типа в полевых условиях [1].

Термометрическая коса (термокоса) представляет собой кабель с усиленной жилой с последовательно расположенными датчиками температуры в отдельном защитном металлическом корпусе и разъемом для подключения к контроллеру (рис.1). Датчики температуры соединены между собой гибким кабелем и имеют высокий уровень пылевлагозащиты. Благодаря специальным материалам кабель сохраняет гибкость при эксплуатации даже в условиях отрицательных температур.

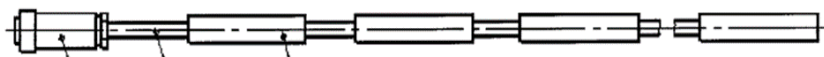


Рис. 1 – Термометрическая коса

Термокоса преобразует измеренный сигнал в цифровой вид с последующей передачей его на устройство считывания, хранения и отображения данных.

Основные характеристики разрабатываемого устройства представлены на рис. 2:

№	Параметр технических требований	Обозначение	Величина
1	Максимальное входное напряжение	$U_{вх}$	6, В
2	Максимальный входной ток	$I_{вх}$	500, мА
3	Рабочий диапазон измеряемых температур	T	$-50...+50, ^\circ\text{C}$
4	Абсолютная погрешность	α	$\pm 0,1, ^\circ\text{C}$

Рис. 2 – Технические характеристики термокосы

Требования к характеристикам термометрической косы являются при этом и достоинствами разработки: высокая чувствительность к агрессивному воздействию окружающей среды; экологическая безопасность; герметичность конструкции; точность измерения; надёжность в эксплуатации.

Термокоса за счет своей конструкции может содержать от 15 до 50 датчиков в зависимости от требуемых характеристик и исследуемой среды (рис. 3, где ДТ – датчик температуры; МП – мультиплексор; ОУ – устройство обработки; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; УОИ – устройство обработки информации; СОИ – средство отображения информации; РМ – радиомодем; ПК – персональный компьютер / потребитель информации). В нашем случае было принято решение об установке 25 датчиков температуры. Все значения, полученные с термокосы, направляются в печатную плату управления через разъем.

Для циклического обмена информации между всей цепью устройства и потребителем между такими функциональными элементами как УОИ, СОИ и ПК предусмотрена обратная связь [2].

Портативный контроллер цифровых датчиков предназначен для считывания результатов измерения с цифровых датчиков температуры, сохранения результатов в энергонезависимой памяти и передачи их на ПК.

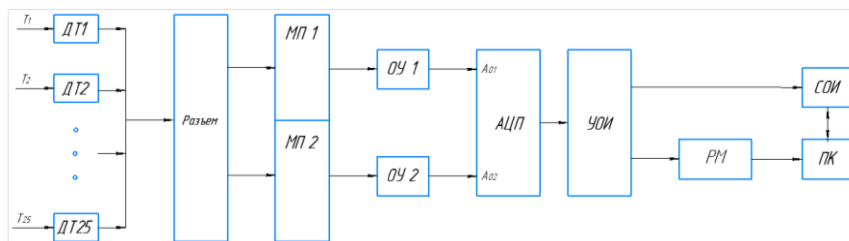


Рис. 3 – Структурно-функциональная схема термокосы

Каждый элемент схемы соединяется гибким экранированным кабелем. Экранирование кабеля применяется для защиты проводов и жил, в совокупности представляющих собой кабель (жгут).

Благодаря такому исполнению конструкции системы замеров температуры, термометрическая коса будет обладать следующими преимуществами:

- кабель сохраняет гибкость при эксплуатации в условиях отрицательных температур;
- термокоса и контроллер имеют малый вес;
- малая тепловая инерция;
- устойчивость к воздействию вибрации;
- минимальный срок службы (бесперебойный) – не менее 7 лет.

Таким образом, термокоса применяется как самостоятельное взрывозащищенное электрооборудование, со способностью дальнейшего подключения к другим устройствам по типу датчика информации и др.

Библиографический список

1. Пат. 195 201 Российская Федерация, МПК E21B 47/06. Термометрическая коса. № 2019121050: заявл. 05.07.2019; опубл. 17.01.2020 Бюл. № 2 / Никитин Александр Геннадьевич (RU), Моисеев Олег Сергеевич (RU); патентообладатель Черняк Александр Владимирович (RU). – Текст: непосредственный.
2. Солдаткин, В.М. Основы проектирования измерительных приборов и измерительно-вычислительных систем [Электронный ресурс]: учеб. пособие для студ. вузов / В.М. Солдаткин, В.В. Солдаткин, А.В. Никитин. Казань: Изд-во КНИТУ-КАИ. – 2014. – 244 с. URL: http://jirbis.library.kai.ru/_docs_file/820684/HTML/index.html (дата обращения: 15.01.2019). Режим доступа: свободный.

УДК 616.621

СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ С РЕГИСТРАЦИЕЙ ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Н.Е. Климушкин

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

Рассмотрен способ определения электрической активности кожи с регистрацией основных параметров жизнедеятельности человека. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: электрическая активность кожи, пульс, насыщение крови кислородом, температура.

A METHOD FOR DETERMINING THE ELECTRICAL ACTIVITY OF THE SKIN WITH THE REGISTRATION OF THE MAIN PARAMETERS OF HUMAN ACTIVITY

N.E. Klimushkin

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

A method for determining the electrical activity of the skin with the registration of the main parameters of human activity is considered. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: electrical activity of the skin, pulse, blood oxygen saturation, temperature.

Определение электрической активности кожи возможно двумя способами: с приложением и без приложения внешнего тока. В соответствии с первым подходом, измеряется электрическое сопротивление кожи, а в соответствии со вторым – электрический потенциал кожи. На основании сравнительного анализа, приведенного авторами в статье [1], был выделен способ измерения электрической активности кожи по методу Фере, так как он дает более информативный результат, чем метод Тарханова.

При использовании метода Фере применяются два электрода. Уровень тока в цепи измерения составляет 2мкА и не оказывает дискомфорта у пациента. В качестве отведений используются электроды, которые крепятся к ладони пациента. Чтобы улучшить контакт и исключить потерю сигнала на стыке электрод-кожа, необходимо использовать электролит.

В качестве основных показателей жизнедеятельности человека регистрируются те, которые могут быть измерены с использованием не инвазивных методов, не нарушая обычной жизнедеятельности, к ним относятся: пульс, насыщение крови кислородом, измерение температуры тела.

При выборе метода измерения пульса, предпочтение было отдано фотоплетизмографии, так как аппаратная часть данного метода может быть использована для определения содержания кислорода в крови.

Данный метод основан на измерении ослабления света, излучаемого источником на входе датчика.

В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера, абсорбция света пропорциональна толщине слоя поглощающего вещества.

Изменение интенсивности света происходит за счет увеличения объема крови в сосудах из-за прохождения пульсовой волны. В случае, если кровяной поток увеличивается, количество света, попадающего на фоточувствительный элемент, становится меньше.

Существует два способа, при помощи которых осуществляется фотоплетизмография. В первом случае (трансмиссионная) свет, исходящий от источника, проходит через объект и на выходе фиксируется датчиком, во втором случае (рефракционная), свет, отраженный от поверхности объекта, фиксируется датчиком.

Удобнее всего проводить измерение пульса на кончиках пальцев рук, мочке ушей и запястье. В данном случае самым подходящим местом является запястье, учитывая сравнительный диаметр которого, был сделан вывод о целесообразности измерения отраженной волны перед измерением прошедшей и расположением приемника и источника излучения в одной плоскости.

В простейшем варианте, для проведения измерений, используя метод фотоплетизмографии, необходимо иметь один светочувствительный элемент и один светодиод. В соответствии со спектром поглощения крови, они должны работать в одном диапазоне длин волн. Чаще всего, для проведения измерений пульса в фотоплетизмографах используется длина волны от 500нм до 600нм, так как именно на этот промежуток приходится наибольший уровень поглощения. Длина волны, которая соответствует зеленому цвету (525нм), является наиболее часто используемой. Но в данном случае имеет смысл использовать длину волны из инфракрасного диапазона. Выбор обусловлен тем, что, используя такую длину волны, можно проводить измерение не только пульса, но и насыщения крови кислородом. При измерении содержания кислорода в крови используется метод сравнения максимального поглощения излучения оксигемоглобином, который находится в красном диапазоне (660нм) и дезоксигемоглобина, который находится на инфракрасном излучении (940нм) [2].

В связи с тем, что светодиоды имеют различную интенсивность излучения, следует выбирать светодиод, у которого она будет выше при том же потреблении тока. Благодаря этому можно добиться увеличения времени работы устройства за счет экономии энергии.

Используя датчик МАХ30205, можно произвести измерение температуры тела с внутренней стороны запястья. Этот температурный датчик дает возможность определять температуру тела с точностью до 0,1°C в диапазоне

от 37 до 39 градусов по Цельсию. Кроме того, в нем присутствует 16-разрядный АЦП, который имеет возможность регистрировать изменения температуры до 4 тысячных градуса. Датчик работает в диапазоне напряжения от 2.7 до 3.6 В, при этом максимальный ток потребления составляет 600 мкА. Подключение датчика осуществляется по I2C интерфейсу. [3].

Таким образом, датчики для определения параметров на теле человека можно расположить следующим образом: датчик температуры, пульса и насыщения крови кислородом находятся в области запястья. Электроды для измерения электрической активности кожи находятся на внутренней стороне ладони. Для реализации способа регистрации электрической активности кожи с основными параметрами жизнедеятельности человека разработана функциональная схема системы, представленная на рис. 1.

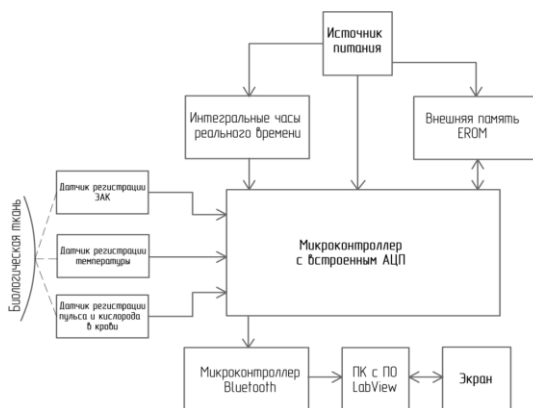


Рис. 1 – Система для регистрации электрической активности кожи с основными параметрами жизнедеятельности человека

Так как интегральные часы дают временные отсчеты, это позволяет осуществлять регистрацию данных в режиме реального времени. Необходимость регистрировать биомедицинские сигналы точно в момент появления, делает этот блок необходимым. В итоге врач анализирует биомедицинские данные имея информацию о точном времени их возникновения и динамике во времени. В виде сигналов напряжения данные с электродов и датчиков поступают на входы встроенного в микроконтроллер АЦП, затем происходит оцифровка, привязка к реальному времени и запись в энергонезависимую память (EROM).

Таким образом, происходит одновременная запись нескольких биометрических параметров пациента с привязкой к реальному времени. Система управляется от ПК, сигнал к которому поступает с Bluetooth микроконтроллера. В качестве программного обеспечения используется виртуальный прибор, разработанный в среде LabView.

Библиографический список

1. Журавский В.И., Костюк Д.А., Латий О.О., Маркина А.А., Поляков В.И. Измерение и анализ электрической активности кожи для задач мониторинга состояния пользователя// Вестник Брестского государственного технического университета. 2018. №5 С. 74-76.
2. Волков И.Ю. Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия// Известия Саратовского университета. 2022. Т. 22, вып. 1, С.15-46.
3. MAX30205S73 Human Temperature Sensor: руководство пользователя– 2016. 15 с. С. 1-2. Текст: электронный.
–URL:<https://www.micro-semiconductor.com/datasheet/c6-MAX30205MTA-T.pdf> (дата обращения:20.10.2024).

УДК 616–77

ПРИНЦИП РАБОТЫ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ

Д.А. Грицкевич

Научный руководитель – Г.Т. Гарипова, начальник управления развития образования

ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий», г. Уфа

Рассмотрен общий принцип работы системы управления бионическим протезом, её составляющие части, аппаратный комплекс и метод электромиографии, лежащий в основе получения управляющих импульсов. Предложена структурная схема устройства.

Ключевые слова: бионический протез, система управления бионическим протезом, эргатическая система, биопотенциал, электромиография.

OPERATING PRINCIPLE OF THE BIONIC PROSTHESIS CONTROL SYSTEM

D.A. Gritskevich

Scientific advisor – G.T. Garipova, the Head of Educational Development
Ufa university of science and technology

The general principle of operation of the bionic prostheses control system, its constituent parts, hardware complex and electromyography method underlying the control impulses reception are considered. The structural scheme of the device is proposed.

Key words: bionic prosthesis, bionic prosthesis control system, an ergatic system, biopotential, electromyography.

Бионический протез представляет собой сложное устройство для восполнения утраченных двигательных функций организма вследствие врождённых патологий, травм и заболеваний различного типа. Обобщённая структура бионического протеза включает в себя следующие элементы:

1. основу корпуса – культеприёмную гильзу;
2. механическую часть, совершающую само движение;
3. электронную часть, состоящей из датчиков для регистрации управляющих биопотенциалов, усилителей аналоговых сигналов, аналого-цифровых преобразователей и управляющих жестами или движениями микроконтроллеров;
4. аккумуляторы и зарядные устройства.

Поскольку основная задача бионического протеза заключается в компенсации моторных функций конечностей, их подразделяют на протезы верхних конечностей и протезы нижних конечностей, для которых некоторые параметры системы управления будут различны. Отдельную группу составляют протезы для занятий спортом и иных физических нагрузок.

Помимо классификации протезов по уровню ампутации, можно выделить различные функциональные группы, определяющие их системы управления. Бионические протезы рук можно разделить на односхватовые и многосхватовые, выполняющие сгибание всей кисти или отдельных пальцев, соответственно. В свою очередь, протезы ног можно классифицировать по типу установленных в них дополнительных датчиков: в первой группе происходит отслеживание внешних факторов среды, таких как вид поверхности, по которой идёт человек, и её угла наклона; во второй – параметров самого движения – скорости и интенсивности ходьбы, ударной нагрузки и прочего. Отслеживание этих факторов позволяет корректировать работу всех механических элементов устройства для повышения его функционала и наиболее комфортного пользования.

Управление бионическим протезом в общем случае осуществляется путём получения управляющих импульсов от мышц оставшейся части конечности [0]. Сигнал с регистрирующих датчиков поступает на электронную часть устройства, где происходит его фильтрация, преобразование из аналоговой формы в цифровую и дальнейшая обработка встроенным микропроцессором для распознавания требуемого типа движения или жеста. Затем система управления подаёт механической части протеза определённую команду на выполнение. Далее разберём подробнее каждый этап управления бионическим протезом.

Первый этап заключается в регистрации биопотенциалов в бионическом протезе, которая производится с помощью датчиков мышечной активности по методу электромиографии. Её сущность заключается в получении суммарной разности электрических потенциалов от многочисленных клеток мышечных волокон. Таким образом, искомый сигнал представляет собой результирующую составляющую множества одиночных импульсов. Это повышает интенсивность пришедшего суммарного сигнала и позволяет

зафиксировать даже слабую нервную активность всей мышцы, находящейся в зоне наложения электрода.

Возможно получение управляющего сигнала инвазивным и неинвазивным способом. В первом случае проводится хирургическая операция, в ходе которой в тело участвующих в конкретном движении мышц вживляются тонкие игольчатые электроды, а во втором происходит поверхностное наложение датчиков. Неинвазивный метод является более предпочтительным в целях сохранения целостности кожного покрова и естественной структуры скелетных мышц. Помимо этого, вживление электродных игольчатых датчиков в организм представляет сложность для технической разработки съёмных протезных устройств для различных видов деятельности: от повседневной до спортивной. Однако при инвазивном способе повышается точность управления бионическим протезом

На втором этапе работы системы управления протезом полученные датчиками приёмной гильзы сигналы проходят через предусилитель и поступают на полосовой фильтр, выполненный на основе операционного усилителя и RC-цепочек. Полоса его пропускания определяется диапазоном изменения потенциалов, полученных при электромиографии. С целью повышения качества сигнала допускается замена фильтра на его программный аналог. Данный способ более эффективен и позволяет устранить как помехи самого фильтра, так и естественные шумы электродов и иных импульсов организма. Однако такое техническое решение значительно больше нагружает микропроцессор, что сказывается на его быстроте действия.

Третий этап включает в себя усиление снятого датчиками нейромышечного сигнала. Техническая часть бионического протеза в виде операционного усилителя требует особого внимания, поскольку ЭНМГ-сигналы имеют очень низкую амплитуду – от 20 мкВ до 2мВ при максимальном сокращении мышцы. Так же необходимо учитывать различия амплитуды импульсов, поступающих от разных мышц [0]. Не менее важны индивидуальные параметры и особенности пациента, для которого создаётся протез: активность определённых мышц у разных людей может варьироваться, причём при наличии врождённых патологий конечностей или нервной системы амплитуда регистрируемых сигналов, как правило, ниже, чем у здоровых людей, со временем утративших двигательную функцию. Таким образом, вследствие вариативности амплитуды биопотенциала операционный усилитель должен иметь возможность изменения коэффициента усиления.

На четвёртом этапе сначала происходит преобразование полезного сигнала из аналоговой формы в цифровую. Это осуществляется при помощи электромиографического контроллера с заранее установленной программой по обработке параметров биопотенциалов. Поступающие на микроконтроллер сигналы от всех мышц обрабатываются по отдельности, после чего поступают на второй ЭНМГ контроллер, который создаёт единую

команду из полученных данных. Далее проводится обратное преобразование цифрового сигнала в его итоговую аналоговую форму, в которой он отправляется к механической исполнительской части бионического протеза, выполненной на различных приводах, электромоторах, шарнирах и их соединениях. Именно на этом этапе можно внешне отследить работу протеза.

Ниже представлена обобщённая структурная схема системы управления бионическим протезом, составленная на основе вышеизложенных этапов работы технической части протеза (Рис. 1).

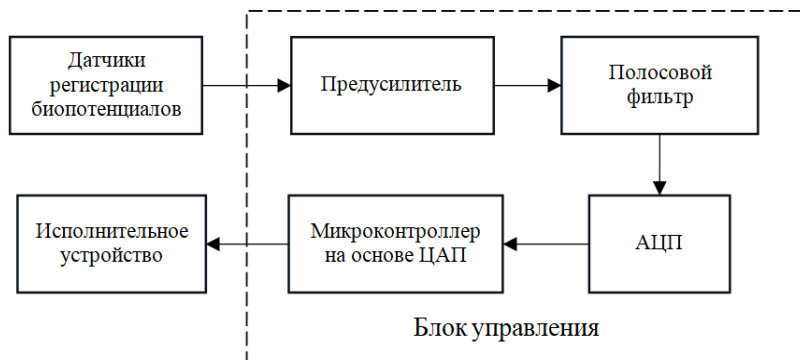


Рис. 1 – Структурная схема системы управления бионическим протезом

Важным замечанием для процесса проектирования технической части бионического протеза является необходимость учесть факт наличия помех от аккумулятора питания системы, поскольку частота работы источников постоянного тока находится в области низких частот, что соответствует диапазону частот полезного сигнала – от 20 до 500 Гц.

Библиографический список

1. Воротников С.А., Струнин В.С., Выборнов Н.А. Биометрическая система управления протезом руки // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии № 3 (23) 2013 «Информационно-измерительные и управляющие системы».
2. Баталов А.В., Веселов О.В. Регистрация и обработка сигнала биоэлектрической активности мышц для управления приводом бионического протеза // Современные наукоемкие технологии. – 2020. – № 12-2. – С. 263-268.

СИСТЕМЫ ПОДАВЛЕНИЯ БОЛЕЙ И АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТИВОБОЛЕВЫХ ПРОЦЕДУР

О.А. Кныш

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

Рассмотрены основные принципы подавления болей и анализа эффективности противоболевых процедур.

Ключевые слова: *Функциональная система, болевывзывающие воздействия, нейростимуляция спинного мозга, биологически активные точки.*

PAIN SUPPRESSION SYSTEMS AND ANALYSIS OF THE EFFECTIVENESS OF PAIN RELIEF PROCEDURES

O.A. Knysh

South-West State University, Kursk

The basic principles of pain suppression and analysis of the effectiveness of pain-relieving procedures are considered.

Key words: *functional system, pain-inducing effects, spinal cord neurostimulation, biologically active points.*

На вызовы внешней среды, то есть экзогенный фактор, живая система (ЖС) отвечает построением функциональной системы (ФНС), которая либо компенсирует неблагоприятное влияние этого фактора на гомеостаз ЖС, либо формирует новые способности ЖС, позволяющие повысить конкурентоспособность организма, в смысле «хищник-жертва», в своей экологической нише. Основной проблемой при использовании этой парадигмы при управлении функциональным состоянием (ФС) ЖС является определение наличия факта возможности ЖС построить такую ФНС. В рамках этого подхода адаптационный потенциал (АП) можно определить, как потенциальную способность ЖС к построению ФНС, компенсирующую неблагоприятные воздействия экзогенных и эндогенных факторов [1].

Одним из индикаторов АП является возможность ЖС самостоятельно демпфировать ощущение боли путем построения соответствующей ФНС. Это позволит определять болевую чувствительность ЖС, что, в свою очередь, открывает широкие возможности выбора эффективных обезболивающих методов и медикаментозных и немедикаментозных средств при диагностике и терапии заболеваний, а также повреждениях, сопровождающихся нарушениями соматосенсорных функций.

При определении АП необходимо использовать функциональную пробу - адекватное болевывзывающее воздействие на исследуемую поверхность тканей человека, а также индикатор реакции ЖС на это болевое раздражение.

Очевидно, что при выполнении этой функциональной пробы необходимо использовать биотехническую обратную связь, позволяющую

контролировать реакцию ЖС на это болевывзывающее воздействие, а также иметь возможность управлять его уровнем. В качестве такого болевывзывающего воздействия используют переменный ток частотой 380...900 Гц, который подают на кожу человека и увеличивают от нуля до момента возникновения ощущений, соответствующих определяемому порогу боли (ПБ) и уровню выносливости боли (УВБ). Амплитуду раздражающего тока увеличивают по экспоненциальному закону. При возникновении порогов испытуемый нажимает сигнальную кнопку, после чего происходит мгновенный сброс тестирующего тока до нуля. Регистрируют показатели тока, соответствующие возникающим у испытуемого ПБ и УВБ [2].

Контроль реакции ЖС на болевывзывающее воздействие осуществляется по электродермальному ответу (ЭДО), характеризующему резким падением сопротивления кожи, которое сменяется более медленным и равномерным возвращением к фоновым значениям. Длительность и форма сигнала этого ответа коррелирует с уровнем болевого ощущения, а динамика порогов ПБ и УВБ при периодическом болевывзывающем воздействии, которую определяют по снижению амплитуды и длительности ЭДО, определяет показатели создаваемой ФНС [3].

По результатам анализа сигнала ЭДО сформировано пространство дескрипторов, на основе которого построены обучаемые классификаторы, позволяющие ранжировать АП ЖС и классифицировать ЖС по потенциальным способностям адаптации к боли. Кроме того, наличие биотехнической обратной связи, построенной по вышеописанному методу, позволяет тестировать технические и медикаментозные средства купирования боли.

Анализ отечественной и зарубежной литературы показал, что одним из эффективных методов подавления болей является нейростимуляция спинного мозга имплантируемыми программируемыми нейростимуляторами [4]. В настоящее время традиционно применяют полностью имплантируемые системы, которые состоят из эпидуральных электродов; соединительных кабелей-коннекторов; имплантируемого генератора импульса со встроенным элементом питания [4]. При имплантации применяют рентгенологический контроль положения электрода в заднем эпидуральном пространстве.

В течение 5...6 послеоперационных дней проводят диагностические электростимуляции для определения эффективности стимуляции. При получении желаемого результата временный коннектор удаляют, а электрод через постоянный коннектор соединяют с подкожным генератором импульсов. Эффективная нейростимуляция достигается путем правильного программирования системы которое осуществляется с помощью врачабного программатора электромагнитными волнами радиочастотного диапазона. При программировании устанавливаются: полярность контактов и режим; амплитуда стимула; ширина (длительность) импульса; частота импульсной последовательности. Пациент так же имеет возможность управлять нейростимуляцией с помощью специального пульта управления, меняя

параметры амплитуды стимула, частоту и ширину импульса [4].

Несмотря на достаточно большой опыт практического применения имплантируемых нейростимуляторами практикующие нейрохирурги отмечают ряд нерешенных теоретических и практических проблем среди которых в качестве наиболее существенных проблем отмечают то, что несмотря на широкое использование хронической нейростимуляции спинного мозга достаточно много лет, механизмы ее анальгетического воздействия все еще недостаточно ясны, в ряде случаев существуют определенные проблемы с установлением точной локализации источника боли и оценки степени поражения из – за различных индивидуальных порогов болевой чувствительности, недостаточно изучены методы оптимизации параметров нейростимуляции и механизмы создания эффективных обратных связей для управления нейростимуляторами и т. д.

Устранить или уменьшить определенным образом ряд из перечисленных проблем можно если параллельно с имплантируемыми нейростимуляторами использовать подходы, реализуемые методами рефлексодиагностики и рефлексотерапии. В работах [8, 9, 10] с позиций современной медицины описываются механизмы взаимодействия внутренних органов и систем с биологически активными точками (БАТ) через микрзоны ретикулярных формаций спинного мозга и показывается, что в силу существования принципа двойной реципральной иннервации одни и те же биологически активные точки могут использоваться как для терапии органов и систем с которыми они связаны, так и для диагностики их состояний, включая ранние стадии при отсутствии соответствующих клинических признаков. В работах [6, 7] разработаны методы синтеза решающих правил прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики различных типов заболеваний по величине энергетического разбаланса БАТ, которые могут быть использованы, как для оценки локализации источника боли, так и степени поражения органов и систем, порождающих болевые ощущения. В тех же работах приводится описание многоканального прибора контроля энергетических характеристик БАТ и реализации рефлексотерапевтических воздействий в составе интеллектуальной системы поддержки принятия решений (СППР) врача рефлексотерапевта. При соответствующей настройке СППР при ее объединении с системой, имплантируемой нейростимуляции появляется возможность решения следующих задач:

- исследуя энергетический разбаланс сигнальных и противоболевых точек в сочетании с сопряженной группой БАТ уточняется локация источника боли;

- по величине энергетического разбаланса БАТ определяется степень поражения исследуемых органов и систем и могут выбираться оптимальные параметры нейростимуляции;

- по величине энергетического разбаланса БАТ и его локации выбираются режимы сочетанного или раздельного болеподавления имплантируемым

нейростимулятором и прибором для рефлексотерапии возможно с оптимизацией режимов воздействия.

Таким образом сочетанное использование методов имплантируемой нейростимуляции, рефлексодиагностики и рефлексотерапии ожидаемо может повысить качество оказания медицинской помощи значительному контингенту пациентов, страдающих от болевых ощущений различной природы.

Библиографический список

1. Петрунина, Е.В. Классификационные модели адаптационного потенциала живой системы / Е.В. Петрунина, Р.И. Сафронов, А.Е. Пшеничный, С.А. Филист, М.Т. Шехине // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2024;12(2). URL: <https://moitvivi.ru/ru/journal/pdf?id=1547>.
2. Пат. 2794809 Р Ф, МПК А61В 5/0295, А61В 5/16, А61В 5/383. Способ определения болевой чувствительности человека и устройство для его осуществления/ Шугайлов И.А., Момковец О.Н.; патентообладатель Шугайлов И. А. - № 2022118780; заявл. 10.072022; опубл. 25.04.2023, Бюл. № 12. – 23 с. : ил. 7.
3. Столбков, Ю.К. Воображаемые движения как средство совершенствования и реабилитации моторных функций / Ю.К. Столбков, Т.Р. Мошонкина, И.В. Орлов, И.Б. Козловская, Ю.П. Герасименко //Успехи физиологических наук. 2018, том 49, № 2. - С. 45–59.
4. Сафин, А.В. Нейростимуляция спинного мозга - новый метод лечения болевых и спастических синдромов / А.В. Сафин, О.П. Кузовлев // Клиническая практика №3, 2011.- С 85-90.
5. Гаваа Лувсан. Традиционные и современные аспекты восточной рефлексотерапии. / Гаваа Лувсан // М.: Наука, 1986. – 575 с.
6. Корневский, Н.А. Информационно-интеллектуальные системы для врачей рефлексотерапевтов: монография / Н.А. Корневский, Р.А. Крупчатников. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. – 424 с.
7. Корневский, Н.А. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в медицине, психологии и экологии на основе нечетких сетевых моделей: монография / Н.А. Корневский, Р.А. Крупчатников, Р.Т. Аль-Касасбех. - Старый Оскол: ТНТ, 2020. - 528 с.
8. Bratu I., Stoicescu C., Prodescu V. Experimentelle Versuche uber die Relation der Organe in der Akupunktur. — Dt. Ztschr. Akupunktur. — 1962, — Bd. II. — S. 66-70.
9. Mann F. Acupuncture: The ancient Chinese art of heating. — L.: Heinemann, 1978. — 200 p.
10. Ананин, В. Ф. Рефлексология (теория и методы): монография / В. Ф.Ананин.— М.: Изд-во РУДН и «Биомединформ», 1992.— 168 с.

СИСТЕМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ

В.А. Алихашкина, М.Б. Каплан

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

Рассмотрены методы исследования электродермальной активности, выявлен принцип обработки сигнала для системы определения электродермальной активности. Предложена структурная схема устройства.

Ключевые слова: электродермальная активность (ЭДА), уровень проводимости кожи (SCL), реакция проводимости кожи (SCR).

ELECTRODERMAL ACTIVITY DETECTION SYSTEM

V.A. Alihashkina, M. B. Kaplan

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

The methods of studying electrodermal activity are considered, the principle of signal processing for the system for determining electrodermal activity is revealed. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: electrodermal activity (EDA), skin conduction level (SCL), skin conduction reaction (SCR).

Измерение электродермальной активности (ЭДА) осуществляется в двух основных формах: тоническая активность и фазическая активность. Эти формы активности включают ключевые показатели, которые помогают количественно анализировать электродермальные реакции.

1. Тоническая активность – медленные изменения электропроводности кожи, которые происходят на протяжении длительного времени. Обычно измеряется в течение нескольких минут и часов и может указывать на общий уровень активации центральной нервной системы. Ключевым параметром для определения тонической активности является уровень проводимости кожи (Skin Conductance Level, SCL), т.е. абсолютное значение проводимости кожи в микросименсах (μS), измеренное в спокойном состоянии. Повышенный SCL может свидетельствовать о более высоком уровне напряжения или тревожности.

2. Фазическая активность – кратковременные изменения электропроводности кожи, которые возникают в ответ на конкретные стимулы или события. В фазической активности выделяют кратковременные пики, связанные с реакцией на стимул. Определяется реакцией проводимости кожи (Skin Conductance Response, SCR) - быстрыми всплесками проводимости, которые происходят в ответ на стимул, например, громкий звук или неожиданный визуальный сигнал. SCR характеризуется амплитудой, латентностью и временем до пика. [1]

Также известно два основных подхода к измерению ЭДА: экзосоматический метод, который включает в себя применение небольшого электрического тока через кожу, и эндосоматический метод, который фиксирует электрические потенциалы, генерируемые внутри кожи, без внешнего воздействия.

В данной статье рассмотрена система, базирующаяся на экзосоматическом методе, поскольку реакции потенциала кожи, полученные при эндосоматическом методе, представляют собой сложные волновые формы, включающие как положительные, так и отрицательные изменения напряжения. Такая сложность затрудняет оценку и интерпретацию колебаний кожного потенциала.

Экзосоматическая ЭДА измеряется с использованием небольшого тока, который проходит через пару электродов, размещенных на поверхности кожи, т.е. осуществляется биполярная запись. Это делает несущественным направление тока между ними. Принцип измерения, основанный на сопротивлении или проводимости кожи, опирается на закон Ома. В предложенной ниже системе измерения ЭДА, напряжение остается неизменным, изменяется лишь ток, который будет прямо пропорционален сопротивлению кожи, соответственно измеряя проводимость. Также существует способ, в котором используется постоянный ток [2], при этом определяется напряжения между электродами, которое будет напрямую зависеть от сопротивления кожи. Показатели проводимости кожи измеряются в микросименсах (мкСм). [3]

Электроды для измерения ЭДА устанавливаются на части ладоней или фалангах пальцев. Согласно исследованиям, при таком расположении, показатели более выражены, это связано с нахождением на руках большого количества активных потовых желез (ЭДА имеет сильную корреляцию с влажностью кожи).

Одним из важнейших параметров для изучения ЭДА считается NS-SCR (1-3 в минуту в состоянии покоя) – «неспецифический SCR». Этот параметр отражает SCR, возникающий «случайно», т.е. в отсутствие зарегистрированного стимула. Чтобы исключить ошибки измерения, целесообразно совместно с ЭДА регистрировать основные артефакты, которые можно ошибочно принять за NS-SCR. Чаще всего это дыхание и артефакты движения.

Помимо этого, выделяют «специфический SCR» - ответ на вызванный стимул, который обычно рассматривается как часть ориентировочного ответа (ОР), за исключением реакций на аверсивные стимулы (болезненные или в ином отношении неприятные стимулы). Следовательно, при измерении ЭДА возникает необходимость определить минимальные значения амплитуды проводимости как для NS-SCR, так и для вызванного SCR.

Обычно для анализа вызванных SCR применяются минимальные значения, колеблющиеся в диапазоне от 0,01 до 0,05 мкСм. [1]

Важнейшей задачей для корректного определения вызванных SCR является фиксирование временного промежутка, в котором ответ на стимул будет считаться однозначно вызванным этим стимулом. Так называемое окно задержки определено в большинстве современных исследований на основании частотного анализа и составляет от 1 до 3-4 секунд. Установка относительно короткого окна задержки минимизирует вероятность того, что неспецифические SCR будут ошибочно приняты за вызванные.

Таким образом, задав минимальную амплитуду ответа и окно задержки, можно анализировать несколько характеристик вызванного SCR, помимо его наличия и частоты.

К ним относятся: количество SCR при отсутствии идентифицируемого возбуждающего стимула (NS-SCR), фазовое увеличение проводимости вскоре после появления стимула (амплитуда SCR), временной интервал между началом стимула и началом SCR (латентный период), временной интервал между началом SCR и пиком SCR (время нарастания), временной интервал между пиком SCR и точкой 50% восстановления амплитуды SCR (время половинного восстановления SCR). Параметры используются в том числе при выборе схем лечения [4].

На рис. 1 представлен пример вызванного SCR с указанием основных параметров и типичных значений.

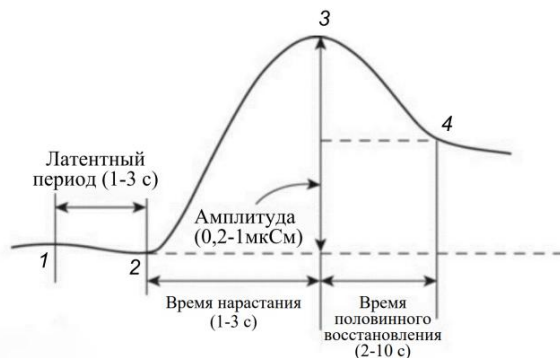


Рис. 1 – Основные компоненты ЭДА, 1 – начало стимула; 2 – начало SCR; 3 – пик SCR; 4 – точка половинного восстановления амплитуды SCR

Когда стимул представляется многократно и требуется вычислить среднюю амплитуду SCR, можно выбрать расчет средней величины или амплитуды. Величина подразумевает среднее значение, рассчитанное по всем предъявлениям стимулов, включая те, которые не вызвали заметного ответа, в то время как амплитуда рассматривает только те испытания, где ответ был измеримым (ненулевым). [5] Но этот подход смешивает частоту и амплитуду, которые не всегда находятся в зависимости друг от друга. Измерение

величины может создавать иллюзию изменения размера ответа, когда на самом деле меняется только частота откликов.

В основу метода измерения разрабатываемой системы положен экзосоматический способ определения электродермальной активности, изложенный выше.

Для реализации системы измерения электродермальной активности разработана структурная схема, представленная на рис. 2:

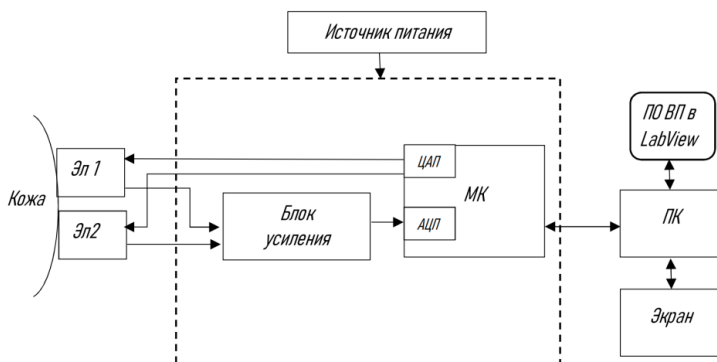


Рис. 2 – Структурная схема системы определения электродермальной активности; Эл1 и Эл2 – электроды; ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь, АЦП – аналогово-цифровой преобразователь; ПК – персональный компьютер

Система состоит из стандартных функциональных узлов и элементов, гибко управляется от ПК с программным обеспечением (ПО) в виде виртуального прибора (ВП) в среде LabVIEW и интерфейсами пользователя.

С помощью электродов Эл1 и Эл2 телу человека передается некоторое количество тока, которое формируется с помощью микроконтроллера и передается через ЦАП. В ответ на данный стимул при постоянном напряжении должно последовать изменение проводимости кожи, но поскольку ток, проходящий через кожу обычно очень мал, он поступает в блок усиления. В усилительном блоке увеличивается сила сигнала, чтобы он был удобен для дальнейшей обработки.

Усиленный аналоговый сигнал преобразуется в цифровой с помощью АЦП микроконтроллера, например по методике [6]. Таким образом, микроконтроллер осуществляет запись и передачу сигнала в ПК для дальнейшей обработки. На ПК в виртуальном приборе LabVIEW происходит обработка сигнала, снижающая систематические и случайные составляющие и анализ полученного сигнала, в том числе фильтрация (сетевых помех, артефактов движения и т.д.).

На основе обработанных данных можно построить графики, отобразить значения электродермальной активности в режиме реального времени или провести анализ для выявления физиологических реакций, а также определить изменения в эмоциональном состоянии.

Библиографический список

1. Димитриев, Д. А. Электрическая активность кожи : учебное пособие / Д. А. Димитриев. – Чебоксары : Чуваш. гос. пед. ун-т, 2021. – 194 с.
2. Микерин А. А., Ильин М. Е. Математическая модель линейного генератора тока // Вестник РГРТУ, № 79, 2022. – С. 154-165.
3. Boucsein W. Electrodermal activity. – Springer Science & Business Media, 2012.
4. Саморукова О.Д., Крошилин А.В., Крошилина С.В., Жулева С.Ю. Задачи разработки систем медицинского назначения при выборе схемы медикаментозного лечения // Вестник РГРТУ, № 8, 2024. – С. 106-114.
5. Cacioppo J. T., Tassinary L. G., Berntson G. (ed.). Handbook of psychophysiology. – Cambridge university press, 2017.
6. Абрамов А.М. Учет нелинейной составляющей измерительного сигнала по связанным гистограммам при метрологических испытаниях АЦП // Вестник РГРТУ, № 88, 2024. – С. 95-105 .

УДК 57.087

ВИРТУАЛЬНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КООРДИНАТ ИНДУКТОРОВ В РЕКОНФИГУРИРУЕМОЙ ПОЛЕФОРМИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЕ

М.С. Степанов, М.Б. Каплан

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

Представлен принцип работы виртуального прибора для вычисления местоположения индукторов в магнитотерапевтическом аппарате, оснащенного реконфигурируемой системой.

Ключевые слова: магнитотерапия, виртуальный прибор.

VIRTUAL DEVICE FOR DETERMINING INDUCTOR COORDINATES IN A RECONFIGURABLE FIELD-FORMING SYSTEM

M.S. Stepanov, M.B. Kaplan

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

The principle of operation of a virtual device for calculating the location of inductors in a magnetic therapy device is presented.

Key words: magnetotherapy, virtual device.

Магнитотерапия – это направление в физиотерапии, которое использует магнитные поля для лечения, профилактики и реабилитации. Исследования показали значительный терапевтический эффект от электромагнитных полей, которые оказывают воздействие на обмен веществ, обладают противовоспалительным, обезболивающим и спазмолитическим действием. Широкое распространение методов магнитотерапии сопровождается созданием различных технических средств и способов использования. В медицинской практике нашли применение низкочастотные поля, создаваемые специальными устройствами. Технические средства, в зависимости от их функциональных возможностей и степени сложности, могут быть классифицированы как простые изделия, аппараты и системы. Аппараты и устройства обычно оказывают локальное воздействие на определенные участки тела, органы и зоны поражения. Системы комплексной магнитотерапии позволяют создавать поля, оказывающие действие на весь организм в целом, однако их применение связано с рядом трудностей методического и практического характера.

Реконфигурируемая полеформирующая система - это система, которая может изменять свою состав и местоположение индукторов с целью обеспечения заданных характеристик магнитного поля. Особенностью применения такой системы является использование алгоритмов автоматической коррекции управляющих сигналов с целью формирования магнитного поля с заданным распределением с учетом пространственного расположения индукторов. Свойство реконфигурируемости обеспечивает возможность создания полей с заданным разрешением, оперативность в подготовке системы для лечения пациента. Для обеспечения механизма перестройки текущего состава полеформирующих элементов системы для исходного набора индукторов задаются уровни группировки, в результате чего система рассматривается как фрагментированная матрица.

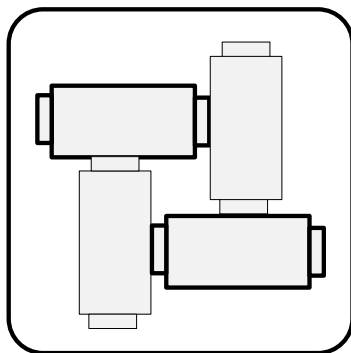


Рис. 1 – Вариант схема расположения индукторов в ячейке

Как правило используется три уровня группировки: ячейка, сегмент, канал. Первые два типа определяют объединение индукторов на уровне конструкции, а последний объединяет излучатели, использующие один и тот же управляющий сигнал. Так в образце магнитотерапевтического аппарата «RelaxMAG» отдельная ячейка состоит из четырех индукторов, расположенных в одной плоскости (рис. 1). В свою очередь исходная полеформирующая система представляет объединение трех сегментов, каждый из которых включает матрицу 4x5 ячеек (рис. 2).

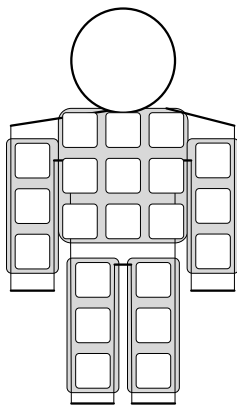


Рис. 2 – Вариант схемы расположения сегментов, объединяющих ячейки с индукторами.

Особенностью системы управления аппаратом является независимое управление работой каждого индуктора, а также программное объединение ячеек в канал в рамках отдельной магнитотерапевтической методики. Перед проведением лечебной процедуры расположение сегментов изменяется для обеспечения комфортного размещения пациента, что приводит к изменениям пространственных координат индукторов. Указанный факт требует коррекции управляющих сигналов для формирования распределений магнитных полей с заданными характеристиками. Для расчета магнитного поля в качестве исходных данных требуется ввод новых значений координат индукторов и сведений о их взаимориентации.

Для вычисления местоположения индукторов, входящих в состав реконфигурируемой полеформирующей системе, в среде LabVIEW разработан виртуальный прибор.

Исходными данными для программы являются:

- координаты центров индукторов и углы Эйлера, определяющие ориентацию индуктора. Указанные параметры задаются относительно системы координат ячейки;

– координаты центров ячеек и углы Эйлера, определяющие ориентацию ячеек. Указанные параметры задаются относительно системы координат сегмента;

– координаты центров сегментов и углы Эйлера, определяющие ориентацию сегментов. Указанные параметры задаются относительно системы координат полеформирующей системы.

Результат работы виртуального прибора представляется в виде матрицы, элементы которой содержат координаты индукторов и углы Эйлера представленные для системы координат полеформирующей системы. Особенностью виртуального прибора является визуальное представление взаиморасположение индукторов в пространстве (рис. 3).

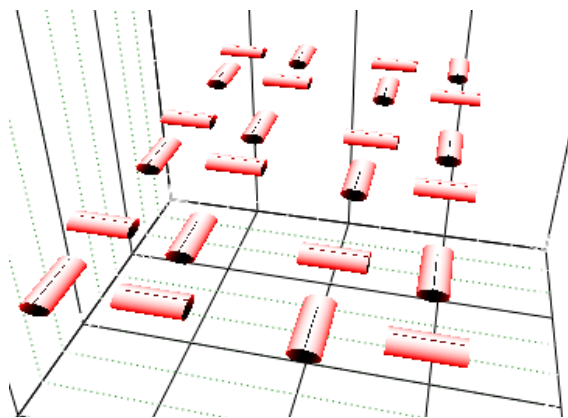


Рис. 3 – Модель взаиморасположение 24 индукторов, входящий в состав полеформирующей системы

Вычисление координат выполняется путем применения матриц поворота и сдвига. Дальнейшее модификация виртуального прибора предполагает добавление дополнительного формата ввода исходных данных, описывающих расположение сегментов, а также использовать разного типа ячеек, входящих в состав отдельного сегмента.

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии. Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. –376 с.
2. Магнитотерапия: теоретические основы и практическое применение / В.С. Улащик; под общ. ред. В.С. Улащика. – Минск: Беларуская навука, 2015. – 379 с.
3. LabVIEW для всех. 4-е издание, переработанное и дополненное – М.: ДМК Пресс, 2015. – 904 с.

АВТОМАТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ДЕПРЕССИИ ПО ВЫРАЖЕНИЯМ ЛИЦА

Н.В. Яковлев

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

Рассмотрены методы оценки депрессии на основе визуальных подсказок. Предложена схема автоматической оценки депрессии по выражениям лица и функциональная диаграмма устройства.

Ключевые слова: депрессия, большое депрессивное расстройство, выражение лица, анализ выражения лица, извлечение признаков.

AUTOMATIC ASSESSMENT OF DEPRESSION BASED ON FACIAL EXPRESSION

N.V. Iakovlev

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

The depression assessment methods based on visual clues are considered. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: depression, facial expression, facial image analysis, feature extraction.

Депрессия – одно из самых распространенных психических расстройств, характеризующаяся длительными периодами подавленного настроения и потерей интереса к привычной деятельности, а также неспособностью делать привычные дела, по крайней мере в течение двух недель [1]. Депрессия приводит к потере аппетита, нарушениям режима сна, ухудшению концентрации, головной боли, боли в спине, ослабленной концентрации внимания, потере веса, склонности к вредным привычкам [2]. Согласно руководству DSM-5, существует несколько разновидностей депрессии: большое депрессивное расстройство, малое депрессивное расстройство, дистимия, атипичная депрессия, сезонная депрессия, предменструальное дисфорическое расстройство, депрессивное расстройство по причине медицинского состояния, и неопределенное депрессивное расстройство.

Большое депрессивное расстройство (БДР) в 2020 году признано второй из самых распространенных болезней. Этиология БДР приписывается комбинации биологических факторов, внешних раздражителей и личных качеств.

Определение депрессии по внешним признакам активно развивается. Депрессия является большим бременем для экономики. В настоящее время видеосистемы оценки депрессии обнаружены только в проектах исследования, и не применялись к общей популяции для оценки их осуществимости.

Современные технологии позволяют обеспечить инфраструктуру для продолжительного мониторинга психоэмоционального состояния лиц с высоким риском возникновения депрессии, например, проект, спонсированный SEMEOTICONS, нацелен на предоставление надежных индексов кардиометаболических рисков [3].

Таблица 1 – Наборы данных для изучения оценки депрессии

Набор	Число участников	Методы сбора симптоматиологии	Эталонные данные	Критерии отбора	Вопросы исследован.	Разреш. изображ.	Доступн. третьим лицам
Pittsburgh	49 (взрослые)	Межлич-ый	Клинич. оценка	DSM-IV, HAM-D> 15	Обнар-ние	640x480/ 29.97	Видео и аудио свойства
BlackDog	130 (взрослые)	Комбинац-ый	Клинич. оценка	История заб-ния	Обнар-ние	800x600 / 24.94	
DAIC-WOZ	189 (взрослые)	Комбинац-ый	Самоотчет	Возраст, язык, зрение	Обнар-ние/серьезность		Видео и аудио свойства, Аудиозап. расшифр.
AVEC	58 (взрослые)	Несоц-ый	Самоотчет		Серьезность		Полные видеозап., Видео и аудио свойства
ORI	8 (подростки)	Межлич-ый	-		Обнар-ние		
ORYGEN	30 (подростки)	Межлич-ый	Клинич. оценка		Предказан.		
CHI-MEI	26 (взрослые)	Комбинац-ый	Клинич. оценка	DSSS, HAM-D	Униполяр./ биполярн. расстр-во	640x480/30	
EMORY	7 (взрослые)	Межлич-ый	Клинич. оценка	DBS-SCC	Восстановл.		

Известно, что депрессия проявляется при выражении невербальных признаков, например, в выражениях лица. У людей, страдающих депрессией, чаще возникают нарушения выражений лица из-за перепадов настроения. Например, авторы указывают, что с состоянием депрессии связано ограничение мимической выразительности. В данном случае чаще преобладает выражение печали, и пациенты с депрессией имеют менее выраженные улыбки и их зрительный контакт ограничен. Эти визуальные подсказки могут быть исследованы для автоматического обнаружения, диагноза и оценки депрессии, с помощью видео, содержащих лица людей, на основе машинного обучения.

Доступность экспериментальных данных имеет первостепенное значение для оценки методов автоматической оценки данных. Такие данные важны для разработки и тестирования алгоритмов. Из-за конфиденциального характера информации, клинические данные не обширны и могут не быть в свободном доступе. Поэтому различные группы исследователей создают свои наборы данных.

Как видно из табл. 1, большинство участников – взрослые люди, а для наборов ORI и ORYGEN были отобраны подростки. Методы для сбора симптоматиологии депрессии включали в себя межличностный (интервью с клиническим психологом или взаимоотношение с членами семьи, несоциальный (когда стимулами были изображения на компьютере), и комбинация первого и второго методов. Эталонные данные депрессии в большинстве случаев были основаны на клинической оценке, а два набора – на самоотчетах участников эксперимента. Критерии отбора данных зависели

от вопроса исследования. Одни обнаруживали депрессию, другие – биполярное расстройство, третьи – предсказывали появление депрессии. Исследования, оценивающие прогностическую ценность метода для будущего возникновения клинической депрессии у подростков, включали участников в возрасте 9–12 лет при первоначальном сборе данных с клинической повторной оценкой после двухлетнего интервала. Большинство из этих наборов данных проприетарные, при этом немногие из них доступны для изучения третьими лицами.



Рис. 1 – Диаграмма рабочего процесса

Общий поток обработки автоматической системы оценки депрессии совмещает стандартную структуру автоматизированного аудиовизуального анализа поведения от Джирарда и Кона с методами сочетания из работы Алговинема [4] (рис. 1). При наличии входного видео-, аудио- и физиологических сигналов, и текстов из стенограмм, важным условием является предварительная обработка.

Процесс получения признаков является важным шагом в рабочем процессе, потому что алгоритмы выявления признаков находят применение в различных подходах. Согласно устоявшейся таксономии, признаки можно классифицировать, как основанные на геометрии или на внешнем виде лица. В области оценки депрессии некоторые признаки взяты в форме динамических свойств. Большинство признаков включают в себя мышечную активность, что составляет временную природу свойств. Можно классифицировать признаки как высокого, так и низкого уровня, где первые напрямую воспринимаются разумом человека, а вторые – основаны на традиционных дескрипторах.

Подходы, использующие извлечение признаков из всей области лица, составляют, безусловно, самую популярную категорию. Определенные высокоуровневые признаки, извлеченные из лица в целом, касаются основных отображаемых эмоциональных выражений, учитывая, что

депрессия связана с уменьшенной изменчивостью эмоционального выражения и большей устойчивостью нейтрального выражения.

Частота сердечных сокращений, полученная из анализа изображений лица, также использовалась в качестве признака для обнаружения депрессии. Геометрические признаки, такие как края, углы, координаты и ориентация, часто находят применение для представления выражений лица. Из временных рядов геометрических признаков могут быть получены функционалы, такие как значения смещения, ускорения и другие.

Из алгоритмов, основанных на внешнем виде, наибольшее распространение получили LBP (локальные бинарные шаблоны) и LPQ (локальное квантование по фазам).

Алгоритмы лицевого ориентира фиксируют фидуциальные точки на лице и прочие признаки, которые прочно ассоциируются с признаками депрессии.

Кроме того, данные о лицевых ориентирах также анализировались как временные ряды. Смещение, скорость, ускорение, а также координаты ориентира в одиночку использовались в качестве признаков. Кроме того, смещение каждого ориентира от средней горизонтальной оси, скорость ориентира и ускорение использовались в качестве признаков, связанных с движением. Кроме того, в некоторых исследованиях использовались векторы скорости признаков, которые представляют относительное положение ориентиров нижнего уровня, такие как среднее расстояние от ориентиров верхнего до нижнего века и среднеквадратичное расстояние всех ориентиров рта до центроида рта. Кроме того, использовались полиномиальная регрессия, а также статистика, сформированная на основе скоростей собственных векторов формы.

Библиографический список

1. A. Pampouchidou *et al.*, "Automatic Assessment of Depression Based on Visual Cues: A Systematic Review," in *IEEE Transactions on Affective Computing*, vol. 10, no. 4, pp. 445-470, 1 Oct.-Dec. 2019, doi: 10.1109/TAFFC.2017.2724035.
2. American Psychiatric Association, *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders (DSM-5_)*. Arlington, VA, USA: American Psychiatric Publishing, 2013.
3. F. Chiarugi, *et al.*, "Facial signs and psycho-physical status estimation for well-being assessment," in *Proc. 7th Int. Conf. Health Informat.*, 2014, pp. 555-562.
4. S. Alghowinem, "Multimodal analysis of verbal and nonverbal behaviour on the example of clinical depression," Ph.D. dissertation, Australian Nat. Univ., College of Engineering and Computer Science, Canberra, ACT, Australia, 2015.

**ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАРНЫХ РАЗЛИЧИЙ ПАРАМЕТРОВ
МИКРОЦИРКУЛЯТОРНО-ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА
ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОМОЩИ ПОРТАТИВНЫХ
МУЛЬТИМОДАЛЬНЫХ АНАЛИЗАТОРОВ**

А.А. Спиридонова, А.Д. Легостаев, А.Е. Новосёлов, Е.В. Русина,
Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Проведен сравнительный анализ параметров микроциркуляторно-тканевых систем организма человека, измеренных в разных анатомо-топографических участках кожи при помощи методов лазерной доплеровской флоуметрии и флуоресцентной спектроскопии, реализованных в портативных мультимодальных анализаторах.

Ключевые слова: *оптическая неинвазивная диагностика, лазерная доплеровская флоуметрия, флуоресцентная спектроскопия, микроциркуляторно-тканевые системы*

**STUDY OF REGIONAL DIFFERENCES IN PARAMETERS
OF MICROCIRCULATORY-TISSUE SYSTEMS OF THE HUMAN BODY
USING PORTABLE MULTIMODAL ANALYSERS**

A.A. Spiridonova, A.D. Legostayev, A.E. Novosyolov, E.V. Rusina,
Yu.I. Loktionova, E.V. Zharkikh
Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel

A comparative analysis of microcirculatory-tissue systems parameters of the human body, measured by laser Doppler flowmetry and fluorescence spectroscopy in different topographo-anatomical areas of skin with the use of portable multimodal analyzers is carried out.

Key words: *optical noninvasive diagnostics, laser Doppler flowmetry, fluorescence spectroscopy, microcirculatory-tissue systems*

Лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) представляет собой неинвазивный метод оценки кровотока, используемый для исследования микроциркуляции крови и выявления сосудистых нарушений. В настоящее время принято объединять несколько методов оптической диагностики для реализации мультимодального подхода [1]. Совместно с ЛДФ зачастую используется метод флуоресцентной спектроскопии (ФС), позволяющий получать информацию о состоянии окислительного метаболизма биологических тканей. Применяемые по всему миру, методы ЛДФ и ФС демонстрируют значительные различия в значениях параметров, измеряемых в разных анатомических участках кожи человека.

На неоднородность параметров микроциркуляторно-тканевых систем (МТС) организма человека влияют различные факторы, включающие

пространственную неоднородность сосудистой сети, различия температуры исследуемых областей кожи, различия толщины кожи в разных анатомических участках, положение тела испытуемого в пространстве, неоднородность оптических свойств кожи, и другие. Для однозначной интерпретации результатов измерений параметров МТС, зарегистрированных с использованием методов ЛДФ и ФС, необходимы знания о референсном диапазоне измеряемых значений и их вариабельности. В связи с чем, целью настоящего исследования стало проведение литературного обзора и сравнительный анализ параметров МТС, измеренных в разных анатомических участках кожи человека разными коллективами авторов, для формализации методологии проведения исследований по формированию базы референсных значений параметров ЛДФ и ФС.

Проведённый литературный обзор [2-9] с анализом литературных источников как из Российских, так и из международных баз данных продемонстрировал то, что для решения различных диагностических задач коллективы авторов исследуют параметры МТС в разных анатомических участках кожи. Наибольшей популярностью пользуются следующие зоны исследования: тыльная сторона запястья, ладонная поверхность пальца руки, тыльная сторона стопы, голень, предплечье, лоб. На рисунке 1 приведено сравнение значений показателя микроциркуляции крови (ПМ), полученных разными коллективами авторов в разных исследуемых зонах. Данные представлены в формате среднее $\pm$ среднеквадратическое отклонение.

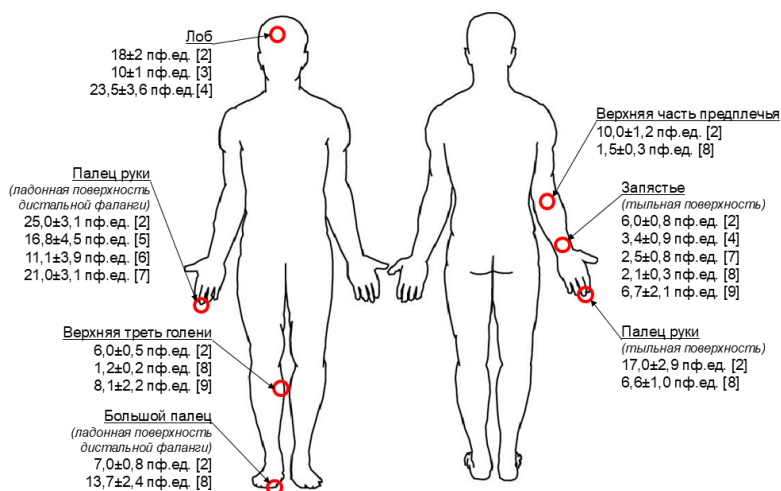


Рис. 1 – Средние значения параметра микроциркуляции крови для разных областей организма человека

Стоит отметить, что даже при измерениях в одних и тех же анатомических участках кожи, параметры ЛДФ и ФС могут отличаться в

публикациях разных коллективов авторов. При измерении параметров ЛДФ могут возникать различные проблемы, включая микроциркуляцию участников и влияние температурных колебаний на гемодинамические показатели. Оптические помехи, вызванные волосатым покровом или другими препятствиями, могут снижать качество сигнала, а неоднородность биологических тканей затрудняет интерпретацию полученных данных. Неправильное положение испытуемого, влияние фармакологических препаратов и физические факторы, такие как стресс, могут дополнительно искажать результаты измерений. Цвет кожи в свою очередь может влиять на поглощение и рассеяние лазерного света, что также затрудняет анализ результатов. Таким образом, в настоящее время унификация и стандартизация измерений лазерной доплеровской флоуметрии остаётся актуальной задачей. В качестве первого шага к её решению может выступать установление диапазонов нормальных значений сигналов для различных областей исследования и условий эксперимента. Это позволит повысить сопоставимость результатов, снизить расхождения данных и создать единый подход к интерпретации результатов ЛДФ в научных и прикладных исследованиях.

На основании проведённого литературного обзора предложен и разработан протокол проведения экспериментального исследования для формирования базы референсных значений параметров ЛДФ и ФС. В ходе экспериментального исследования изучены параметры микроциркуляции крови в шести зонах на теле человека: кожа лба в области бассейна надглазничных артерий, кожа висков, кожа запястий в точке, расположенной на срединной линии на 2 см выше шиловидного отростка, кожа тыльной стороны середины предплечья, кожа вентральной стороны середины предплечья, кожа ладонной поверхности дистальных фаланг 3-их пальцев рук. Участниками исследования стали 10 условно здоровых добровольцев в возрасте от 18 до 23 лет. Измерения проводились в одно и то же время суток, чтобы избежать влияния циркадных ритмов на параметры МТС. Перед началом измерений каждый доброволец занимал стандартное положение: спина опиралась на спинку стула, руки располагались на столе на уровне сердца, а голова находилась в вертикальном положении с направленным вперед взглядом. Участники сохраняли расслабленное состояние мышц, исключая активную мозговую деятельность на период проведения исследования. Длительность измерения параметров в области кожи лба, запястий и пальцев рук составляла 8 мин, в областях висков и предплечий параметры МТС регистрировались в течение 1 мин. Исследование проводилось без оказания какой-либо функциональной нагрузки на организм испытуемого.

Для регистрации параметров ЛДФ и ФС в исследовании применялись анализаторы «ЛАЗМА ПФ» (ООО НПП «ЛАЗМА», Россия), которые крепились попарно на правой и левой сторонах тела испытуемого в каждой из исследуемых областей. В ходе проведения исследования измерены и

проанализированы следующие параметры: среднее значение показателя микроциркуляции крови за время проведения исследований ($ПМ$, пф.ед.), значение стандартного отклонения $ПМ$ за время исследования (σ , пф.ед.), интенсивность обратно-отражённого излучения канала $ФС$ на длине волны 365 нм (A_{365} , отн.ед.), интенсивность флуоресценции тканей на длине волны 460 нм (A_{460} , отн.ед.), нормированная интенсивность флуоресценции кофермента НАДН ($A_{НАДН}$, отн.ед.). Результаты проведённых экспериментальных исследований представлены в табл. 1.

Таблица 1 – Результаты экспериментальных исследований

		Параметры				
		ПМ, пф.ед.	σ , пф.ед.	A_{365} , отн.ед.	A_{460} , отн.ед.	$A_{НАДН}$, отн.ед.
Области проведения исследований	Правая сторона					
	Лоб	10,7±4,4	2,0±1,2	7,3±2,9	35,4±23,1	3,6±1,5
	Виски	10,8±5,4	1,3±0,8	8,6±4,8	35,0±16,7	3,0±1,1
	Тыльная сторона предплечья	5,0±1,9	0,5±0,3	2,7±1,5	12,5±3,9	5,9±3,1
	Внутренняя сторона предплечья	5,2±2,1	0,5±0,4	6,9±5,4	18,7±9,4	5,4±3,2
	Запястье	4,2±0,7	0,7±0,3	8,4±6,9	28,1±17,8	4,2±1,6
	Палец руки	25,1±8,1	3,6±2,3	107,9±24,0	80,9±9,0	0,7±0,1
	Левая сторона					
	Лоб	12,4±5,9	1,9±1,3	4,8±3,5	13,5±5,6	2,8±1,8
	Виски	10,5±3,0	1,0±0,3	6,7±3,2	21,4±10,4	1,5±0,7
	Тыльная сторона предплечья	4,7±1,1	0,5±0,2	10,0±8,7	23,5±10,2	2,1±1,4
	Внутренняя сторона предплечья	4,9±1,3	0,3±0,1	5,5±2,1	33,9±17,1	3,9±2,1
	Запястье	5,2±1,0	0,6±0,3	7,0±4,7	18,5±10,2	4,3±2,4
	Палец руки	24,6±3,9	3,1±1,2	120,8±10,3	74,8±12,7	0,6±0,1

Результаты проведенных исследований продемонстрировали, что измеренные значения параметров ЛДФ в целом соответствуют приведённым литературным данным. Показана значительная пространственная вариабельность параметров ЛДФ и $ФС$ в зависимости от зоны исследования. Например, области пальцев рук характеризуются самыми высокими значениями $ПМ$ (25 пф.ед.) и самыми низкими значениями $A_{НАДН}$ (0,6-0,7 отн.ед.), что может объясняться отличиями в архитектуре системы микроциркуляции крови в этой области (большее количество артериоло-веноулярных анастомозов и большее кровоснабжение), обуславливающими отличия и в оптических характеристиках кожи (большее поглощение оптического излучения).

Отмечено, что некоторые из изученных областей измерения (например, пальцы рук, запястья) характеризуются лучшей воспроизводимостью данных, чем другие области, и лучшей повторяемостью в правой и левой сторонах тела, что, возможно, связано с возможностью более точной фиксации анализаторов в одной и той же области измерения у разных волонтеров в этих областях.

Для более точного анализа полученных данных требуется проведение дополнительных исследований и расширение исследуемой выборки.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФ (проект №23-25-00522).

Библиографический список

1. Дунаев А.В. Мультимодальная оптическая диагностика микроциркуляторно-тканевых систем организма человека / А. В. Дунаев. – Старый Оскол: ТНТ, 2022. – 440 с.: ил.
2. Лазерная доплеровская флоуметрия в оценке состояния и расстройств микроциркуляции крови / В.И. Козлов, Г.А. Азизов, О.А. Гурова, Ф.Б. Литвин // Методическое пособие для врачей. М, 2012. 32 с.
3. Оценка состояния микроциркуляторного русла кожи лица методом лазерной доплеровской флоуметрии / А.В. Давыдова, А.В. Моррисон, С.Р. Утц, И. В. Меглинский, В. В. Лычагов // Саратовский научно-медицинский журнал, 2012, 8(2).
4. Acute effects and long-term variations in skin blood flow measured with laser Doppler flowmetry / S. Sundberg // Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation, 1984. 44(4).
5. Возможности холодовой пробы для функциональной оценки микроциркуляторно-тканевых систем / И.Н. Новикова, А.В. Дунаев, В.В. Сидоров, А.И. Крупаткин // Регионарное кровообращение и микроциркуляция, 2015, 14(2).
6. Возможности исследования изменений амплитуд колебаний кожного кровотока с помощью адаптивного вейвлет-анализа при проведении окклюзионных проб / Е.В. Жарких, А.И. Жеребцова, И.Н. Маковик и др. // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии, 2015, 314(6).
7. Investigating tissue respiration and skin microhaemocirculation under adaptive changes and the synchronization of blood flow and oxygen saturation rhythms, / A.V. Dunaev, V.V. Sidorov, A.I. Krupatkin et al. // Physiological Measurement, 2014, 35(4).
8. Microvascular blood flow, volume, and velocity measured by laser Doppler techniques in IDDM / M. Rendell, T. Bergman, G. O'Donnell et al. // Diabetes, 1989, 38(7).
9. Assessment of Blood Microcirculation Changes after COVID-19 Using Wearable Laser Doppler Flowmetry / E.V. Zharkikh, Yu.I. Loktionova, A.A. Fedorovich et al. // Diagnostics, 2023, 13(5).

ПОЛЕФОРМИРУЮЩИЕ УСТРОЙСТВА СИСТЕМ СОЗДАНИЯ ИСКУССТВЕННОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ, ИМИТИРУЮЩЕГО ЕСТЕСТВЕННОЕ ПОЛЕ ЗЕМЛИ

В.А. Борисов

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

Рассмотрен технический уровень систем, формирующих искусственное магнитное поле, способное компенсировать возмущения геомагнитного поля - магнитные бури, а также создавать поле, имитирующее естественное магнитное поле Земли в произвольной точке земной поверхности. Сформулированы требования к полеформирующей системе для медицинского применения.

Ключевые слова: искусственное магнитное поле, система колец Гельмгольца, размеры рабочей области, управляющие токи, параметры катушек.

FIELD-FORMING DEVICES FOR SYSTEMS FOR CREATING AN ARTIFICIAL MAGNETIC FIELD THAT IMITATES THE EARTH'S NATURAL FIELD

V.A. Borisov

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Ryazan
State Radiotechnical University named after V.F. Utkin", Ryazan

The technical level of systems that form an artificial magnetic field capable of compensating for geomagnetic field disturbances - magnetic storms, and also creating a field that imitates the natural magnetic field of the Earth at an arbitrary point on the earth's surface is considered. Requirements for a field-forming system for medical use are formulated.

Key words: artificial magnetic field, Helmholtz coil system, dimensions of the working area, control currents, coil parameters.

Магнитное поле существенно влияет на человеческий организм. Человек постоянно «погружен» в естественное магнитное поле Земли. Применение магнитных полей (МП) в терапевтических и реабилитационных целях достаточно распространено [1]. Для подобного применения используются системы, формирующие искусственное МП в рабочем объеме по заранее определенной программе или по показаниям внешнего датчика МП.

Относительно размеров человеческого тела естественное МП Земли однородно, поэтому устройство формирования поля, имитирующего поле Земли, должно также создавать однородное МП в рабочем объеме. Основой большинства таких устройств служит система катушек Гельмгольца. Система содержит три пары катушек с ортогональными осями. В процессе разработки

системы возникает вопрос как о массогабаритных параметрах устройства, так и о его электрических параметрах, которые влияют на выбор схемотехнических решений электронного блока управления.

Данная работа ставит целью выполнить анализ параметров систем колец Гельмгольца, доступных на рынке, а также созданных и используемых в российских и зарубежных университетах.

Системы колец Гельмгольца доступные на рынке, находятся в ценовом диапазоне 30 ... 200 тыс. долларов США [2]. К числу основных относятся:

- Macintyre Electronic Design Associates Inc (MEDA) рекламирует устройства в виде клеток Гельмгольца со сторонами 1 ... 4 метра. На сайте компании [3] размещена фотография клетки (рис. 1 (a));

- Astro- und Feinwerktechnik Adlershof GmbH предлагает систему колец традиционной формы (кольцевые катушки) диаметром 2м (рис. 1 (d)). Параметры системы описаны в [4];

- Bartington Holdings Limited [5] в рекламной брошюре описывает параметры двухметровой кубической системы колец Гельмгольца; внешний вид системы представлен на рисунке 1 (b);

- ООО “СПУТНИК” [6] продает стенды полунатурного моделирования, в качестве полеформирующего устройства использующие кубические системы колец (рис. 1 (c)). Декларированы размеры 2 м.



a



b



c



d

Рис. 1 – Полеформирующие системы имитаторов.:

a — MEDA, b — Burtington, c — Спутник, d — Astro- und Feinwerktechnik Adlershof

Параметры устройств формирования магнитного поля коммерчески доступных устройств приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Параметры доступных на рынке полеформирующих систем

Компания	Форма	Размер полный/ полезный	Индукция поля	Цена
Macintyre Electronic Design Associates Inc	Куб	2000x2000x2000мм/ 400x400x400мм	1 нТл до 100 мкТл.	90 000\$
Astro- und Feinwerktechnik Adlershof GmbH	Сфера	3500мм	-200 мкТл ... +200 мкТл	Цена по запросу
Bartington Holdings Limited	Куб	2000x2000x2000мм/ 480x480x480 мм	1 мТл	Цена по запросу
ООО “СПУТНИК”	Куб	2000x2000x2000мм/ 400x400x400мм	-150 мкТл до +150 мкТл	Цена по запросу

Системы колец Гельмгольца, созданные университетами и используемые в научном и образовательном процессах:

- Массачусетский технологический институт использует систему модифицированных катушек Гельмгольца, имеющую по 4 катушки на каждую пространственную координату [7];

- совместная работа Силезского технологического университета (Польша) и билефельдского университета прикладных наук (Германия) описывает биологические эксперименты в искусственном МП [8]. Применяется система восьмиугольных катушек Гельмгольца. Количество сторон контура было получено в результате оптимизационных расчетов;

- Бразильский университет использует имитатор МП Земли, обладающий широко распространенной кубической полеформирующей системой [9]. Ориентировочные размеры стороны куба - 2,5 м;

- созданная в Нрвежском университете науки и техники система имитации земного МП подробно описана в [2]. Применена типовая кубическая схема построения;

- магнитная обсерватория в Алибаге (Индия, штат Махараштра) в 2015 году провела реновацию своего стенда для калибровки магнитометров [10]. В результате создана кубическая система формирования магнитного поля со стороной 2,5 м. Характерная черта установки - разрешающая способность 1,5 нТл, требующая дискретности задания тока, равной 20 мкА;

- Сибирский государственный аэрокосмический университет (г. Красноярск) использует имитатор магнитного поля для калибровки датчиков микроспутников [11]. Применена кубическая полеформирующая система небольшого размера (сторона большей катушки - 1,2 м);

- СКБ КП ИКИ РАН (Таруса, Калужская обл.) [12]. Применение системы катушек Гельмгольца вскользь упоминается в статье о проекте микроспутника «Чибис-М». Немного более подробное описание можно обнаружить в [13].

Устройства формирования искусственного магнитного поля, используемые в отечественных и зарубежных университетах и их параметры перечислены в табл. 2.

Обзор публикаций по системам формирования искусственного МП показывает что научные и образовательные организации многих стран используют установки, позволяющие создавать искусственные магнитные поля в диапазоне интенсивностей до 200 мкТл.

Таблица 2 – Параметры полеформирующих систем, используемых в научных и учебных организациях

Организация	Форма	Размер полный/полезный	Индукция поля	Диаметр проводника	Сопротивление катушки
массачусетский технологический институт	Куб	1440x1390x1490	-40 мкТл ... +40 мкТл	2,05 мм	—
силезский технологический университет и билефельдский университет прикладных наук	каждая катушка — восьмуг ольник	2500мм диаметр описанной окружности	-45 мкТл ... +45 мкТл	1,2 мм	—
бразильский университет	Куб	2500x2500x2500м м/400x400x400мм	-65 мкТл ... +65 мкТл	—	6,9 Ом
норвежский университет науки и технологий	Куб	X=1900 Y=1950 Z=2000	-0,75 мТл ... +0,75 мТл	2 мм	141 Ом
магнитная обсерватория в Алибаге, Индия	Куб	2500x2500x2500м м	-60 мкТл ... +60 мкТл	—	62 Ом
СКБ КП ИКИ РАН, г. Таруса	Куб	2000x2000x2000м м	200 мкТл	—	—

Рабочая область составляет только до трети объема, занимаемого системой. Формирование искусственной магнитной среды, экранирующей человека от возмущений геомагнитного поля требует создания не только сложных и объемных конструкций систем катушек Гельмгольца, но и разработки специальных систем управления, учитывающих параметры катушек.

Библиографический список

1. Беркутов А. et al. Системы комплексной электромагнитотерапии. Москва: Лаборатория базовых знаний БИНОМ, 2000.
2. Olsen J.A. Attitude determination and control system testbed for hardware and software testing and verification for small satellites: Master's thesis. NTNU, 2021.
3. Meda Products.
4. ACS Test Bed // Astrofein.
5. BHC2000 // Bartington Instruments.
6. Стенд полунатурного моделирования систем ориентации и стабилизации малых КА.
7. Prinkey M. CubeSat Attitude Control Testbed Design: Merritt 4-Coil per axis Helmholtz Cage and Spherical Air Bearing // AIAA Guidance, Navigation, and Control (GNC) Conference. Boston, MA: American Institute of Aeronautics; Astronautics, 2013.
8. Malczyk M., Blachowicz T., Ehrmann A. Coupled System of Dual-Axis Clinostat and Helmholtz Cage for Simulated Microgravity Experiments // Applied Sciences. 2024. Vol. 14, № 20. P. 9517.
9. De Loiola J.V.L. et al. 3 Axis simulator of the Earth magnetic field // 2018 IEEE Aerospace Conference. Big Sky, MT: IEEE, 2018. P. 1–8.
10. Mahavarkar P. et al. Tri-axial square Helmholtz coil system at the Alibag Magnetic Observatory: Upgraded to a magnetic sensor calibration facility // Geoscientific Instrumentation, Methods and Data Systems. 2018. Vol. 7, № 2. P. 143–149.
11. Бабич С. et al. Разработка имитатора магнитного поля стенда для полунатурного тестирования работы системы ориентации сверхмалых космических аппаратов класса cubesat // Актуальные проблемы авиации и космонавтики. 2015. Vol. 1, № 11. P. 276–278.
12. Зеленый Л.М. et al. Проект МИКРОСПУТНИК «ЧИБИС-М». Опыт создания и реализации // Исследования солнечно-земных связей на микро-, нано- и пикоспутниках : Материалы научной сессии секции солнечно-земных связей совета по космосу российской академии наук. ИКИ, 2015. P. 91–118.
13. Иванов Д.С. et al. Лабораторные испытания алгоритмов управления ориентацией микроспутника «Чибис-М» // Препринты Института прикладной математики им. МВ Келдыша РАН. 2011. № 0. P. 40–29.

**ВЛИЯНИЕ ДЫХАТЕЛЬНОЙ И ОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ПРОБЫ
НА ИЗМЕНЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ
ПРИ ИЗМЕРЕНИИ МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ ДОППЛЕРОВСКОЙ
ФЛОУМЕТРИИ В РАЗНЫХ АНАТОМИЧЕСКИХ УЧАСТКАХ КОЖИ**

В.С. Янушин, А.Д. Легостаев, А.Е. Новосёлов, Е.В. Русина,
А.А. Спиридонова, В.Е. Паршакова, Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких
ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева»,
г. Орёл

В статье рассмотрены методологические аспекты применения дыхательной и ортостатической проб при диагностике состояния системы микроциркуляции крови методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ). Проведены экспериментальные исследования по оценке изменения параметров ЛДФ в ответ на применение функциональных проб при измерениях в разных анатомических участках кожи.

Ключевые слова: оптическая неинвазивная диагностика, система микроциркуляции крови, лазерная доплеровская флоуметрия, функциональные пробы.

**THE INFLUENCE OF BREATH-HOLDING AND ORTHOSTATIC TESTS
ON CHANGES IN THE PARAMETERS OF BLOOD
MICROCIRCULATION MEASURED BY LASER DOPPLER
FLOWMETRY IN DIFFERENT ANATOMICAL SKIN AREAS**

V.S. Yanushin, A.D. Legostaev, A.E. Novosyolov, E.V. Rusina, A.A. Spiridonova,
V.E. Parshakova, Yu.I. Loktionova, E.V. Zharkikh
Orel state university named after I.S. Turgenev, Orel

The article discusses the methodological aspects of using breath-holding and orthostatic tests in diagnosing the state of the blood microcirculation system by laser Doppler flowmetry (LDF). Experimental studies have been carried out to assess the changes in LDF parameters in response to the application of functional tests during measurements in different anatomical areas of the skin.

Key words: optical noninvasive diagnostics, blood microcirculation, laser Doppler flowmetry, functional tests.

Оценка состояния системы микроциркуляции крови неинвазивным способом возможна с помощью оптических методов диагностики. Одним из наиболее популярных оптических неинвазивных методов исследования состояния микроциркуляции является метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ), позволяющий в режиме реального времени получать информацию об уровне перфузии тканей кровью в исследуемой области, а также посредством математической обработки данных оценивать состояние механизмов регуляции кровотока [1].

Стоит отметить, что система микроциркуляции крови характеризуется значительной вариабельностью параметров, на которую влияет большое количество факторов: от температуры помещения и исследуемой области до времени суток, психоэмоционального состояния испытуемого, приёмов пищи, и др. [2]. По этой причине при разработке протоколов исследования состояния микроциркуляции крови методом ЛДФ зачастую применяют функциональные нагрузочные пробы, позволяющие оценить реакцию микроциркуляторного русла на различные физиологические и фармакологические воздействия [4, 5]. Наиболее простыми в исполнении и не требующими использования дополнительного оборудования являются дыхательная и ортостатическая пробы. Однако, параметры осуществления функциональных проб отличаются у разных коллективов авторов, кроме того, не для всех областей исследования, применяемых при диагностике методом ЛДФ, существуют сведения об изменении параметров при их осуществлении. В связи с этим, целью данной работы явилось оценить изменение параметров микроциркуляции крови, измеренных методом лазерной доплеровской флоуметрии в разных анатомических участках кожи при применении дыхательной и ортостатической функциональных проб.

В исследовании приняло участие 10 условно здоровых добровольцев в возрасте 21 ± 3 года. Оценивались параметры микроциркуляции крови в следующих точках: на коже лба в зоне бассейнов надглазничных артерий, в коже дорсальной стороны запястий на срединной линии в точке, расположенной на 2 см выше шиловидного отростка, в коже ладонной поверхности дистальных фаланг 3-их пальцев рук, регистрация сигналов осуществлялась симметрично с левой и правой сторон.

Исследование включало в себя 3 этапа: регистрация параметров в спокойном физиологичном состоянии без какой-либо функциональной нагрузки в течение 8 мин (базовый тест, БТ), осуществление дыхательной пробы (ДП) с задержкой дыхания на 15 с и последующей регистрацией сигнала в течение 45 с, и осуществление ортостатической пробы (ОП) в течение 1 мин. Во время базового теста каждому добровольцу предлагали занять следующее положение: спина опиралась на спинку стула, локти лежали на столе, положение головы было вертикально, взгляд направлялся вперед, мышцы расслаблялись, колени сгибались под прямым углом, ноги стояли на полу. ОП предполагала изменение положения тела из позиции «сидя» в позицию «стоя», при этом при осуществлении ОП испытуемый опускал руки вдоль тела. В связи с неудобством крепления при измерениях в области пальцев рук осуществлялась регистрация только базового теста и дыхательной пробы.

При проведении исследований оценивались следующие параметры системы микроциркуляции крови: уровень показателя микроциркуляции крови при осуществлении базового теста ($ПМ$, пф.ед.), минимальный уровень $ПМ$ при осуществлении дыхательной пробы ($ПМ_{мин}$, пф.ед.), индекс дыхательной пробы ($ИДП$, %), значение $ПМ$ при осуществлении

ортостатической пробы ($ПМ_{оп}$, пф.ед.).

На рис. 1 в качестве примера представлены средние значения ПМ во время выполнения волонтерами базового теста и его минимальные значения во время дыхательной пробы для левой части тела. Изменения параметров в правой части тела имели такой же характер, как и для левой.

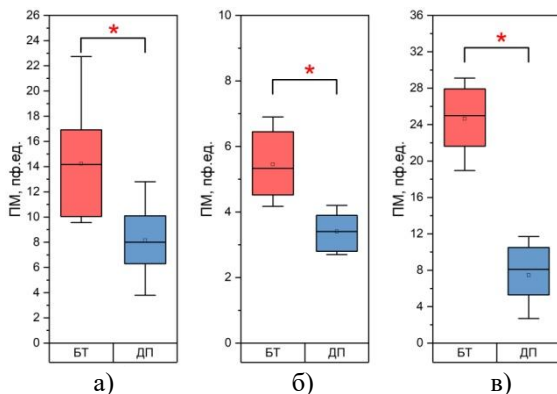


Рис. 1 – Показатель микроциркуляции крови во время базового теста (красный цвет) и при выполнении дыхательной пробы (синий цвет)

а – лоб; б – запястье; в – палец руки

** - статистически значимые различия подтверждены парным тестом Уилкоксона, $p < 0,05$*

Результаты исследования продемонстрировали статистически значимое уменьшение ПМ при проведении дыхательной пробы во всех областях измерения, по сравнению с базовым кровотоком, данное уменьшение показателя микроциркуляции связано с вазомоторным рефлексом, который запускается быстрым и глубоким вдохом, вызывая констрикцию артериол и кратковременное уменьшение кожного кровотока [3]. В табл. 1 приведены значения ИДП для кожи запястий, пальцев рук и кожи лба в области бассейнов надглазничных артерий. Данные представлены как среднеарифметическое значение $\pm$ среднеквадратическое отклонение.

Таблица 1 – Индекс дыхательной пробы

Область исследования	Лоб	Запястье	Пальцы рук
ИДП, %	$42,3 \pm 12,6$	$36,8 \pm 10$	$64,7 \pm 19,4$

Индекс дыхательной пробы во всех областях интереса находится в пределах референсных значений для данной возрастной группы [3], что говорит о хорошем функциональном состоянии микроциркуляторного русла волонтеров и корректной работе вазомоторного рефлекса.

На рис. 2 приведено сравнение параметра микроциркуляции крови во время выполнения ортостатической пробы и ПМ базового теста для левой стороны тела.

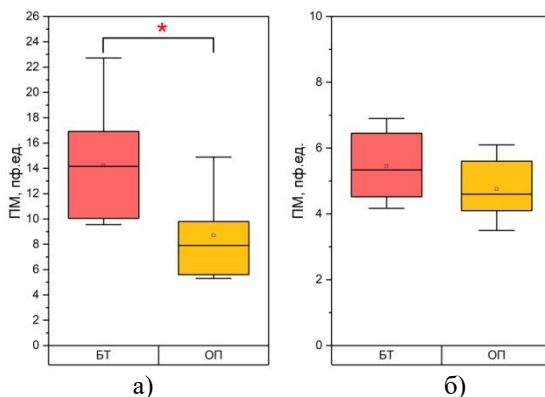


Рис. 2 – Показатель микроциркуляции крови во время базового теста (красный цвет) и при выполнении ортостатической пробы (жёлтый цвет)
а – лоб; б – запястье

* - статистически значимые различия подтверждены парным тестом Уилкоксона, $p < 0,05$

При применении ортостатической пробы зафиксировано статистически значимое уменьшение микроциркуляции крови в области кожи лба. В области измерения запястья наблюдается тенденция на снижение ПМ, не достигающая статистически значимого уровня. Такая динамика показателя микроциркуляции может быть связана с работой вазоконстрикторного механизма.

Таким образом, в настоящей работе исследовано изменение параметров микроциркуляции крови в разных анатомических участках кожи человека при применении двух функциональных тестов – дыхательного и ортостатического. Получены референсные значения параметров микроциркуляции для разных областей и условий исследования. Данное исследование показывает значимость таких функциональных тестов как дыхательная и ортостатическая пробы. Применение данных функциональных тестов позволяет выявлять адаптационные резервы микроциркуляторно-тканевых систем, а также общее функциональное состояние микроциркуляторного русла для выявления признаков различных заболеваний на ранних стадиях развития.

Работа выполнена при поддержке гранта РНФ (проект №23-25-00522).

Библиографический список

1. Дунаев А. В. Мультимодальная оптическая диагностика микроциркуляторно-тканевых систем организма человека: монография / А. В. Дунаев. — Старый Оскол: ТНТ, 2022. — 440 с.: ил.
2. В.Е. Паршакова, Е.В. Жарких, Ю.И. Локтионова, А.В. Коськин, А.В. Дунаев, Исследование физиологического разброса параметров микроциркуляторно-тканевых систем организма человека с помощью мультимодальных портативных анализаторов, *Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии*, 2(364), 165-176 (2024).
3. Крупаткин, А.И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторнотканевых систем: Колебания, информация, нелинейность. Руководство для врачей. Изд. 2-е. / А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров – М.: ЛЕНАНД, 2016. – 496 с.
4. Жарких, Е.В. Возможности исследования изменений амплитуд колебаний кожного кровотока с помощью адаптивного вейвлет-анализа при проведении окклюзионных проб [Текст] / Е.В. Жарких, А.И. Жеребцова, И.Н. Маковик, В.В. Дрёмин, Е.А. Жеребцов, Е.В. Потапова, А.В. Дунаев // *Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии*. – 2015. – Т. 314, №6. – С. 114-121.
5. Дунаев, А.В. Анализ физиологического разброса параметров микроциркуляторно-тканевых систем [Текст] / А.В. Дунаев, И.Н. Новикова, А.И. Жеребцова, А.И. Крупаткин, С.Г. Соколовский, Э.У. Рафаилов // *Биотехносфера*. – 2013. – Т. 29, № 5. – С. 44-53.

УДК 615.47:004.93

СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ДРОЖАТЕЛЬНОГО ГИПЕРКИНЕЗА

А.А. Карпухина, О.В. Мельник

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

Рассмотрена совокупная оценка параметров дрожательного гиперкинеза по методам поверхностной электромиографии и количественной оценки выраженности тремора.

Ключевые слова: *дрожательный гиперкинез, тремор, поверхностная электромиография, спираль.*

SYSTEM FOR STUDYING THE CHARACTERISTICS OF THRIVING HYPERKINESIS

A.A. Karpukhina, O.V. Melnik

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

The article considers the combined assessment of the parameters of tremor hyperkinesis using the methods of surface electromyography and quantitative assessment of tremor severity.

Key words: *tremor hyperkinesis, tremor, surface electromyography, spiral.*

Тремор (дрожательный гиперкинез, дрожание) представляет собой произвольные, ритмичные, колебательные, возвратно-поступательные движения (механические осцилляции) разных частей тела, обусловленные поочерёдными или одновременными сокращениями мышц агонистов и антагонистов [1]. Дифференциальная диагностика болезни Паркинсона (БП) и эссенциального тремора (ЭТ) на ранних стадиях является актуальной проблемой современной медицины. Существующие методы клинической диагностики не всегда позволяют однозначно поставить диагноз, то есть, различить БП и ЭТ. Бывает такое, что форма тремора выражена неявно, иногда при обследовании тремор может визуально изменяться [2].

У пациентов с дрожательным гиперкинезом ухудшается точность, координация и быстрота движений. Такие проблемы могут приводить к профессиональной непригодности в областях, требующих использования мелкой моторики.

Разрабатываемая система с помощью специализированных технических средств позволит провести разностороннюю диагностику видов тремора, сделать вывод о механизмах генерации при различных формах неврологической патологии, поставить более точный диагноз и предложить адекватное лечение. Данный аппаратно-программный комплекс обеспечивает получение, обработку и передачу информации о характеристиках тремора на основе совместной регистрации электромиографического (ЭМГ) сигнала и механических движений руки во время рисования графического объекта.

Устройство для электромиографической регистрации дрожательных гиперкинезов

Разрабатываемая система включает устройство, работающее по методу поверхностной ЭМГ. Неинвазивные способы считывания электромиографических сигналов являются более безопасными для здоровья человека [3].

По стандарту сигнал при поверхностной ЭМГ записывается в нескольких позициях: в покое, в положении вытянутых вперёд рук. Для регистрации дрожательных гиперкинезов электроды накладываются на любую доступную мышцу. Например, для изучения дрожания рук это сгибатели и разгибатели предплечья.

Запись может проводиться поочерёдно с двух сторон в случае тремора рук, либо с разных конечностей одновременно. Место наложения поверхностных электродов – *m. extensor carpi ulnaris* и *m. flexor carpi radialis* на расстоянии 2–4 см друг от друга [4]. В основном исследуется рука с визуально наибольшей амплитудой тремора.

Другое место наложение поверхностных электродов: на область локтевого сгибателя и разгибателя запястья на расстоянии примерно 8–9 см дистальнее надмыщелка локтевого сустава прикрепляются поверхностные электроды для снятия электромиограммы. [5].

На рис. 1 изображена функциональная схема данного устройства.

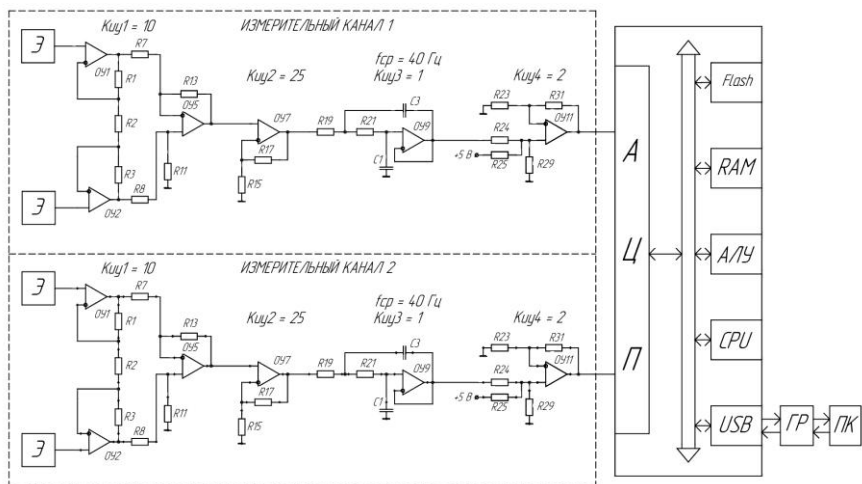


Рис. 1 – Функциональная схема устройства для электромиографической регистрации дрожательных гиперкинезов

Электроды накладываются на мышцы-антагонисты. При поверхностной ЭМГ сигнал с электродов можно снимать с двух разных мест, поэтому каждый сигнал проходит свой измерительный канал. Сигнал (до 10 мВ) с электродов проходит усиление в 2 этапа: в начале усиливается с помощью инструментального усилителя, затем с помощью неинвертирующего усилителя. После усиления фильтр нижних частот убирает высокочастотную составляющую, так как сигнал лежит в области до 40 Гц. В качестве нормирующего усилителя используется неинвертирующий сумматор и сигнал приводится в положительный диапазон напряжений. С помощью встроенного в микроконтроллер АЦП сигнал преобразуется в цифровой. Далее происходит обработка и данные передаются на персональный компьютер (ПК) через интерфейс USB. Для безопасности пациента предусмотрена гальваническая развязка (ГР). В специализированной программе, устанавливаемой на ПК, полученный сигнал преобразуется, обрабатывается и представляется в виде демодулированной ЭМГ, также выводится спектрограмма и высчитываются частотно-амплитудные параметры тремора.

Программная оценка тремора на основе анализа графических изображений

ПО системы в среде LabVIEW позволяет анализировать изображение, нарисованное пациентом. Для оценки характеристик тремора используют рисунок спирали Архимеда, который рассматривается в полярной системе координат. Человек с помощью устройства ввода, подключённого через USB

к ПК, рисует спираль по заданной траектории. Положение спиральной траектории $P(r, \theta, t)$ выражается в двумерной плоскости, а начальная точка спирального графика задаётся как начало координат $O(0, 0, 0)$, где r - радиус и θ - угол. Оценка тяжести тремора основывается на данных параметрах: среднее значение радиальной разницы в секунду (dr/dt), среднее значение радиальной разницы на радиан ($dr/d\theta$) [6].

При запуске программы в динамическом режиме происходит получение данных изображения. Измеряется время, запись которого происходит в массив времени и одновременно с этим считывается значение курсора, поэтапно строится изображение, заполняется массив данных. Далее происходит нахождение разностей X и Y и расчёт радиусов. После заполнения массива радиусов рассчитывается среднее значение dr/dt (время берётся из массива времени). Из массива радиусов выделяются массивы разностей X и Y для каждой четверти, рассчитываются углы. После заполнения массива углов происходит расчёт среднего значения $dr/d\theta$. С остановкой работы программы выводятся результаты.

Новый подход к исследованию, заключающийся в компьютеризированной количественной оценке тремора по нарисованным спиральям выводит неврологические исследования на новый уровень. На данный момент при диагностике широко используется только визуальная оценка графических изображений, которая является достаточно субъективной и позволяет оценить только амплитудные характеристики тремора. Разрабатываемая система помимо амплитудных даёт возможность анализировать и временные характеристики процесса. Это расширяет диагностические возможности графического метода оценки тремора.

Таким образом, разрабатываемая система позволит проводить регистрацию и комплексную оценку дрожательных гиперкинезов с использованием методов поверхностной электромиографии и автоматизированного анализа амплитудно-временных характеристик траектории движения руки при рисовании графических изображений.

Библиографический список

1. Плеханов В. Е., Карабанов А. В., Иллариошкин С. Н., Максимов В. Н., Курис Э. Д., Хорев Т. С. Применение микромеханической системы ориентации для исследования различных форм тремора, Известия Кабардино-Балкарского научного центра РАН – 2012, №3 – с. 58–64.
2. Сушкова О. С., Морозов А. А., Кершнер И. А., Петрова Н. Г., Габова А. В., Чигалейчик Л. А., Карабанов А. В. Исследование распределений разности фаз огибающих сигналов электромиограмм мышц-антагонистов у пациентов с болезнью Паркинсона и эссенциальным тремором. РЭНСИТ – 2020, 12(3) – с. 415-428. DOI: 10.17725/rensit.2020.12.415.
3. Безъязычный В. Ф., Елисеичев Е. А., Воробьев П. С., Михайлов В. В., Тяптин А. А. Обзор способов считывания ЭМГ-сигналов в области предплечья для управления бионическими протезами верхних конечностей //

Биомедицинская радиоэлектроника, том 26, номер 1 – 2023 – с. 35-44.

4. Говорова Т. Г., Попова Т. Е., Таппахов А. А. Тремография в клинической практике, Нервно-мышечные болезни – 2019; 9(4) – с. 61–72.

5. Иванова Е. О., Федин П. А., Брутян А. Г., Иванова-Смоленская И. А., Иллариошкин С. Н. Клинико-электрофизиологический анализ дрожательного гиперкинеза при эссенциальном треморе и болезни Паркинсона. Клинические исследования и наблюдения. – Москва – 2013 – с. 21-26.

6. Lin, PC., Chen, KH., Yang, BS. et al. A digital assessment system for evaluating kinetic tremor in essential tremor and Parkinson's disease BMC Neurol 18, 25 (2018).

УДК 621

ОСОБЕННОСТИ ТЕХНОЛОГИЙ И СРЕДСТВ ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ФУТБОЛИСТОВ

Р.А. Карачевцев

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

Рассмотрены передовые эффективные технологии, средства и оборудование, используемые для оценки функционального состояния физической формы футболистов.

Ключевые слова: система, оборудование, программа, технологии, футболист, спортсмен.

FEATURES OF TECHNOLOGIES AND DIAGNOSTIC TOOLS FOR THE FUNCTIONAL STATE OF FOOTBALL PLAYERS

R.A. Karachevtsev

Southwest State University, Kursk

Advanced effective technologies, tools and equipment used to assess the functional state of physical fitness of football players are considered.

Key words: system, equipment, program, technologies, football player, athlete.

На данный момент в области спортивных технологий имеется большое количество способов, с помощью которых оценивается как текущее функциональное состояние физической формы футболистов, так и его динамика. Рассматриваемые нами комплексы основаны на высокоточных IT-системах, без которых уже нельзя представить себе современный профессиональный спорт.

Основные направления тестирования уровня подготовки футболистов включают оценку скоростно-силовых характеристик, выносливости, времени реакции, биомеханики движений, энергозатрат с последующим расчетом метаболической мощности. Рассматриваемые передовые комплексы

позволяют быстро и точно оценить функциональное состояние спортсменов, построить детализированную биомеханическую модель и проанализировать эффективность не только футболиста, но и тренера [1].

Для достижения высоких результатов в подготовке квалифицированных спортсменов важен чуткий контроль на всех этапах подготовок, включая качество работы тренеров. Рассмотрим высокотехнологичные комплексы, такие как OptoJump Next (Microgate), Witty (Microgate), Templo (Contemplas) и GPEXE.



Рис. 1 – Оборудование системы OptoJump Next

Система OptoJump Next (рис 1) дает возможность глубокой оценки основных функциональных показателей футболиста в прыжковой работе. Она фиксирует время контакта с поверхностью, время в безопорном положении, высоту прыжка, частоту многократных прыжков и мощность в соотношении к весу. Также система позволяет оценивать точку смещения при отталкивании и приземлении, а также рассчитывать энергозатраты на выполнение упражнений. Кроме того, OptoJump Next анализирует параметры ходьбы и бега: длину шага, отклонение от вектора движения, положение стопы и баланс между левой и правой сторонами. Модуль отчетов системы позволяет мгновенно получать доступ к необходимым данным с возможностью выгрузки в форматы Excel, PDF или HTML для дальнейшего анализа.



Рис. 2 – Система хронометража и интеллектуальных семафоров Witty

Хронометражный комплекс Witty (рис. 2) значительно улучшает качество тренировок футболистов. Он позволяет оценивать временные интервалы на отрезках (Lap) и сохранять их для последующей обработки. Witty комплектуется специальными браслетами для удобной аутентификации пользователей.

WittySEM – это инновационная система подготовки спортсменов, состоящая из фотоэлемента с светодиодной матрицей, способной отображать различные символы и цвета. Она идеально подходит для оптимизации тренировочного процесса и оценки специальной физической подготовки, а также для определения скорости реакции атлетов и задания направления движения.

Пример использования WittySEM включает воспроизводимые изображения, которые создают дополнительную мотивацию внутри команды. На табло отображаются результаты каждого атлета, что способствует здоровой конкуренции: каждый видит успехи коллег и стремится к лучшему результату.

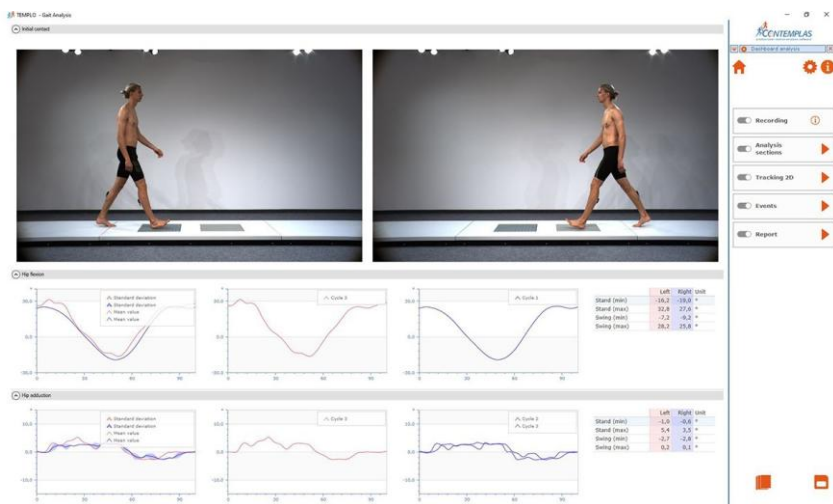


Рис. 3 – Программно-аппаратный комплекс Templo компании CONTEMPLAS

Программно-аппаратный комплекс Templo компании CONTEMPLAS (рис. 3) представляет собой передовое решение для оценки биомеханики движений. Эта технология позволяет не только построить трехмерную модель отдельной части тела или всего тела целиком, но и визуально проанализировать технику выполнения различных действий. В графическом редакторе можно сравнить эталонную видеозапись с обычной, что дает возможность наглядно оценить различия в технике.



Рис. 4 – Система GPEXE

Система GPEXE, в свою очередь, отслеживает перемещение футболиста с фиксацией частоты сердечных сокращений (ЧСС) на протяжении всей тренировки или игры с помощью датчика, подключаемого к специальному программному обеспечению (Рис. 4). Она проводит интегральный анализ метаболической мощности, что является ключевым для понимания физического состояния игрока. Преимущество этой системы заключается в высокой мощности сигнала передатчика, обеспечивающего точное позиционирование футболиста. Она синхронизируется со специальными пульсометрами и предлагает адаптированный модуль отчетов для мобильных платформ, представляя собой удобное веб-приложение с возможностью настройки прав доступа для тренеров и команды. Данная система позволяет не только оценить эффективность каждого игрока в отдельности, но и выдать квалифицированную оценку его действий на поле. Функциональные показатели, такие как время контакта, время полета, высота прыжка и частота многократных прыжков, а также точность приземления и площадь опоры при отталкивании, позволяют глубже понять физическую подготовленность игрока. При анализе бега и ходьбы учитываются длина шагов и баланс нагрузки между левой и правой стопой. Итоговый протокол отображает минимальные и максимальные значения, стандартное отклонение и средние показатели, а также выявляет возможные асимметрии [2].

Создание эталонной модели движения позволяет применять её к действиям спортсменов, а перенос движений в трехмерную математическую модель открывает новые возможности для глубокого анализа. Системы трекинга и расчета интегральных показателей метаболической мощности обеспечивают понимание того, насколько игрок выкладывается в тренировочном и игровом процессах [3].

Таким образом, использование рассмотренных систем в комплексе полностью удовлетворяет потребности в скрининг-тестировании спортсменов на всех этапах тренировочного процесса, способствуя более эффективной подготовке и повышению результатов команды.

Библиографический список

1. Павлов, С. Е. Современные технологии подготовки спортсменов высокой квалификации / С. Е. Павлов, А. С. Павлов, Т. Н. Павлова. // – 2-е изд., дораб. и доп. – М.: изд. «ОнтоПринт», 2020. – 300 с.

2. Конестяпин, В. Г. Оптимизация физической и технической подготовки в скоростносиловых видах лёгкой атлетики: монография / В. Г. Конестяпин, Я. С. Свищ, А. В. Дунец-Лесько, Д. М. Воронин [и др.] //; под ред. В. Конестяпина и Я. Свища. – Львов: ЛДУФК, 2016. – 220 с. – ISBN 978–617–7336–02–9.
3. Леонов, С.В. Особенности использования виртуальной реальности в спортивной практике / С. В. Леонов, И.С. Поликанова, Н.И. Булаева, В.А. Клименко // – 2020. – № 1(37). – С. 18-30. doi: 10/11621/nprj.2020/0102.

УДК 615.47:004.934

ОЦЕНКА ПРОГРЕССА РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ИНСУЛЬТОМ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА РЕЧИ

М.В. Уханова, О.В. Мельник

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

Рассмотрены вопросы применения анализа речи для оценки прогресса реабилитации пациентов с инсультом, основываясь на данных, полученных в ходе речевой терапии и последующего мониторинга речи.

Ключевые слова: оценка прогресса реабилитации, инсульт, анализ речи.

ASSESSMENT OF REHABILITATION PROGRESS IN STROKE PATIENTS BASED ON SPEECH ANALYSIS

M.V. Uhanova, O.V. Melnik

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

The article considers the issues of using speech analysis to assess the progress of rehabilitation of patients with stroke, based on data obtained during speech therapy and subsequent speech monitoring.

Key words: assessment of rehabilitation progress, stroke, speech analysis.

Инсульт – это острое нарушение мозгового кровообращения, проявляющееся внезапным возникновением неврологических симптомов.

Существует две основные формы инсульта:

1. Ишемический инсульт (инфаркт мозга) - возникает из-за острого нарушения кровоснабжения и вызывает ишемический некроз в мозге.
2. Геморрагический инсульт - вызывается разрывом сосуда и кровоизлиянием в мозговую ткань или субарахноидальным кровоизлиянием вследствие разрыва артериальной аневризмы.

В Российской Федерации инсульт ежегодно регистрируется у более чем 500 тыс. человек. В Санкт-Петербурге появляется около 25 тыс. новых случаев инсульта в год, что составляет 50-80 случаев ежедневно, в то время как в Москве — 100-120 случаев. Заболеваемость инсультом в стране

составляет $3,48 \pm 0,21$ на 1000 населения, причем среди лиц старше 50-55 лет частота инсультов увеличивается на 1,8-2 раза каждые десять лет.

Медицинские и социально-экономические последствия инсульта значительны: летальный исход в острый период наступает в 34,6% случаев, а в течение первого года после инсульта — в 13,4%. Тяжелая инвалидность наблюдается у 20% пациентов, 56% ограничены в трудоспособности, и лишь 8% возвращаются к прежней трудовой деятельности. Инвалидизация из-за инсульта составляет 56-81% и занимает первое место среди причин первичной инвалидности (3,2 на 10 тыс. населения).

За последние 10 лет смертность от инсульта среди трудоспособного населения в России увеличилась более чем на 30%. Ежегодно в стране фиксируется 175 смертей от инсульта на 100 тыс. населения [1].

Инсульт может приводить к различным речевым расстройствам, включая афазию, дизартрию и апраксию речи. Афазия – это расстройство, связанное с нарушением мышления, при котором человек либо не понимает услышанные слова, либо испытывает трудности с воспроизведением названий или смыслов слов. Это состояние часто обусловлено повреждением языковых центров, расположенных в левом полушарии мозга.

Дизартрия, с другой стороны, представляет собой нарушение правильного произношения звуков. В этом случае у пациента отсутствуют дефекты в понимании речи окружающих, а также в чтении и письме. Дизартрия может быть связана с нарушением моторной функции речевого аппарата, что приводит к нечеткости и затруднениям в артикуляции.

Важно отметить, что восстановление речи не всегда происходит одновременно с восстановлением двигательных функций. Процесс нормализации речи может длиться от одного до трех лет, что подтверждает необходимость комплексной реабилитации после инсульта [2].

Ранняя диагностика и оценка речевых нарушений играют ключевую роль в прогнозировании восстановительного потенциала после инсульта. Исследования показывают, что присутствие речевых расстройств и зрительно-пространственной невнимательности в острый период инсульта являются важными прогностическими факторами для долгосрочных функциональных результатов. Одно из исследований обнаружило, что такие ранние нарушения связаны с более медленным восстановлением на протяжении семи лет после инсульта [3].

Женщины чаще сообщают о слабости и изменениях психического состояния, в то время как мужчины — о нарушениях координации и речи. Женщины также более подвержены спутанности сознания и усталости. Недостаточное участие женщин в исследованиях инсульта может приводить к неправильным диагнозам и задержке лечения. Как правило, у женщин наблюдается более высокая инвалидизация и худшие долгосрочные результаты, что подчеркивает необходимость индивидуального подхода к диагностике после инсульта [4].

Мужчины и женщины могут по-разному реагировать на инсульт в силу различий в гормональном фоне и иммунных ответах, что непосредственно влияет на патофизиологию заболевания. Активация поли (АДФ-рибоза) полимеразы оказывается критически важной в процессе тканевого повреждения при инсульте, и различия в уровне активности этого фермента между полами могут объяснять вариативность неврологических исходов. Понимание этих половых различий имеет большое значение для разработки персонализированных стратегий лечения и реабилитации, что, в свою очередь, может привести к более эффективным методам терапии [5].

Анализ речи позволяет выявлять изменения в языковых способностях, определяя степень восстановления и адаптации пациентов к новым условиям. Методология исследования включает использование автоматизированных технологий для анализа речевых шаблонов, что обеспечивает высокую точность и надежность получаемых данных.

Сравнительный анализ речевых параметров на разных этапах реабилитации позволяет не только отслеживать прогресс, но и адаптировать терапевтические вмешательства в зависимости от индивидуальных потребностей каждого пациента.

Таким образом, использование анализа речи как инструмента оценки реабилитационного прогресса открывает новые возможности для более эффективного восстановления функций у пациентов после инсульта и в дальнейшем улучшает их качество жизни [6].

Библиографический список

1. Кандыба Д. В. Инсульт // Российский семейный врач. 2016. №3. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/insult>
2. Курушина О. В., Барулин А. Е., Куракова Е. А., Ансаров Х. Ш. Нарушения речи и их коррекция у пациентов после инсульта // МС. 2017. №5.
3. Joel, Gerafi., Hans, Samuelsson., Jo, I., Viken., Charlotte, Blomgren., Lisbeth, Claesson., Sakari, Kallio., Christina, Jern., Christian, Blomstrand., Katarina, Jood. (2017). Neglect and aphasia in the acute phase as predictors of functional outcome 7 years after ischemic stroke.. European Journal of Neurology
4. Hannah, M, Higgins., Lucia, Chen., Brandy, C, Ravare., Kerri, A, Jeppson., Heather, Bina., Paco, S., Herson., Andrew, A., Monte., Sharon, N, Poisson., Layne, Dylla. (2023). Sex differences in acute ischemic stroke presentation are a matter of infarct location.. American Journal of Emergency Medicine.
5. Юань М., Сигел К., Зенг З., Ли Дж., Лю Ф., МакКаллоу Л.Д. Половые различия в реакции на активацию поли (АДФ-рибозо) полимеразы после экспериментального инсульта. Exp Neurol. 2009 Май; 217
6. Балашова Ирина Николаевна, Ванчакова Нина Павловна Шкала оценки дизартрии как инструмент клинической работы логопеда // Ученые записки университета Лесгафта. 2016. №1 (131).

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СТАБИЛОГРАФИЧЕСКОЙ ПЛАТФОРМЫ С БОС ДЛЯ ОЦЕНКИ УЧЕБНОЙ НАГРУЗКИ НА СТУДЕНТОВ

Д.А. Дрофа, В.Ю. Вишневецкий

Научный руководитель – В.Ю. Вишневецкий, к.т.н., доцент
Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения Южного
федерального университета (ИНЭП ЮФУ), г. Таганрог

Рассмотрены основные аспекты исследования в стабیلοгραφии, использование стабیلοгραφического комплекса в медицине, получение показателей с комплекса.

Ключевые слова: *стабیلοгραφический комплекс, статистический анализ данных, применение комплекса.*

USING A STABILOGRAPHIC PLATFORM WITH BIOFEEDBACK TO ASSESS THE ACADEMIC WORKLOAD OF STUDENTS

D.A. Drofa, V.Yu. Vishnevetsky

Scientific supervisor – V.Yu. Vishnevetsky, Ph.D., associate professor
Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Southern Federal
University (INEEE SfedU), Taganrog

The main aspects of research in stabilography, the use of a stabilographic complex in medicine, and obtaining indicators from the complex are considered

Key words: *stabilographic complex, statistical data analysis, application of the complex.*

Стабیلοгραφический комплекс - это устройство, предназначенное для изучения и оценки статической и динамической устойчивости человека. С его помощью можно получить данные о координации движений, равновесии и способности поддерживать вертикальное положение тела. Такие исследования могут быть полезны в различных областях, включая спорт, медицину, физиотерапию, реабилитацию и нейропсихологию [1].

Основные компоненты стабیلοгραφического комплекса

1) Платформа для измерений. Включает в себя чувствительные датчики, которые фиксируют перемещения центра масс тела. Платформа позволяет проводить тесты на статическую и динамическую стабильность.

2) Компьютерное программное обеспечение. Обрабатывает данные, полученные от платформы, и предоставляет результаты в удобной для анализа форме. Программное обеспечение может генерировать отчеты, графики и визуализировать результаты тестов.

3) Сенсоры. Дополнительные устройства, которые могут фиксировать движения и положение тела в пространстве, например, акселерометры и гироскопы.

4) Системы визуальной обратной связи. Используются для направления

и корректировки движений пользователя, что помогает в обучении технике стабилизации.

Основные аспекты исследования при помощи стабิโลграфического комплекса

Принцип работы

Стабิโลграфический комплекс состоит из платформы, на которой испытуемый стоит, и датчиков, регистрирующих перемещение центра масс тела. Эти датчики могут фиксировать изменения в положении, углы наклона и перемещение в пространстве. Данные передаются на компьютер, где они анализируются с помощью специального программного обеспечения.

Методы исследования

Статическое равновесие Испытуемый стоит неподвижно, и фиксируются колебания центра масс. Это помогает оценить уровень стабильности, который может быть нарушен в результате травм, заболеваний или недостаточной физической подготовки [2]. Показания и статистика. С помощью стабิโลграфического комплекса можно получить разнообразные показатели, такие как:

- 1) площадь колебаний (степень разброса центра масс);
- 2) индекс скорости;
- 3) оценка движения;
- 4) коэффициент сжатия.

Применение в стабילותрафии

1. В спортивной медицине используется для оценки физического состояния и мониторинга прогресса спортсмена
2. В неврологии и реабилитации применяется диагностика пациента, после инсульта или болезни Паркинсона, стабילותрафический комплекс помогает врачам оценить и выбрать пациенту более эффективную программу реабилитации
3. В травматологии используется как восстановительные процедуры после травм.

Статистический анализ стабילותрафического комплекса

Статистический анализ - это процесс сбора, обработки и интерпретации данных с целью выявления закономерностей, взаимосвязей и тенденций. Этот процесс имеет ключевое значение в научных исследованиях, бизнесе, здравоохранении и многих других областях. Выделяют несколько этапов статистического анализа, которые охватывают различные методы и техники. Рассмотрим подробнее каждый из этих этапов [4].

Этапы статистического анализа

Определение цели исследования. Цель исследования определить усталость студента перед занятием и после. На это исследование влияет нескольких факторов (усталость, сосредоточенность, шум)

Сбор данных. Первичные данные собираются непосредственно исследователем через эксперименты, опросы или наблюдения. Опрос был проведен на кафедре электрогидроакустической и медицинской техники

(ЭГАиМТ) ИНЭП ЮФУ, анкета студента представлена на рис. 1.

№ _____

1 Пол _____

2 Возраст _____

3 Имеются ли заболевания, связанные с опорно-двигательной системой? да / нет

4 Имеются ли заболевания, связанные с вестибулярным аппаратом? да / нет

В начале занятия:

5 Оцените уровень усталости по шкале от 1 до 10, где 1 – не устал, 10 – сильная усталость: _____

6 Оцените уровень нервного напряжения по шкале от 1 до 10, где 1 – низкий уровень, 10 – высокий уровень: _____

В конце занятия:

7 Оцените уровень сосредоточенности в время занятия от 1 до 10, где 1 – не сосредоточен, 10 – сильно сосредоточен.

8 Оцените уровень нервного напряжения по шкале от 1 до 10, где 1 – низкий уровень, 10 – высокий уровень: _____

9 Оцените уровень усталости по шкале от 1 до 10, где 1 – не устал, 10 – сильная усталость: _____

Рис. 1 – «Анкета испытуемого»

Предварительная обработка данных. На этом этапе происходит очистка данных от ошибок и вбросов, а также реструктуризация данных для удобства анализа [5].

В исследование участвовали студенты ИНЭП ЮФУ [6]. Целью исследования было изучение оценки устойчивости студента на момент его пребывания на занятии и оценку движения, так же выявление нарушений равновесия испытуемого [7]. Методика исследования заключалась в том, что каждый испытуемый становился на платформу силы и проходили упражнение мишень, в начале занятия и после, в первый раз студент показывал оценку движения, и движение скорости, дальше были проанализированы все погрешности, проводимые в кабинете информатики и оценили влияние внешних факторов (шум, волнения и т.д.). Проводя исследование, мы разделили испытуемых на 5 групп, каждая группа по 10 человек, где 1 и 2 группа были женского пола, а 3,4,5 мужского пола (табл. 1).

Таблица 1 – Группы испытуемых на стабилографической платформе

№ группы студентов	Среднее значение оценки движения в начале	Процент разброса в Matlab	Среднее значение оценки движения в конце	Процент разброса в Matlab
1Ж	89,6	0,89	41,27	0,41
2Ж	65,84	0,66	53,7	0,53
3М	108,44	1,08	85,46	0,85
4М	95,13	0,95	72,62	0,73
5М	72,92	0,72	60,27	0,6

Проводя исследование, мы определили зеленый диапазон оптимальных значений и выяснили, что у женского пола зеленый диапазон 0,7-0,95, желтый диапазон 0,5-0,69 и красный 0-0,49, а у мужского пола это 0,9-1 зеленый диапазон, желтый диапазон 0,75-0,89, красный диапазон 0-0,74 [7].

Использование приложение Matlab в стабิโลграфическом комплексе.

Для стабิโลграфического комплекса был создан программный код на базе Matlab, который выводил среднюю позицию, стандартное отклонение, процент разброса, в код были внесены значения: индекс скорости, площадь колебаний и оценка движения, по этому коду рассчитали экспериментальные значения и определили, как на студента влияли напряжение и отвлечение от рабочего ритма. На рис. 2 представлен программный код и полученное распределение движения центра давления.

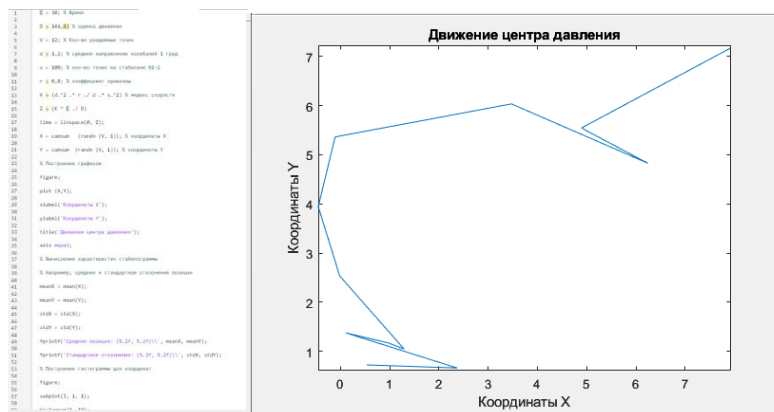


Рис. 2 – «Программный код в Matlab»

Это исследование показало, что на базе созданного в Matlab программного кода можно определить среднюю позицию и стандартное отклонение от стабิโลграфического комплекса и вычислить площадь стабิโลграммы, процент разброса [8].

Закключение

Стабิโลграфический комплекс представляет собой важный инструмент для оценки и улучшения равновесия человека. В результате проведенного исследования был найден баланс между состоянием студента и его оценкой с помощью разработанного программного кода для стабิโลграфической платформы, определено состояние, когда студент устал и ему надо отдохнуть. Благодаря своей многозначности и возможности получения точных данных о состоянии пациента, стабิโลграфический комплекс становится незаменимым в практике в исследование состояния человека, а также в реабилитации.

Библиографический список

1. Khatter A., Bansal D., Mahajan R. Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing // International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering. 2019. - Т.8.
2. AR в спорте [Электронный ресурс] // vizzion.ru - Режим доступа: <https://vizzion.ru/ar-in-sports/>, свободный. - Загл. с экрана
3. Хиллов К.Л. Функция органа равновесия и болезнь передвижения / К.Л. Хиллов. - Л.: Медицина, 1969. - 278 с4.
4. Вестибулярные нарушения у больных отосклерозом: распространенность, возможности диагностики и терапии / С.В. Морозова, В.Е. Добротин, Л.А. Кулакова [и др.] // Вестн. оториноларингологии. - 2009. - №2.
5. ЕХРО23 Разработка стабилотографического комплекса с ... [Электронный ресурс] // pt.2035.university - Режим доступа: <https://pt.2035.university/project/razrabotka-stabilograficeskogo-kompleksa-s-dopolnennoj-realnostu-i-biologiceskoj-obratnoj-svazu>, свободный. - Загл. с экрана
6. ЕХРО24 РАЗРАБОТКА ПО НА СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКСА С ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТЬЮ И БОС pt.2035.university - Режим доступа: <https://pt.2035.university/project/razrabotka-stabilograficeskogo-kompleksa-s-dopolnennoj-realnostu-i-biologiceskoj-obratnoj-svazu>
7. Современное использование стабилотографического комплекса в медицине и реабилитологии Дрофа Д.А., Вишневецкий В.Ю. // В сборнике: Информационные технологии, системный анализ и управление (ИТСАУ-2023). Сборник трудов XXI Всероссийской научной конференции молодых ученых, аспирантов и студентов. Таганрог, 2023. С. 512-515
8. Дрофа Д.А., Вишневецкий В.Ю. Экспериментальное исследование разработки программного обеспечения для стабилотографического комплекса // Исследования и творческие проекты для развития и освоения проблемных и прибрежно-шельфовых зон юга России / Сборник трудов XV Всероссийской Школы-семинара, молодых ученых, аспирантов, студентов и школьников (Геленджик, 15-17 мая 2024 г.) / Составители Ю.Б. Щемелева, С.В. Кирильчик; Южный федеральный университет – Ростов-на-Дону; Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2024. - С.258-262.

УДК 621.317.616

АЛГОРИТМ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ РАССЕЯННОГО СКЛЕРОЗА ПО ОСНОВНЫМ ПРИЗНАКАМ ЕГО РАЗВИТИЯ

К.Н. Болсунов, А.Е. Гапанёнок

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

Выявление такого заболевания центральной нервной системы на ранних стадиях его развития как рассеянный склероз позволяет значительно повысить эффективность используемых лечебно-терапевтических методов и продлить тем самым длительность полноценной жизнедеятельности пациентов, страдающих от данной патологии. В статье рассмотрен

алгоритм ранней диагностики рассеянного склероза, основанный на комплексной оценке показателей сенсорной чувствительности организма – его зрительных, моторных и слуховых функций.

Ключевые слова: *рассеянный склероз, ранняя диагностика, биотехническая методика, алгоритм проведения исследований, сенсорное восприятие, моторные функции, зрительные характеристики, аудиометрические исследования.*

AN ALGORITHM FOR EARLY DIAGNOSIS OF MULTIPLE SCLEROSIS BASED ON THE MAIN SIGNS OF ITS DEVELOPMENT

K.N. Bolsunov, A.E. Gapanenok

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after V.I. Ulyanov
(Lenin), St. Petersburg

The identification of such a disease of the central nervous system in the early stages of its development as multiple sclerosis allows us to significantly increase the effectiveness of the therapeutic methods used and thereby prolong the duration of full-fledged life activity of patients suffering from this pathology. The article considers an algorithm for early diagnosis of multiple sclerosis based on a comprehensive assessment of the indicators of sensory sensitivity of the body – its visual, motor and auditory functions.

Key words: *multiple sclerosis, early diagnosis, biotechnical technique, re-search algorithm, sensory perception, motor functions, visual characteristics, audiometric studies.*

Обобщенный алгоритм реализации процесса комплексной оценки сохранности зрительных, моторных и слуховых функций организма в целях ранней диагностики РС, приведен на рисунке.

Первым шагом при проведении исследований в целях ранней диагностики РС является настройка и калибровка технических средств (устройств генерации и воспроизведения зрительных и акустических стимулов, а также средств регистрации реакции пациента), используемых при реализации медицинских измерительных процедур.

При формировании и визуализации зрительных тестов, используемых в ходе реализации визоконтрастометрических исследований, требуется обеспечить допустимый уровень яркостных и пространственных искажений. Сами тестовые изображения представляют собой решетки определенной пространственной частоты (в диапазоне от 0,5 до 25 циклов/°) с синусоидальным распределением яркости по горизонтали. Для обеспечения синусоидального характера изменения яркости формируемых тестовых стимулов, для всего диапазона используемых частот, от систем отображения информации требуется горизонтальное разрешение эффективной (задействованной в отображении) части экрана не менее 3500 пикселей (при обеспечении угла зрения в 10° и плотности пикселей около 137 ppi) и

глубина цвета не менее 10 бит. Необходимо провести предварительную оценку неравномерности яркости свечения монитора (которая снижается обычно от центра к краю изображения) и осуществить подстройку его характеристик исходя из требований допустимого колебания этого параметра на эффективной части экрана не более 5-7% (на всем диапазоне используемых в исследованиях яркостей). На этом же этапе выполнения алгоритма осуществляется настройка генератора аудиометрических сигналов и калибровка чувствительности технических средств (пульта регистрации ответной реакции пользователя) с помощью которых осуществляется оценка сохранности моторных функций.

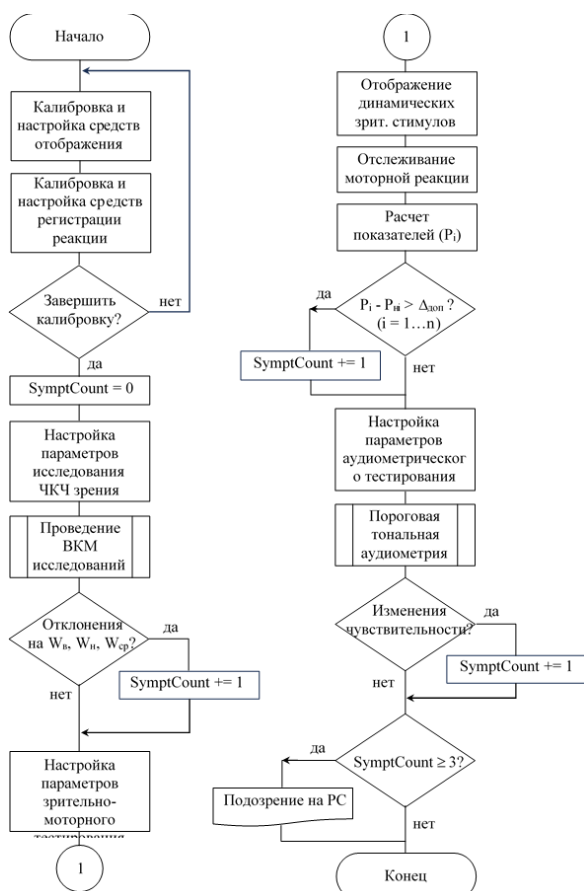


Рис. 1 – Обобщенный алгоритм реализации процесса ранней диагностики рассеянного склероза

В ходе проведения визоконтрастометрических исследований, после фиксации параметров тестирования (набора пространственных частот, цвета тестовых стимулов, типа тестирования: монокулярно/бинокулярно, количества повторных измерений и т.д.) пациенту последовательно предъявляются так называемые «синусоидальные решетки» различной пространственной частоты и выясняется пороговый контраст восприятия им этих тестовых изображений. В целях диагностики рассматриваемого заболевания необходима оценка контрастной чувствительности зрительного анализатора на всем диапазоне пространственных частот от 0,5 до 25 циклов (количество периодов синусоидального сигнала, приходящееся на градус поля зрения). Отклонение оцениваемого показателя от нормы в диапазоне верхних пространственных частот (W_v) свидетельствует о снижении остроты зрения, а нижних пространственных частот (W_n) о возможном наличии поражения зрительного нерва.

Снижение контрастной чувствительности при РС часто также диагностируется и в области не только высоких, но средних (W_{cp}) пространственных частот. Так как фиксация отклонений показателей передаточной характеристики зрительного анализатора от нормы в любом из трех выше названных диапазонов пространственных частот может свидетельствовать о подозрении на РС, то счетчик признаков подозрения на РС (SymptCount) каждый раз (при выявлении отклонений и нормальных показателей) увеличивается на единицу.

Исследование сохранности моторных функций верхних конечностей начинается с задания настройки параметров зрительно-моторного теста. На этом этапе определяются: форма и цветовая гамма эталонного и тестового стимулов, характер (вид) траектории их передвижения, величины зон допусков несоответствия расположения (допустимые уровни отставания) тестового и эталонного стимулов, а также скорость перемещения эталонного стимула. После этого на экран системы отображения информации выводится динамическое тестовое изображение, на которое пользователь системы должен реагировать путем формирования управляющих команд с помощью специализированного ручного пульта – двухкоординатного манипулятора (используется руководящий принцип «приведение к эталону»). Таким образом реализуется активно-манипуляторный метод исследования на базе управляемого перемещения тестового объекта за эталонным. В ходе выполнения тестовых исследований отслеживается моторная реакция испытуемого на динамически изменяющиеся тестовые стимулы. По завершении тестирования происходит расчет показателей качества выполнения тестового задания (P_i) и сравнение величины этих показателей с их эталонными значениями (P_{ni}), полученными для определенной группы испытуемых. В случае выхода любого из полученных расчетных показателей за границы установленного диапазона ($\Delta_{доп}$) делается вывод о возможном нарушении координации движений верхних конечностей и счетчик признаков подозрения на РС увеличивается на единицу.

Для оценки сохранности характеристик слухового анализатора предлагается использовать метод тональной пороговой аудиометрии с несколько расширенным по сравнению со стандартными исследованиями частотным диапазоном. При настройке параметров аудиометрического тестирования в частности задаются частоты, на которых целесообразно оценить пороги слышимости формируемых тестовых стимулов: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 5000, 6000, 8000, 10000 Гц. Измерения проводятся моноурально, последовательно для левого и правого каналов слухового восприятия. Целесообразно проводить оценку не только воздушной, но и костной проводимости, что позволит исключить из диагностического процесса возможные патологии наружного и среднего уха. При обнаружении повышения порогов слухового восприятия в диапазоне выше 4 кГц и сохранении слуховой чувствительности на низких частотах в пределах нормы (для обоих каналов слухового восприятия) можно сделать вывод о возможном нарушении слуховых характеристик, связанном с демиелинизацией нервных волокон. В этом случае счетчик признаков подозрения на РС также увеличивается на единицу.

По окончании проведения комплексной оценки сохранности всех трех показателей сенсорной чувствительности организма – его зрительных, моторных и слуховых функций – оценивается полученная величина счетчика признаков подозрения на РС. Если ее значение больше или равно трем, то делается вывод о возможном многоочаговом поражении различных отделов головного и спинного мозга, что является основанием для вынесения обоснованного предположения о наличии ранней стадии развития РС.

Закключение. Для ранней диагностики рассеянного склероза может быть предложен алгоритм выявления многоочагового поражения различных отделов спинного и головного мозга за счет комплексной оценки сохранности ряда показателей сенсорной чувствительности организма: его зрительных, моторных и слуховых функций.

Библиографический список

1. Sawcer, S. The complex genetic of multiple sclerosis: pitfalls and pro-spects / S. Sawcer // Brain — 2008. — Vol. 131. — P. 3118–3131.
2. Multiple sclerosis — a response-to-damage model / B. A. Hart [et al.] // Trends Mol. Med. — 2009. — Vol. 15. — P. 235–244.
3. Рассеянный склероз: патогенез, диагностика, дифференциальный диагноз и лечение / Т. Л. Демина [и др.] // Consilium medicum. — 2008. — № 1. — С. 61–68.
4. Шмидт Т.Е. Рассеянный склероз. Воспаление. Дегенерация. 2-е изд./ Шмидт Т.Е., Яхно Н.Н.– М., 2010.
5. Шелепин Ю.Е., Колесникова Л.Н., Левкович Ю.И. Визоконтрастометрия, Л.: Наука, 1985.

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

УДК 613.644

МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ ВЛИЯНИЯ АВИАЦИОННОГО АКУСТИЧЕСКОГО ШУМА НА ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ПИЛОТА

Д.С. Коптев, Ю.В. Шуклина

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

В статье рассмотрена проблема воздействия авиационного акустического шума на функциональное состояние пилота. Проанализированы основные источники авиационного шума, а также негативные физиологические и психологические последствия его воздействия на лётный состав. Показано, что нормирование акустического шума учитывает его интенсивность, частоту и временные характеристики звуковых колебаний, а введение ограничений на уровень шума направлено на защиту здоровья пилота и сохранение необходимого уровня его работоспособности.

Ключевые слова: пилот, функциональное состояние, авиационный акустический шум, самолёт, звуковое давление.

METHODOLOGICAL APPROACHES TO ASSESSING THE IMPACT OF AVIATION ACOUSTIC NOISE ON THE FUNCTIONAL STATE OF A PILOT

D.S. Koptev, Y.V. Shuklina

Southwestern State University, Kursk

The article considers the problem of the impact of aviation acoustic noise on the functional state of the pilot. The main sources of aviation noise, as well as the negative physiological and psychological consequences of its impact on the flight crew are analyzed. It is shown that the standardization of acoustic noise takes into account its intensity, frequency and time characteristics of sound vibrations, and the introduction of restrictions on the noise level is aimed at protecting the health of the pilot and maintaining the required level of his performance.

Key words: pilot, functional state, aviation acoustic noise, aircraft, sound pressure.

Авиационный шум, как фактор окружающей среды, можно определить как совокупность нежелательных с гигиенической точки зрения звуков различной интенсивности и частоты, изменяющихся во времени и вызывающих у пилота неприятные субъективные ощущения. Как физическое явление шум представляет собой механические колебания упругих частиц среды, возникающие под влиянием возбуждающего фактора. Особенности

биологического действия шума на пилота определяются уровнем шума (энергией или давлением звуковой волны), частотой колебаний и временем действия. Встречающиеся в практике эксплуатации авиационной техники (АТ) различные комбинации данных параметров шума характеризуют повреждающее его действие. Это действие проявляется как специфическими, так и неспецифическими эффектами [1].

Организм человека демонстрирует широкий спектр неспецифических реакций в ответ на шумовое воздействие. Среди них можно выделить повышение возбудимости центральной нервной системы, формирование астенических и невротических состояний. При продолжительных шумовых нагрузках наблюдаются нарушения в нейроэндокринной регуляции работы сердечно-сосудистой системы, изменения в функционировании пищеварительного тракта и метаболических процессах. Специфическое влияние шумовой фактор оказывает на орган слуха, вызывая деструктивные изменения во внутреннем ухе. При этом в зависимости от длительности пребывания в шумовой среде, постепенно поражаются сначала периферические звуковые рецептуры, а затем и звукопроводящие пути, приводя в итоге к развитию тугоухости.

Отмечено также неблагоприятное влияние шумов и на работоспособность человека-оператора. В ряде работ показано, что при выполнении сложных психомоторных операций работоспособность снижается от 5 до 20% [2]. При длительном действии шума ошибки в пилотировании возрастает от 20 до 134%, а напряжение основных физиологических функций увеличивается в среднем на 10% [3].

Шумовая обстановка на борту современных самолетов складывается из разных факторов: работы двигателя, систем, обеспечивающих комфортный полет, и турбулентного потока воздуха, который создает шум при обтекании поверхности самолета. Стоит сказать, что амплитудное значение шума на местах лётного состава варьируется в широком диапазоне и определяется стадией полёта (разгон, взлёт, крейсерский полёт, посадка). Уровень шума в кабинах современных самолетов (вертолетов) варьируется в широком диапазоне – от 95 до 120 дБ, и зависит от модели воздушного судна и режима полета. Традиционно в физиологической акустике используются несколько основных характеристик шума. основополагающими из них являются уровень звукового давления и уровень звукового давления в октавных или третьоктавных полосах частот. Уровень звукового давления, выраженный в децибелах (дБ), определяется как:

$$L_p = 20 \lg \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (1)$$

где P – среднеквадратическое значение звукового давления;

$P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$ – значение опорного звукового давления чистого тона частотой 1 кГц.

Использование в качестве характеристики неблагоприятного биологического действия шума значений уровня звукового давления в октавных или третьоктавных полосах частот обусловлено тем фактом, что ухо не суммирует, а обрабатывает энергию различных частот параллельно [4]. Шумоизмерительные приборы обычно имеют в своем составе ряд полосовых фильтров, основное соотношение между верхней f_B и нижней f_H частотами среза которых имеет вид:

$$f_B = 2^\alpha f_H \quad (2)$$

где α – произвольная постоянная

При этом при анализе в октавных полосах $\alpha = 1$, а в третьоктавных $\alpha = 1/3$. Полоса пропускания таких фильтров, т.е. область между двумя точками с затуханием 3 дБ равна $B = f_B - f_H$, а центральная частота $f_0 = \sqrt{f_H \cdot f_B}$.

Пересчет уровней звукового давления измеренного и третьоктавных полосах частот в уровни звукового давления в октавных полосах осуществляется с использованием следующей функциональной зависимости:

$$L_{P\text{ общ}} = 10 \lg(10^{0,1L_{p-1}} + 10^{0,1L_{p-2}} + 10^{0,1L_{p-3}}) \quad (3)$$

где $L_{P\text{ общ}}$ – уровень звукового давления в октавной полосе частот,

а L_{p_i} – уровень звукового давления в i -ой третьоктавной полосе.

Перспективные энергетические характеристики шума могут являться универсальными критериями его оценки. Однако, учитывая неравномерность частотной характеристики слуха – максимальной при низких уровнях и минимальной при высоких, используется обобщающая энергетическая характеристика шума – уровень звука по корректирующей шкале А, которая представляет собой частотную характеристику, обратную кривой равной громкости 40 фон и приблизительно соответствующую чувствительности человеческого уха к чистым тонам [5].

Нормирование шумов учитывает интенсивностные, частотные и временные характеристики. Ограничение шумового фактора вводится с целью сохранения здоровья, обеспечения должного уровня работоспособности, восстановления основных физиологических и психофизиологических показателей пилотов к началу следующего воздействия.

Определение степени негативного влияния авиационного шума требует комплексного подхода, опирающегося на пять основных критериев, учитывающих: анализ максимальных уровней шума (с коррекцией А, В и С или уровней воспринимаемого шума PNL при единичном пролете); суммарные шумовые воздействия (которые учитывают количество пролетов за определенный период времени); площадь шумового контура; количество затронутого населения, а также комплекс факторов, влияющих на общее

восприятие шума. Этот подход позволяет всесторонне проанализировать негативное влияние авиационного шума и разработать эффективные меры по его снижению.

Нормирование шумов в кабинах самолетов (вертолетов) преследует цель создания благоприятных акустических условий для пассажиров и экипажа при заданных технических и экономических требованиях. С 1981 года введен ГОСТ 20296-81 «Самолеты и вертолеты гражданской авиации. Допускаемые уровни шума в салонах и кабинах экипажа и методы измерений шума» [6]. В качестве оценки шумового фактора он рекомендует уровень звука L_A в дБ (А) и семейство кривых предельных спектров (ПС). Спектр шума, подлежащий нормированию, характеризуется номером ближайшего ПС, лежащего выше его. Различные шумы, оцениваемые одним и тем же номером ПС, считаются одинаково раздражающими. В условиях крейсерского полета уровни звукового давления не должны превышать следующие значения ПС: дальние магистральные самолёты (70-80 дБ); средние и ближние магистральные, а также сверхзвуковые самолёты (75 дБ); местные самолёты (80 дБ); вертолёты (80-85 дБ).

Уровни звукового давления в октавных полосах частот представлены на рис. 1.

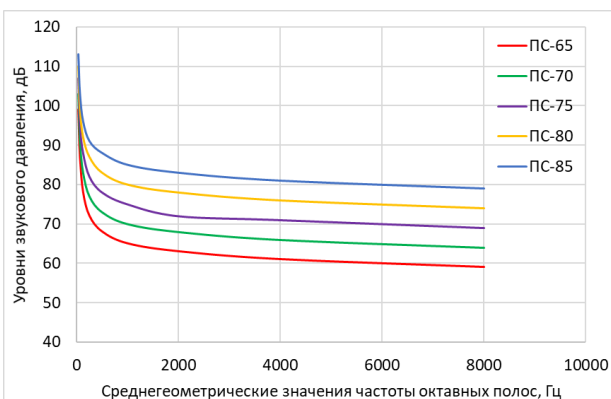


Рис.1 – Уровни звукового давления в октавных полосах, часто соответствующие предельным спектрам

Таким образом, ГОСТ допускает превышение уровней звукового давления для 10% точек измерения до уровней следующего предельного спектра, однако указывается, что для повышения комфортности должны быть приняты меры по снижению уровней шума до значений, соответствующих ПС-65. Уровни звукового давления на рабочих местах борпроводников не должны превышать ПС-80. Нормирование шумов авиационной техники на местности преследуют своей целью исключить: риск повреждения органа слуха; отрицательное влияние на трудовую деятельность и помехи сну людей, помехи приему информации и т.п.

Библиографический список

1. Ступакова, Г.П. Энциклопедический справочник по авиационной эргономике и экологии / Г.П. Ступакова, В.Г. Сыроватко, О. Т. Балуева – Москва, 1997. – 443 с.
2. Коптев, Д. С. Методы диагностики функционального состояния пилота в условиях изменяющихся полетных факторов / Д. С. Коптев, Ю. В. Шуклина // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2022 : Сборник трудов XXXV Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов, Рязань, 07–09 декабря 2022 года / Под общей редакцией В.И. Жулева. – Рязань: Индивидуальный предприниматель Коняхин Александр Викторович, 2022. – С. 133-136.
3. Методические рекомендации по снижению неблагоприятного действия вибрации на летательных состав вертолётной авиации: методические рекомендации / А.А. Ворона, С.К. Солдатов, М.Н. [и др.]; под общ. ред. Ю.Б. Мосеева. – Москва, 2016. – 21 с.
4. Рысин, Ю. С. О влиянии ненормированных параметров акустических сигналов и шумов на человека / Ю. С. Рысин // Т-Comm: Телекоммуникации и транспорт. – 2015. – Т. 9, № 5. – С. 54-56.
5. Мейнерт, Е. К. Влияние уровня тонального акустического шума на простые реакции человека / Е. К. Мейнерт, А. В. Соловьев // Труды Шестнадцатой Всероссийской конференции студенческих научно-исследовательских инкубаторов, Томск, 13–15 мая 2019 года / под ред. В.В. Демина. – Томск: Издательство научно-технической литературы, 2019. – С. 295-298.
6. ГОСТ 20296-81. «Самолеты и вертолеты гражданской авиации. Допускаемые уровни шума в салонах и кабинах экипажа и методы измерений шума». Утвержденный 30 декабря 1981 года. Москва: Издательство стандартов, 1982.

УДК 621.317.616

РАЗРАБОТКА АЦП ДВУХТАКТНОГО ИНТЕГРИРОВАНИЯ В ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МЕДИЦИНСКОГО ОДЕЯЛА

А.В. Губайдуллина, А.Н. Благовещенский, С.В. Смирнова
ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева–КАИ», г. Казань

Представлены результаты разработки информационно-измерительной системы контроля параметров медицинского одеяла в системе воздушного обогрева пациентов, основанная на микроконтроллере Arduino Nano. Описана структура системы для регистрации сигнала интегратора со схемой управления в виртуальной среде LabVIEW.

Ключевые слова: информационно-измерительная система, медицинское одеяло, температурный датчик, микроконтроллер, осциллограмма

DEVELOPMENT OF AN INTEGRATOR WITH A CONTROL CIRCUIT IN THE INFORMATION AND MEASUREMENT SYSTEM FOR MONITORING THE PARAMETERS OF A MEDICAL BLANKET

A.V. Gubaidullina, A.N. Blagoveshchensky, S.V. Smirnova

*Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev – KAI,
Kazan*

The article presents the results of the development of an information-measuring system for monitoring the parameters of a medical blanket in a patient air heating system, based on the Arduino Nano microcontroller. The structure of the system for recording the integrator signal with a control circuit in the LabVIEW virtual environment is described.

Key words: *information-measuring system, medical blanket, temperature sensor, microcontroller, oscillogram*

Периоперационная гипотермия представляет собой важную проблему в области анестезиологии и хирургии из-за существенного влияния на функционирование различных систем организма. Для нормальной жизнедеятельности организма температура тела должна быть в пределах от 36°C до 37,5°C. Однако в условиях операционной, под воздействием анестезии или изменений окружающей среды, поддерживать температурную норму сложно.

Периоперационная гипотермия приводит к клеточным повреждениям, ишемии и гипертермии, что вызывает замедленное заживление ран в месте операции. Действие низких температур может негативно влиять на сердечно-сосудистую и иммунную системы, вызывая осложнения, угрожающие жизни пациента.

Существуют различные методы согревания для предотвращения гипотермии в периоперационном процессе. Предварительный подогрев периферических тканей способен повысить внутреннюю температуру перед анестезией и снизить риск послеоперационной гипотермии.

Активное прогревание тела пациента с помощью принудительного конвекционного воздушного обогрева является наиболее эффективным для предотвращения послеоперационных осложнений. В лечебных учреждениях используется специализированное медицинское одеяло, позволяющее поддерживать оптимальную температуру тела [1].

Целью настоящей работы является разработка информационно-измерительной системы (ИИС) медицинского одеяла в системе воздушного обогрева пациентов для контроля параметров одеяла, основанных на оценке величины теплового потока, поступающего от тепловентилятора и проходящего через поры медицинского одеяла. На рис. 1 приведена структурная схема ИИС контроля параметров медицинского одеяла на базе микроконтроллера Arduino Uno. Известно, что тепловой поток пропорционален разности температур, измеряемых термодатчиками,

разнесенными на некоторое расстояние по вектору теплового потока, причем один термодатчик устанавливается на теле пациента, а другой – на кромке одеяла на расстоянии 2 см от первого [1].

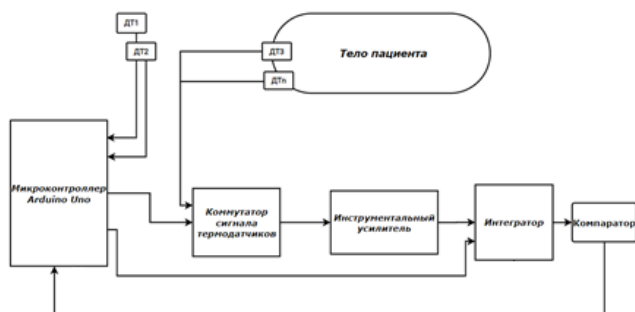


Рис. 1 – Структурная схема системы

Центральным измерительным звеном в ИИС является АЦП, построенный на принципе двухтактного интегрирования, суть которого заключается в обеспечении следующих циклов работы: в первом цикле (такте), фиксированной длительности, осуществляется подача измеряемого напряжения на вход интегратора; во втором цикле – подача опорного напряжения противоположной полярности. Укрупненная схема АЦП представлена на рис. 2, а диаграмма работы – на рис. 3.

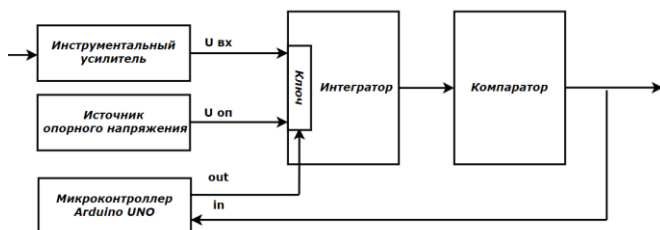


Рис. 2 – Структурная схема АЦП двухтактного интегрирования

Сигналы с датчиков пациента проходят через коммутатор на дифференциальный инструментальный усилитель, после которого усиленный сигнал $U_{вх}$, пропорциональный разности температур, поступает на вход интегратора через ключ, управляемый сигналом микроконтроллера, в течении 20 мс (первый такт – T_I), обеспечивая заряд интегратора. Затем осуществляется переключение входа интегратора на источник опорного напряжения, при этом осуществляется разряд интегратора до срабатывания компаратора (второй такт T_{II}). Зависимость T_{II} ($U_{вх}$) представлена формулой 1.

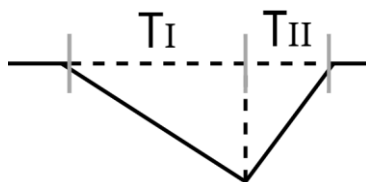


Рис. 3 – Временная диаграмма АЦП двухтактного интегрирования

$$T_{II} = T_I * \frac{U_{BX}}{U_{оп}} \sim \Delta T^{\circ}C \quad (1)$$

Таким образом, время второго интегрирования пропорционально U_{BX} и как следствие, пропорционально разности температур. Цифровой эквивалент временного интервала T_{II} формируется средствами программного обеспечения LabVIEW.

На лицевой панели LabVIEW отображаются различные характеристики, определяющие параметры теплового потока, и, соответственно, работоспособность и эффективность медицинского одеяла.

В программе LabVIEW для построения блок-схемы используются визуальный компонент NI VISA и следующие функции раздела Arduino: Init.vi, Set Digital Pin Mode.vi, Digital Write Pin.vi, Digital Read Pin.vi, Close.vi. Управление циклами интегрирования осуществляется с помощью последовательной структуры. Блок-схема программы управления, выполненной в среде LabVIEW, представлена на рис. 4.

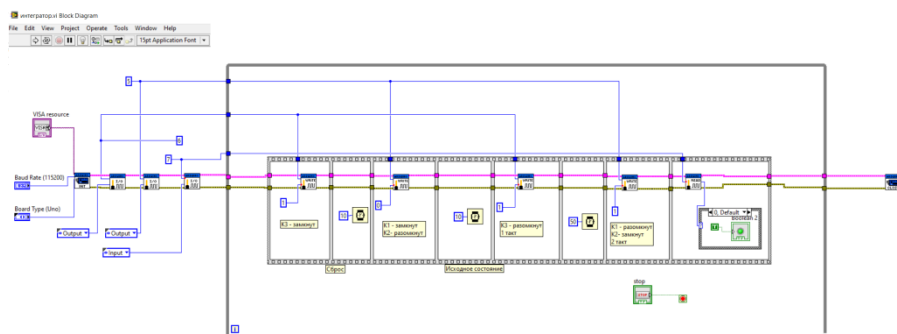


Рис. 4 – Блок-схема программы управления циклами интегрирования

На рис. 5 приведено фото макетной установки интегратора со схемой управления, выполненного на беспаячной плате с использованием микросхем.

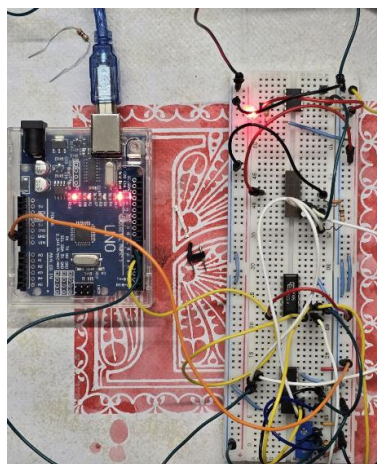


Рис. 5. – Макет установки интегратора со схемой управления

Осциллограммы функционирования интегратора представлены на рис. 6. Осциллограмма зеленого цвета, полученная в результате работы макетной установки, повторяет теоретическую зависимость напряжений в разные моменты времени.



Рис. 6 – Осциллограмма интегратора

В настоящей работе предложена разработка АЦП двухтактного интегрирования в информационно-измерительной системе контроля параметров медицинского одеяла на основе анализа показаний температурных датчиков, преобразованных в единицы напряжения. Было выполнено макетирование интегратора сигналов термодатчиков на беспаячной плате. Результаты макетирования подтвердили теоретическую реализацию измерения времени интегрирования, пропорционального

входному измеряемому сигналу разности температур. Обработка полученных данных с интегратора продемонстрировала работоспособность ключевых элементов системы, что показывает практическую реализуемость и функциональность предлагаемой структуры системы.

Таким образом, предлагаемая разработка АЦП двухтактного интегрирования в информационно-измерительной системе представляет собой вариант аппаратуры контроля параметров медицинского одеяла для лечения послеоперационных осложнений, связанных с гипотермией пациентов.

Работа выполнена в рамках гранта Благотворительного фонда Владимира Потанина «#фондпотанина25».

Библиографический список

1. Губайдуллина А.В., Смирнова С.В., Благовещенский А. Н. Контроль параметров медицинского одеяла в системе воздушного обогрева для оптимальной температурной поддержки пациентов // Сб.док. II Респ.науч.-практ.конф. «Инженерная мысль». – Казань: Изд-во КНИТУ-КАИ, 2023. – С.224-229.

УДК 621.317.616

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ pH НА РАВНОВЕСНУЮ КОНЦЕНТРАЦИЮ ИОНОВ ХРОМА ПРИ ИЗВЛЕЧЕНИИ ЕГО МАЛОРАСТВОРИМЫХ СОЕДИНЕНИЙ ИЗ СТОЧНЫХ ВОД

А.Ю. Мишанина, Е.В. Воробьева

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

В настоящем исследовании изучалось влияние pH на эффективность электрофлотационной очистки сточных вод от малорастворимых соединений хрома. Эксперименты проводились на моделирующих промышленных аналоги образцах, а также на реальных сточных водах предприятия.

Ключевые слова: электрофлотация, равновесная концентрация, pH, малорастворимые соединения хрома, сточные воды.

STUDY OF PH INFLUENCE ON THE EQUILIBRIUM CONCENTRATION OF CHROMIUM IONS DURING THE EXTRACTION OF ITS POORLY SOLUBLE COMPOUNDS FROM WASTEWATER

A.U. Mishanina, E.V.Vorobeva

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

In the present study, the effect of pH on the efficiency of electroflotation treatment of wastewater from sparingly soluble chromium compounds was investigated. Experiments were carried out on the samples modeling industrial analogs, as well as on the real wastewater of the enterprise.

Key words: *electroflotation, equilibrium concentration, pH, poorly soluble chromium compounds, waste water.*

В последнее время требования к очистке сточных вод, содержащих ионы тяжелых металлов, становятся всё более строгими. Это связано с необходимостью минимизации их отрицательного влияния на окружающую среду. Для этого требуются новые подходы, которые повышают производительность и эффективность очистных сооружений без увеличения затрат на очистку [1].

Одной из категорий загрязнителей сточных вод являются отработанные электролиты и технологические растворы, обладающие высокой экологической опасностью. При неправильной организации водоотведения значительная часть токсичных примесей в коллекторе относится именно к таким растворам. Поэтому важнейшее значение имеет очистка сточных вод от всех вредных веществ, особенно от хромосодержащих соединений, которые наносят серьезный ущерб здоровью человека и природным водоемам, вызывая необратимые изменения в экосистеме [2].

Для очистки сточных вод в электрохимическом производстве используется метод электрофлотации, основанный на удалении загрязнений пузырьками газа, образующимися в результате электролиза. Данный метод изложен в литературе [3]. Однако не всегда удается достичь нужного уровня очистки из-за наличия малорастворимых хромосодержащих соединений с гидрофильными свойствами. Это подчеркивает актуальность изучения возможностей извлечения таких соединений и выявления факторов, повышающих эффективность и скорость процесса.

В рамках исследования анализировалось влияние pH, ионного состава, а также присутствия поверхностно-активных веществ и флокулянтов.

Лабораторные эксперименты проводились на образцах, моделирующих промышленные сточные воды, с использованием установок как проточного, так и непроточного типа. Изучались влияния различных факторов, таких как pH, ионный состав и начальная концентрация ионов хрома.

На рис. 1 представлена схема установки для электрофлотации в непроточном режиме. Подготовленный образец помещали в колонну, подключали источник тока и устанавливали нужные параметры. Для оценки результатов процесса отбирали пробы воды.

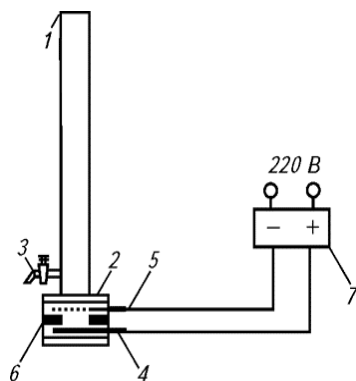


Рис. 1 – Схема установки для электрофлотации в непроточном режиме
1 – колонна, 2 – электродный блок; 3 – вентиль; 4 – анод; 5 – катод;
6 – прокладка; 7 – источник постоянного тока

Объектами исследования стали коллоидно-дисперсные системы малорастворимых хромосодержащих соединений с наличием анионов, катионов, поверхностно-активных веществ и электролитов.

Для экспериментов подготавливались образцы стоков на основе стандартных растворов 1% концентрации. Для создания дисперсной фазы добавляли 1% раствор NaOH до необходимого уровня pH.

Дисперсные системы создавались с помощью механической мешалки с оборотами 150 об/мин, затем скорость уменьшали до 50 об/мин и добавляли флокулянт, продолжая смешивание еще 5 минут.

После подготовки образцов исследовалось влияние pH на процесс электрофлотации соединений хрома. С помощью кислотно-основных реагентов регулировали pH, что способствовало извлечению малорастворимых соединений. Выбор оптимального pH является ключевым для электрофлотационной очистки, так как это позволяет минимизировать растворимость частиц дисперсной фазы и обеспечить полный вывод ионов металлов из сточных вод.

Значение pH существенно влияет на поверхностные характеристики частиц, включая их размер, заряд и процесс электрофлотации благодаря двум основным аспектам:

- 1) Эффективность взаимодействия частиц с пузырьками электродного газа;
- 2) Эффективность коагуляции и формирования стабильных флотационных комплексов.

Исследования показали, что в оксидах и гидроксидах при pH 7-11 противоионы находятся в адсорбционном слое. В таких условиях достигается изoeлектрическая область, когда ζ -потенциал равен нулю, что обеспечивает наиболее полное удаление частиц твердой фазы методом электрофлотации.

Анализ влияния растворимости, дисперсных характеристик и заряда частиц малорастворимых соединений хрома на их электрофлотационную активность и определение факторов, влияющих на эффективность процесса, дали следующие результаты, представленные на рис. 2.

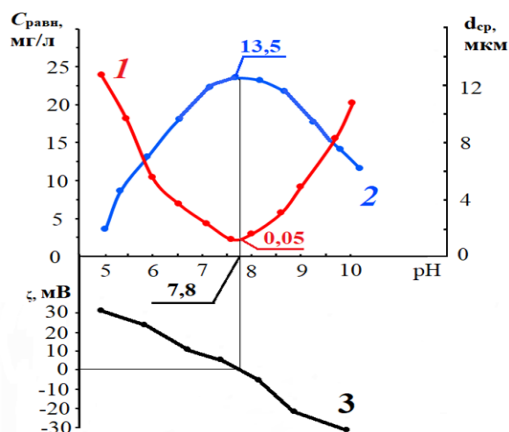


Рис. 2 – Влияние pH на равновесную концентрацию ионов хрома (1), средний размер (2) и ζ -потенциал (3) дисперсной фазы малорастворимых соединений хрома

На кривой 1 рис. 2 видно, что при pH 7–8 более 95% хрома находится в малорастворимом виде, что позволяет эффективно очищать с помощью электрофлотации. Наименьшая остаточная концентрация (около 0,05 мг/л) была достигнута при pH 7,8. При дальнейшем увеличении pH наблюдается резкий рост остаточной концентрации хрома (III) в фильтрате.

Кривая 2 на рис. 2 демонстрирует изменение размера частиц гидроксида хрома в зависимости от pH раствора. Результаты сведены в табл. 1.

Таблица 1 – Зависимость среднего размера частиц и содержания мелкодисперсной фазы гидроксида хрома от pH раствора

Показатель	pH						
	5	6	7	7,5	8	9	10
$d_{ср}$, мкм	7	11	13,5	13,5	13	9	5
$d < 10$ мкм, %	88	56	35	34	40	63	70

Повышение pH с 5 до 7,5 приводит к увеличению среднего диаметра частиц, а содержание мелкодисперсной фазы (размером менее 10 мкм) снижается с 88% до 34%. При pH 10 средний диаметр уменьшается до 5 мкм, и содержание мелкодисперсной фазы возрастает до 70%.

Кривая 3 на рис. 3 показывает зависимость ζ -потенциала от pH, пересекающую ось абсцисс при pH ~ 7,8 — важной изоэлектрической точке. После этого значения ζ -потенциала меняются с положительных на отрицательные, что свидетельствует о резком снижении электрокинетических потенциалов: при pH 10 значение ζ -потенциала снижается до -28 мВ.

Таким образом, можно заключить, что pH среды существенно влияет на образование малорастворимых хромсодержащих соединений и их дисперсность. Наиболее полное формирование дисперсной фазы происходит при pH ~ 7,8, когда ζ -потенциал близок к нулю, а средний размер частиц составляет 13,5 мкм.

Библиографический список

1. Семенов А.Ф., Либерман Е.Ю., Колесников В.А. Обзор современных методов очистки сточных вод гальванических производств от ионов тяжелых металлов / Успехи в химии и химической технологии. – 2020 –том XXXIV. – № 4. – с. 83-85.
2. Вертинский А.П. Физико-химические методы очистки сточных вод: проблемы, современное состояние и возможные пути усовершенствования / Инновации и Инвестиции. – 2019 –№ 11. – с. 257-261.
3. Корнешова Е.Р., Порхунова А.В., Воробьева Е.В. Исследование возможности извлечения из сточных вод малорастворимых соединений хрома (III) методом электрофлотации. В сборнике: Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2024 [текст]: сб. тр. VII меж дунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.3./ под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2024; Рязань. –194 с.,: ил. стр. 70-76.

УДК 504.06

АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЧИСТКИ И ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПОЧВ ОТ ЗАГРЯЗНЕНИЙ НЕФТЬЮ И НЕФТЕПРОДУКТАМИ

Е.В. Воробьева, Е.А. Новикова, Е.С. Чавкина

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

Рассмотрены технологии биологической очистки нефтезагрязненных почв.

Ключевые слова: *очистка почв, биоремедиация, фиторемедиация, нефтепродукты.*

ANALYSIS OF METHODS FOR CLEANING AND RESTORING SOILS FROM POLLUTION BY OIL AND PETROLEUM PRODUCTS

E.A. Novikova, E.S. Chavkina, E.V. Vorobyova

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

The technologies of biological purification of oil-contaminated soils are considered.

Key words: soil purification, bioremediation, phytoremediation, petroleum products.

Одним из негативных антропогенных воздействий на окружающую среду является загрязнение почв нефтью и нефтепродуктами. Основными источниками загрязнений являются:

- утечка нефти при добыче;
- разливы при транспортировке нефти;
- деятельность предприятий химической промышленности, использующих нефть в производстве;
- бытовое применение нефтепродуктов (топливо для транспорта);
- аварии на нефтедобывающих и нефтеперерабатывающих предприятиях;
- утечки из трубопроводов.

Нефть – тяжелая маслянистая жидкость темно-коричневого цвета. В состав нефти входят углеводороды (алканы, циклоалканы, арены, углеводороды смешанного строения), смолы и асфальтены, минеральные соли (хлоридно-кальциевые, щелочные), бинарные соединения, сера. Нефтепродукты способны привести к изменениям в составе и свойствах почвы, что отрицательно сказывается на плодородии в гумусовом составе, которые являются основными характеристиками качества почвы.

Для ликвидации разливов используют различные методы: механические, физико-химические, биологические.

В табл. 1 представлены методов очистки почв от нефтезагрязнений.

Наиболее перспективными считаются био- и фиторемедиация.

Фиторемедиация – одно из новых направлений биологической очистки, основанное на применении растений их способности поглощать и накапливать загрязнения в своих частях, а также активизировать деятельность почвенных микроорганизмов в борьбе с загрязнениями, обеспечивая их необходимыми питательными элементами.

Таблица 1 – Методы очистки почв от нефтезагрязнений

Метод	Способы	Характеристики	Достоинства и недостатки
Механические	Откачка нефти	Осуществляется насосами	Длительные дорогостоящие процессы. Применяются при крупных разливах для поверхностной очистки почв, не решают проблему очистки почв при проникновении загрязнения на глубину
	Замена почв	Осуществляется стрегание почв спец. оборудованием и отправка ее на полигоны	
	Сжигание	Значительные количества загрязнителей попадают в атмосферу	
Химические	Осаждение	Введение хим. реагентов, в результате почвенные загрязнители переходят в менее токсичные и подвижные формы	Образующиеся соединения легко разлагаются в грунтовых водах, выносятся ими в водоемы и загрязняют их.
	Окисление		
	Восстановление		
	Замещение Комплексообразование		
Физико-химические	Промывка	Осуществляется в промывных барабанах при помощи моющих агентов, после отправляется на отстаивание	Простота оборудования, низкие температуры процесса. Трудности в удалении экстрагента.
	Экстракция	Разделение жидких смесей при помощи подходящего растворителя (экстрагента)	
	Сорбция	Основана на способности некоторых веществ поглощать нефтезагрязнения при разливах на небольших площадях (преимущественно твердых поверхностях)	
Биологические	Биоремедиация	При помощи микроорганизмов биодеструкторов, сопровождается их помещением в почву периодической подкормкой и увлажнением	Экономичность, экологичность, доступность, безопасность
	Фиторемедиация	При помощи растений, способных аккумулировать нефтезагрязнения и активизировать деятельность микроорганизмов	

Фиторемедиационный принцип действия растений состоит из нескольких этапов:

1. Поглощение и накопление загрязнителя в ризосфере растений.
2. Трансформация загрязнителя от корней к стеблю.

3. Выделение остатков переработанного загрязнителя в атмосферу при помощи листьев.

Данный метод использует растения для разложения и удаления нефтяных загрязнений в почвах, является достаточно эффективным, экономически выгодным и простым в использовании.

Целью работы было исследование технологии биологической очистки нефтезагрязненных почв. Для этого проводились эксперименты по определению токсичности почв, загрязнённых нефтепродуктами. Изучалось влияние биоремедиации на эффективность очистки и восстановления почв [1].

В табл. 2 отражены особенности биологической очистки почвы от загрязнений нефтепродуктами.

Таблица 2 – Примеры фиторемедиантов и поглощаемые ими углеводороды

Фиторемедиант	Поглощаемые углеводороды
Житняк ширококолосьй (Agorypton)	Хризен, бензапирен, бензантрацен, дибензантрацен
Люцерна посевная (Medicago sativa)	Бензол, антрацен, пирен, нафталин
Просо посевное (Panicum miliaceum)	Антрацен, пирен
Тополь дрожащий (Populus tremula)	Алканы, пристан, гексадекан, фенантрен, антрацен, флуорантен, пирен

Было проведено биотестирование образцов почв методом фитотоксичности. О качестве среды, факторах, действующих на состояние окружающей среды, судили по выживаемости, продуктивности тест объектов.

В качестве растения индикатора выбран кресс-салат, определена корреляция между токсичностью среды и комплексом морфологических признаков. Было взято 4 равных по массе образца почвы: чистая почва (№ 1), почва с бензином (№ 2), почва с листвой (№ 3) и почва с доломитом (№ 4).

Оценивалось: время появления всходов и их число на каждые сутки; общая всхожесть (к концу опыта). Проведены измерения длины надземной части (высоты растений), длины корней, количества листьев.

Результаты исследования представлены в табл. 3.

Таблица 3 – Результаты исследования

№	Количество всходов			Средние показатели всходов		
	28.06.2024	1.07.2024	8.07.2024	Высота	Длина	Кол-во листьев
1	18	31	34	6,06	1,4	6
2	19	26	1	4	0,5	6
3	8	20	25	6,42	1,84	5,96
4	9	26	4	6	1,4	5,6

Анализ полученных данных позволяет предложить комплекс мероприятий на основе биоремедиации для очистки почв, включающий в

себя вспашку без перевертывания вспаханного слоя, внесение доломитовой муки и внесение опавшей листвы.

Необходимо отметить возможность побочных эффектов, например, снижение всхожести семян и их рост при высокой концентрации загрязняющих веществ. По сравнению с незагрязненной почва, содержащая 2 % нефтепродуктов, снижает урожайность на 32 %. Применение биоремедиации ограничено продолжительностью восстановления почвы, влиянием климатических условий территории на рост растений. В настоящее время механизмы биоремедиации изучены недостаточно, поэтому полное внедрение ограничено, и требуется дальнейшее исследование. Несмотря на это, данный метод экологичен и эффективен.

Библиографический список

1. Елизарьева Е. Н. Особенность выбора фиторемедиационных технологий очистки почв и сточных вод от ионов тяжелых металлов / Е. Н. Елизарьева, Ю. А. Янбаев;
2. А. Ю. Кулагин Вестн. Удмурт. гос. ун-та. Сер. Биология. Науки о Земле. – 2016. – Т. 26, № 3. – С. 7–19;
3. Воробьева Е.В., Новикова Е.А., Чавкина Е.С. Биоремедиация как метод очистки почв от загрязнений нефтью и нефтепродуктами / Е.В. Воробьева, Е.А. Новикова, Е.С. Чавкина // Новые технологии в учебном процессе и производстве: материалы XXII Международной научно-технической конференции, посвященной 90-летию со дня рождения Ю.А. Гагарина. – Рязань, 2024. С. 530–532.

УДК 004.93'1, 159.942.33

ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ И АЛГОРИТМОВ АНАЛИЗА МИКРОВЫРАЖЕНИЙ ЛИЦА

А.Д. Черненко

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

Представлен обзор текущего состояния исследований, а так же перспектив развития современных методов и алгоритмов в области анализа микровыражений лица.

Ключевые слова: микровыражения, глубокие сети, дескрипторы признаков, распознавание микровыражений лица.

PROSPECTS FOR THE DEVELOPMENT OF THE MODERN FACIAL MICRO-EXPRESSION ANALYSIS METHODS AND ALGORITHMS

A.D. Chernenko

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

An overview of the current state of research is presented, as well as prospects for the development of modern methods and algorithms in the field of facial micro-expression analysis.

Key words: *micro-expressions, deep networks, feature descriptors, micro-expression recognition.*

Микровыражения — это спонтанные тонкие и мимолетные движения лица, являющиеся результатом эмоционального стимула [1]. Умение обнаруживать и распознавать микровыражения имеет решающее значение для эмоционального интеллекта и может применяться в образовании, клинической диагностике, во время интервью и на переговорах. В связи с практической важностью анализа микровыражений в настоящее время все больше исследователей проявляют интерес к данной области. В статье представлен сравнительный анализ современных методов и алгоритмов, применяемых для обнаружения и распознавания микровыражений лица.

Большинство методов распознавания микровыражений лица основаны на традиционных классических методах вычисления пространственно-временных дескрипторов признаков по причине ограниченного количества наборов данных. Данные признаки содержат информацию, описывающую детали изображения, например цвет, текстуру. Наиболее популярным дескриптором признаков является LBP-TOP. LBP-TOP — это дескриптор текстуры, устанавливающий пороговое значение для соседей каждого пикселя с помощью двоичного кода в пространственных и временных измерениях. Большинство исследований используют LBP-TOP в качестве базового алгоритма из-за его вычислительной простоты [2]. Позже были реализованы модификации данного алгоритма, а именно: LBP-SIP, уменьшающий избыточность информации, LBP-MOP - сокращает время вычисления дескрипторов признаков. Другим, широко используемым дескриптором признаков, является дескриптор, основанный на градиенте.

Градиенты высокого порядка способны представить структурную информацию изображения в деталях. Алгоритм вычисления дескрипторов гистограммы ориентированных градиентов (HOG) описывает края на изображении с геометрической инвариантностью. Алгоритм гистограммы ориентаций градиента изображения (HIGO) инвариантен к влиянию освещения, путем игнорирования весовой оценки величины производных первого порядка. Совместное использование алгоритмов LBP-TOP и HOG (HOG-TOP, HIGO-TOP) позволило увеличить производительность методов распознавания микровыражений лица. Помимо выше рассмотренных алгоритмов, выделяют алгоритмы, основанные на оптическом потоке.

Нечеткая гистограмма ориентаций оптического потока (FHOF), содержит информацию о направлении движения и игнорирует величину движения из-за низкой интенсивности микровыражений. Кроме вышеуказанных функций, существуют дескрипторы, представляющие микровыражения цветовой картой, геометрией лица. TICS представляет

собой тензорно-независимое цветовое пространство, в котором RGB преобразуется в независимые цветовые компоненты и объединяется с динамической текстурой для дальнейшего повышения точности распознавания микровыражений. Модель временного кодирования на основе триангуляции Делоне (DTCM) выполняет нормализацию в пространстве и времени (рис. 1) [3].

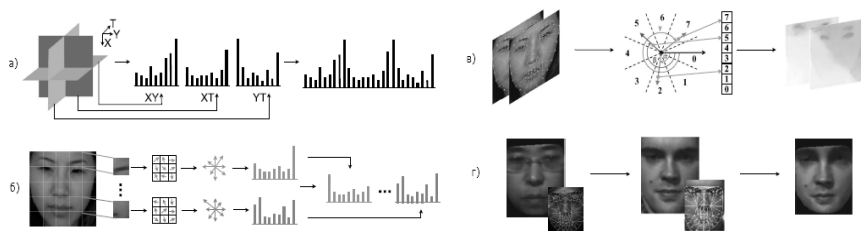


Рис. 1 – Классические методы вычисления признаков при анализе микровыражений лица: а - LBP-TOP, б - HOG, в - Оптический поток, г - триангуляция Делоне

В последние годы методы, основанные на глубоком обучении, достигли высоких результатов во многих областях исследований. Однако данные методы требуют большого объема данных, который недоступен на сегодняшний день для исследования микровыражений, поэтому задача распознавания микровыражений лица с помощью методов глубокого обучения затруднена.

Одно из первых применений модели выражений лица на основе CNN и набора данных CASME II привело к точности распознавания микровыражений лица в 47,3%, что значительно ниже по сравнению с использованием классических математических методов вычисления дескрипторов. Дальнейшие работы привели к повышению точности распознавания микровыражений за счет использования больших массивов изображений лиц и разработки эффективных сетевых структур.

Недавние исследования показывают, что использование знаний, полученных при решении дополнительных задач, способно улучшить методы распознавания микровыражений лица. Например, получение информации о единицах движений, которые затем агрегируются в микровыражения способно повысить производительность анализа микровыражений лица.

Помимо настройки предварительно обученной модели, так же применяется дистилляция знаний, заключающаяся в использовании предварительно обученной сети высокой емкости, которая управляет обучением небольших и быстрых сетей.

Глубокие сети применяют функции потерь для выполнения сквозной классификации. Функция потерь штрафует отклонение между предсказанными и истинными метками в процессе обучения. Наборы данных

обладают низкими межклассовыми различиями по причине низкой интенсивности микровыражений. Контрастная потеря, потеря триплета и потеря центра были введены в методы распознавания микровыражений лица для повышения внутриклассовой компактности и межклассового различия. Выборки в наборах имеют несбалансированное распределение, поскольку некоторые микровыражения, например, страх, трудно инициировать. Фокальная потеря используется для уменьшения дисбаланса распределения, путем фокусирования на неправильно классифицированных и жестких образцах.

Основной проблемой для верного распознавания микровыражений лица является извлечение дискриминантных представлений. Признаки, полученные из классических математических алгоритмов, представляют низкоуровневые представления, описывающие текстуру, цвет, но не содержат семантическую информацию. Признаки, полученные из методов глубокого обучения – это абстрактные высокоуровневые представления [3].

В заключение следует отметить, что микровыражения, будучи произвольными, едва уловимыми и быстрыми выражениями лица, способны раскрывать истинные эмоции человека. Поэтому исследования в данной области имеют значительные перспективы для автоматического анализа микровыражений лица, который может повлиять на нашу повседневную жизнь.

Библиографический список

1. Paul Ekman, "Lie Catching and Micro Expressions," The Philosophy of Deception, pp. 118-136, 2009.
2. О.В. Мельник, В.А. Саблина, А.Д. Черненко Распознавание микровыражений лица с использованием классификаторов на основе машинного обучения // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. №1, с. 125-135, 2023.
3. Guoying Zhao, Xiaobai Li, Yante Li, and Matti Pietikainen, "Facial Micro-Expressions: An Overview," in Proceedings of the IEEE, vol. 111, no. 10, pp. 1215-1235, 2023.

УДК 621.317.616

ГАЗОАНАЛИЗАТОР – ИНСТРУМЕНТ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ВОЗДУХА

Е.Д. Старова, С.В. Смирнова

ФГБОУ ВО «Казанский Национальный Исследовательский Технический
Университет им. А.Н. Туполева - КАИ», г. Казань

Рассмотрены методы и приборы содержания аэрозолей в воздухе, а также основные требования, которыми должен обладать газоанализатор.

Ключевые слова: *газоанализатор, методы определения содержания аэрозолей, токсичные вещества, контроль качества.*

GAS ANALYZER - AIR QUALITY ASSESSMENT TOOL

E.D. Starova, S.V. Smirnova

Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev - KAI,
Kazan, Russia. A.N. Tupolev Kazan National Research Technical University -
KAI", Kazan, Russia

Methods and devices of aerosol content in the air are considered, as well as the basic requirements that a gas analyzer should have.
Key words: gas analyzer, methods of aerosol content determination, toxic substances, quality control.

Респираторный путь является основным для попадания токсичных веществ в организм, а предупреждение загрязнения воздушной среды вредными веществами является главным средством предупреждения профессиональных интоксикаций.

Важным направлением борьбы, как с острыми, так и с хроническими профессиональными заболеваниями, является гигиеническое нормирование производственной воздушной среды - установление предельно допустимых концентраций (ПДК) содержания ядовитых примесей в воздухе рабочих помещений. В табл. 1 отмечены ПДК некоторых газов согласно ГН 2.2.5.3532-18.

Таблица 1 – ПДК вредных веществ в воздухе рабочей зоны

Наименование вещества	№ CAS	Формула	Величина ПДК, (мг/м ³)	Класс опасности
Метан	74-82-8	CH ₄	7000	4
Пропан-1,2-диол (пропиленгликоль)	57-55-6	C ₃ H ₈ O ₂	7	3
Пропан-1-ол (пропиловый спирт)	71-23-8	C ₃ H ₈ O	30/10	3
Пропан-2-ол (изопропиловый спирт)	67-63-0	C ₃ H ₈ O	50/10	3
Пропан-2-он (Ацетон)	67-64-1	C ₃ H ₆ O	800/200	4
Углерод оксид	630-08-0	CO	20	4
Углерода диоксид	124-38-9	CO ₂	27000/ 9000	4

В соответствии с классификацией ГОСТ 12.1.007-76. «ССБТ. Вредные вещества. Классификация и общие требования безопасности» вещества разделены на четыре класса опасности:

- 1 класс – чрезвычайно опасные,
- 2 класс – высокоопасные,
- 3 класс – опасные,
- 4 класс – умеренно опасные. [1]

Газоанализатор – лабораторное оборудование, предназначенное для определения состава газовой смеси. Различает и качественное, и количественное соотношение газов в образце в зависимости от модели.

Требования, предъявляемые к газоанализаторам

1) *Надежность и точность измерений.* Газоанализатор должен обеспечивать точные и надежные измерения содержания определенных газов в воздухе, что является важным для обеспечения безопасности работников на производстве.

2) *Широкий диапазон измерений.* Для обеспечения полного контроля за воздушной средой газоанализатор должен измерять различные газы в широком диапазоне концентраций.

3) *Быстрая реакция и отклик.* Газоанализатор должен иметь быструю реакцию на изменение концентрации газов и обеспечивать оперативное предупреждение о возможных опасностях.

4) *Простота использования.* Легкий в использовании, иметь интуитивно понятный интерфейс и должен быть доступным для обучения операторов.

5) *Долговечность и устойчивость к воздействиям окружающей среды.*

6) *Возможность записи и передачи данных.* Чтобы позволять сохранять информацию о концентрации газов для последующего анализа, газоанализатор должен иметь функцию записи данных. Также важна возможность передачи данных для мониторинга.

7) *Калибровка и обслуживание.* Для того, чтобы обеспечить надежную работу газоанализатора на протяжении всего срока службы, он должен быть легко калибруем и прост в обслуживании.

Приборы и методы определения содержания аэрозолей

Методы исследования аэрозолей разделяют на две группы: с выделением и без выделения дисперсной фазы аэрозоля из дисперсной среды.

В зависимости от физических принципов, применяемых для определения концентрации пылевых частиц, методы измерения делятся на: гравиметрические; электрофизические, связанные с определением зарядов аэрозольных частиц; оптические и фотоэлектрические; радиоизотопные; пьезоэлектрические и др.

Гравиметрический метод основан на фильтрации запыленного воздуха через фильтр и определении его привеса после отбора пробы. Например, GSA PT 1000 - гравиметрический анализатор сорбции газа, нагревательные камеры которого позволяют проводить измерения в температурном диапазоне -150...1750 °C и при давлении от сверхвысокого вакуума до 10 бар.

В основе *фотоэлектроколориметрического метода* лежит измерение интенсивности окраски запыленного фильтра методом сравнения с эталоном белизны с помощью фотосопротивлений. Например, КОЛИОН-1.

Ионизационные методы измерения пыли используют свойства веществ поглощать α - или β -излучение пропорционально своей массе, приходящейся на единицу площади, перпендикулярной направлению лучей. Например,

ГСА-3, в котором ионизация воздуха осуществляется в интегральном ИПК источником ионизации на основе Pu^{239} с максимально возможной плотностью излучения с единицы поверхности и измерением полного ионизационного тока.

Счетный метод основан на осаждении аэрозольных частиц на покровном стекле (экране) и дальнейшем исследовании осадка под микроскопом. Наиболее распространены *кониметры* — счетчики ударного действия. Частицы оседают на покровном стекле, обработанном вазелином, помещенном перпендикулярно струе, которая пропускается с большой скоростью через плоскую щель или круглое отверстие.

Недостатки кониметров: невысокая эффективность улавливания мелких фракций пыли; агрегатирование частиц при прохождении струи через сопло с большой скоростью (80...100 м/с); невоспроизводимость результатов и др.

Оптические методы основаны на использовании эффекта рассеивания света взвешенными в воздухе частицами. Например, фотоэлектрический счетчик аэрозольных частиц АЗ-5 позволяет анализировать частицы по размерам, так как существует количественная связь между размером частиц и интенсивностью рассеянного света.

Электрические методы основаны на способности пылевых частиц электризоваться при высокой скорости движения в потоках. Примером является электроиндукционный измеритель пыли ЭИП-4, предназначенный для непрерывного определения запыленности в помещениях и в открытой атмосфере. Аэрозольные частицы, проходя через зарядную камеру за время импульса коронного разряда, получают отрицательный электрический заряд и оказываются в измерительной камере, где они индуцируют на ее электроде ток, по которому определяют площадь поверхности частиц и их массовую концентрацию.

Пьезоэлектрические методы используют зависимость частоты собственных колебаний пьезокварцевой пластинки от массы осажденной на ней пыли. Для осаждения частиц на кварцевую пластинку применяют электростатический осадитель. Разрабатываются методы, основанные на использовании резонансных свойств натянутой струны. Изменение массы струны приводит к изменению собственной частоты колебаний.

Радиоизотопный метод определения концентрации пыли основан на ослаблении β -излучения частицами пыли. Приборы состоят из радиоактивного источника излучения, пробоотборного устройства и счетчика Гейгера. Отбор проб через пробоотборную головку, нанесение их на ленту из стекловолокна и транспортировка в детекторный блок осуществляются с помощью микропроцессора. Концентрация пыли вычисляется по результатам измерений на фильтре до и после нанесения пробы. Примерами являются приборы ПРИЗ с исследуемой концентрацией 1...500 мг/м³, MPSI-100 (Франция), MPS-100 (Италия) с исследуемыми концентрациями 0,0008...3,3 и 0,002...9,999 мг/м³ соответственно. [2]

Наиболее перспективны приборы, основанные на принципах *голографии* с использованием лазерного излучения. Это пока единственный метод, позволяющий оценивать содержание и распределение частиц аэрозоля без нарушения естественного состояния среды. По мере усовершенствования методов получения голограмм именно эти методы займут ведущее место.

Лазерный газоанализатор на голографическом методе описан в патенте RU152730U1. На рис. 1 приведена блок-схема предлагаемого лазерного газоанализатора.

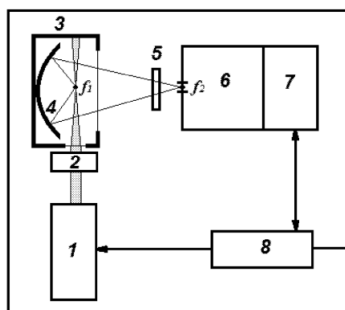


Рис. 1 – Лазерный газоанализатор

Лазерный газоанализатор содержит лазер 1, работающий в непрерывном режиме, фокусирующую линзу 2, газовую кювету 3, эллиптическое зеркало 4 для сбора рассеянного излучения, голографический фильтр 5, спектральный прибор 6, ПЗС-матрицу 7 и блок управления 8. Все перечисленные компоненты газоанализатора располагаются в едином моноблоке и находятся в функциональной взаимосвязи.

Предлагаемый лазерный газоанализатор работает следующим образом. Возбуждающее излучение от лазера 1 фокусируется линзой 2 в центре газовой кюветы 3, где излучение рассеивается на молекулах анализируемого газа. Рассеянное излучение, наибольшая интенсивность которого находится в первом фокусе f_1 эллиптического зеркала 4, в силу специфики эллиптической поверхности, направляется во второй фокус f_2 , который расположен на щели спектрального прибора 6. При этом собранное рассеянное излучение проходит через голографический фильтр 5, роль которого - ослабить интенсивность упругого рассеяния света на частоте возбуждающего излучения (так называемое рэлеевское рассеяние). Спектральный прибор 6 разлагает попавший в него свет в спектр, который далее регистрируется ПЗС-матрицей 7, установленной на его выходе. ПЗС-матрица 7 передает электрические сигналы в блок управления 8. Блок управления 8 обеспечивает питание лазера и ПЗС-матрицы, задает режимы их работы (время экспозиции, частота передачи данных и пр.), а также имеет выход для подключения компьютера для проведения математической обработки, вычисления концентраций газовых компонентов и визуализации результатов.

Технический результат - повышение достоверности газоанализа, что обусловлено регистрацией спектров КР газов с высокой интенсивностью, и соответственно, высоким соотношением сигнал/шум. [3]

Таким образом, на данный момент существует большое разнообразие газоанализаторов, которые реализуются на различных физических и химических принципах. Поэтому каждый заказчик способен подобрать конкретный газоанализатор под собственные условия эксплуатации.

Библиографический список

1. ГОСТ 12.1.007-76. "ССБТ. Вредные вещества. Классификация и общие требования безопасности".
2. Дмитренко, В. П. Экологический мониторинг техносферы : учебное пособие / В. П. Дмитренко, Е. В. Сотникова, А. В. Черняев. — 2-е изд. испр. — Санкт-Петербург : Лань, 2022. — ISBN 978-5-8114-1326-3. — Текст : электронный // Лань : электронно-библиотечная система.
3. Патент РФ № 152730 U1, МПК G01N 21/65, G01J 3/44. Лазерный газоанализатор. Опубликовано: 20.06.2015

УДК 615.471

РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ЦЕЛЯХ СОЗДАНИЯ ЦИФРОВОГО ДВОЙНИКА

А.Ю. Ушаков

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г. Тамбов

Рассмотрен подход к построению модели лёгких для применения в разработке цифрового двойника респираторной системы пациента. Предложена структурная схема модели.

Ключевые слова: альвеолярное пространство, математическая модель, респираторная система, цифровой двойник.

DEVELOPMENT OF MATHEMATICAL MODEL OF THE RESPIRATORY SYSTEM IN ORDER TO CREATE A DIGITAL TWIN

A.Y. Ushakov

Tambov State Technical University, Tambov

The paper focuses on the development of a lung model for the purpose of creating a digital twin of a patient's respiratory system is presented. A schematic representation of the proposed model is provided.

Key words: alveolar space, digital twin, mathematical model, respiratory system.

В последние годы наблюдается увеличение количества больных с респираторными осложнениями на фоне вирусных заболеваний. Дополнительная нагрузка в связи с этим выпала на отделения реанимации и интенсивной терапии. Использование аппаратов искусственной вентиляции легких является травматичной терапией и требует особого мониторинга состояния пациента, а повышенный поток больных в период вирусных заболеваний, увеличивает нагрузку на медицинский персонал отделений. С целью снижения врачебных нагрузок и повышения качества оказываемых медицинских услуг, предлагается разработать и внедрить систему поддержки принятия врачебных решений, основанную на цифровом двойнике дыхательной системы.

Для решения поставленной цели, требуется описать взаимосвязь дыхательной и кровеносной систем, а также визуализировать работу легких в реальном времени во время лечения в отделениях реанимации.

Респираторную систему человека разделим на 3 основных резервуара (рис. 1): альвеолярный резервуар (A), резервуар смешивания (S), а также анатомически мертвое пространство (D). В этом случае процесс дыхания можно описать так – воздух из внешней среды попадает в анатомически мертвое пространство, после перемещается в резервуар смешивания. За счет диффузии перемещается между резервуаром смешивания и альвеолярным резервуаром. Далее идёт процесс перфузии между альвеолярным резервуаром и легочными капиллярами PC .

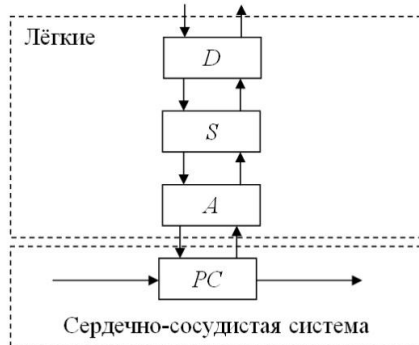


Рис. 1 – Процесс воздухообмена

Для расчета работы респираторной системы необходимо опираться на измеряемые физические параметры легких человека. За основу берем такие параметры, как объём, давление, сопротивление и эластичность (лёгочный комплайнс).

Как известно на первые 10 ветвей бронхиального дерева приходится большая часть сопротивления дыхательных путей. Принимая во внимание, что длина резервуара A составляет приблизительно 3 мм, резервуара S равно приблизительно 4 мм, мертвого пространства D равно 280 мм, а площади

поперечного сечения составляют 10000 см^2 , 3700 см^2 и 7 см^2 соответственно, разумно предположить, что основное сопротивление для движения газа находится в области между внешней средой и мертвым пространством (D).

Резистанс или сопротивление легких – показатель, характеризующий какое сопротивление оказывают на воздушный поток лёгкие человека. Общее сопротивление лёгких приблизительно равно сопротивлению мертвого пространства D . При расчете общего сопротивления мы учитываем только диффузионный поток между резервуаром D и внешней средой. Для расчётов в модели будем пользоваться формулой (1):

$$R_L = \int_T \frac{P_I - P_L(t)}{Q_{ID}(t)} dt, \quad (1)$$

где R_L – общее сопротивление дыхательных путей, P_I – давление в резервуарах легких в конце вдоха; $P_L(t)$ – давление в резервуарах легких в момент времени t , $Q_{ID}(t)$ – суммарный диффузионный поток между резервуарами легких и внешней средой.

Комплаинс или эластичность – показатель растяжимости лёгочной ткани, отражающий степень расширения лёгких во время дыхательных движений. Для определения эластичности используем формулу (2):

$$C_L = \frac{V_L(t_I) - U_L}{P_I - P_{PL}(t_I)}, \quad (1)$$

где C_L – суммарная эластичность лёгких, $V_L(t_I)$ – суммарный объём резервуаров легких в момент конца вдоха, U_L – объём резервуаров в момент конца выдоха, P_I – давление в резервуарах легких в конце вдоха; $P_{PL}(t_I)$ – давление плевральной полости.

Для динамической визуализации работы респираторной системы в условиях пребывания пациента в отделении реанимации и интенсивной терапии предлагается использовать метод многочастотной электроимпедансной томографии. Данный неинвазивный метод подходит для длительного мониторинга состояния пациента без необходимости перемещения его отделения лучевой диагностики или кабинеты УЗИ.

Измерение сопротивлений с использованием большого количества электродов позволяет строить трехмерную модель, которая позволит отражать состояние респираторной системы человека, находящегося на искусственной вентиляции легких.

Интеграция данных полученных с прикроватного монитора, показатели дыхания с аппарата искусственной вентиляции лёгких, а также использование электроимпедансной томографии позволит создать цифрового двойника дыхательной системы. Медицинский персонал будет получать более широкую картину состояния пациента. Разрабатываемая на этой основе система поддержки принятия врачебных решений, призвана снизить нагрузку на медицинский персонал больницы и повысить качество оказываемых медицинских услуг.

Библиографический список

1. Голов А.В., Симаков С.С. Математическая модель регуляции легочной вентиляции при гипоксии и гиперкапнии / Компьютерные исследования и моделирование, 2017, с. 297–310.с.
2. Ahookhosh K., Pourmehran O., Aminfar H., Mohammadpourfard M., Sarafriz M., Hamishehkar H. Development of human respiratory airway models: A review. European Journal of Pharmaceutical Sciences., 2020, Vol. 145.
3. Алексанян, Г. К. Функциональный анатомический макет грудной полости и легких человека для многоакурной электроимпедансной томографии / Г. К. Алексанян, И. Д. Щербаков, А. И. Кучер //Современные наукоемкие технологии. – 2019. – № 12-1. – С. 14-19. – DOI 10.17513/snt.37825.

УДК 004

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АНАЛИЗА ФКГ И ЭКГ СИГНАЛОВ

К.А. Бобкович, К.С. Комаров

Научный руководитель - Юлдашев З.М., зав. каф. БТС, д.т.н., проф.

Санкт-Петербургский государственных электротехнический университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Цель создания программного комплекса для анализа электрокардиографических (ЭКГ) и фонокардиографических (ФКГ) сигналов. Разработка системы для исследования характеристик сердечной деятельности. Комплекс должен обеспечивать обработку и анализ данных, включая фильтрацию сигналов, выделение ключевых точек волн, расчет спектральных характеристик и визуализацию результатов.

Ключевые слова: цифровая обработка сигналов, фонокардиограмма.

SOFTWARE SUIT FOR ANALYSIS OF PCG AND ECG

K.A. Bobkovich, K.S. Komarov

Thesis advisor – Yuldashev Z.M.

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

The purpose to create the software suit for analysis of electrocardiographic (ECG) and phonocardiographic (PCG) signals. Development of system for heart activity examination. The complex should provide processing and analysis of data, including filtration, key spots examination, spectral characteristics calculation and visualization.

Key words: digital signal processing, phonocardiogram.

Регистрация и анализ низкочастотных шумов сердца при фонокардиограмме (ФКГ) является важным при исследовании и предупреждении таких заболеваний, как пролапс митрального клапана,

стеноз, неявная сердечная недостаточность и др. [1]. Одновременная регистрация с ЭКГ позволяет лучше локализовать интервалы и сегменты кардиограммы для определения расположения тонов сердца [2].

Разработку программного комплекса можно разделить на следующие этапы разработки.

Первый этап – загрузка и предобработка данных. Первоначально сигналы ЭКГ и ФКГ загружаются из файла и проходят этап предварительной обработки. Предобработка включает высокочастотную фильтрацию для удаления шумов и низкочастотных помех, что позволяет улучшить качество исходного сигнала и повысить точность последующего анализа.

Второй этап – детекция характерных точек волн. Для анализа сердечного ритма важно определить характерные точки на ЭКГ-сигнале, такие как P, Q, R, S и T. Эти точки отражают ключевые фазы сердечного цикла и позволяют детально рассматривать сердечные сокращения. В комплексе реализован алгоритм автоматического обнаружения данных точек на основе фильтрованных сигналов, что позволяет анализировать сердечную деятельность по ритму и амплитудным характеристикам.

Третий этап – фильтрация и производные сигналов. В дополнение к стандартной фильтрации комплекс позволяет получать первую и вторую производные ЭКГ сигнала, что помогает обнаружить быстрые изменения и экстремальные точки, характерные для различных фаз сердечного сокращения. Вычисление производных также полезно для анализа формы сигналов и их спектральных характеристик.

Четвертый этап – спектральный анализ. Комплекс проводит спектральный анализ сигналов ЭКГ и ФКГ, выделяя интересные частотные диапазоны. Спектральный анализ позволяет исследовать частотные компоненты сердечных сигналов и выявить аномалии. Для более точного анализа используется окно Хемминга, что помогает уменьшить утечку энергии и повысить разрешающую способность спектра. Для каждого интересующего интервала рассчитываются такие параметры, как пиковая частота, энергия спектра, среднеквадратичная мощность и ширина полосы, что позволяет построить частотно-временные характеристики сигнала.

Пятый этап – сохранение и запись данных. Результаты анализа сохраняются в файл для последующего изучения. Файл содержит данные спектрального анализа, включая значения частотных пиков и энергии сигнала, что позволяет проводить дальнейшую статистическую обработку. Это особенно важно для долгосрочного мониторинга и построения отчетов по изменениям в частотных характеристиках сердечной деятельности.

Шестой этап – визуализация результатов. Комплекс обеспечивает визуализацию исходных и обработанных сигналов, а также графики спектрального анализа с и без использования оконной функции. Визуальные данные позволяют быстро оценить характеристики сигнала и определить наличие аномалий. Это особенно важно в медицинской практике, где

наглядность и оперативность интерпретации данных имеют первостепенное значение.

В качестве дополнительного инструмента для выявления патологий целесообразно использовать модель сверточной нейронной сети, обучив которую на базе данных записей поликардиосигналов, включающую в себя данные пациента, условия снятия показаний и сами записи в соответствующих файловых форматах для обработки программой, можно получить предварительный диагноз [3] на основе классификации спектров сигналов.

Вышеописанный программный комплекс представляет собой мощный инструмент для анализа кардиографических данных. Система объединяет фильтрацию, обработку сигналов, спектральный анализ и запись данных, предоставляя исследователям и медицинским специалистам инструмент для комплексного анализа состояния сердца.

Библиографический список

1. Блинова Е. В. и др. Фонокардиография: новые возможности в свете цифровых технологий //Кардиологический вестник. – 2018. – Т. 13. – №. 2. – С. 15-21.
2. Giordano N., Knaflitz M. A novel method for measuring the timing of heart sound components through digital phonocardiography //Sensors. – 2019. – Т. 19. – №. 8. – С. 1868.
3. Prakash D. et al. Detection of heart diseases by mathematical artificial intelligence algorithm using phonocardiogram signals //International Journal of Innovation and Applied Studies. – 2013. – Т. 3. – №. 1. – С. 145-150.

УДК 621

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПЛОЩАДИ РАНЕВОЙ ПОВЕРХНОСТИ

А.Р. Волжанин

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

В работе приведен алгоритм для обнаружения контуров и определения площади раневой поверхности. Описаны методы, на которых основывается алгоритм, а также рассмотрены существующие решения данной задачи, применяемые в клинической практике.

Ключевые слова: рана, измерение площади, определение контура, компьютерное зрение.

DEVELOPMENT OF A COMPUTER VISION ALGORITHM FOR MEASURING THE AREA OF THE WOUND SURFACE

A.R. Volzhanin

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

In the course of the study, an algorithm was described for detecting contours and determining the area of the wound surface. The paper describes the methods on which this algorithm is based, as well as the approaches used in clinical practice.

Key words: wounds, measurement, computer vision

Необходимость определения размеров ранения и контроля динамики их изменения возникает при лечении больных, имеющих повреждения кожного покрова любого происхождения [1, 2]. Измерение площади и глубины раневой поверхности, определение скорости уменьшения ее размеров и предсказания вероятностных сроков окончательного выздоровления больного являются важнейшими задачами хирургов соответствующего профиля [1, 3]. Очевидно, что особенно актуальным такой тип диагностических исследований является для пациентов с хроническими язвами и другими вяло текущими процессами, однако это требует затрат человеческих и материальных ресурсов и создает большой экономический эффект.

В практической медицине объективные методы первичной оценки площади кожного дефекта применяются исключительно в специализированных клиниках. В работе врачей амбулаторного звена, которые обслуживают основную массу таких пациентов, используются субъективные подходы. Изменение размеров раневой поверхности также контролируется субъективно. Часто такая практика приводит к неправильной интерпретации динамики патологического процесса и отрицательно сказывается на результатах лечения.

Традиционными методами определения площади ранений являются измерение с помощью градуированной линейки, планиметрия на прозрачной ацетатной пленке и цифровая планиметрия по фотографиям. Следует отметить, что для измерения кожных поражений «до сих пор нет четкого консенсуса относительно того, какой метод является лучшим, который является быстрым, практичным, дешевым и простым в повседневной практике» [4].

Измерение квадратной линейкой – удобная и быстрая система измерения, которая не требует специальной подготовки и поэтому широко интегрирована в повседневную клиническую практику. Однако ее надежность ограничена, особенно при измерении ран неправильной формы. Кроме того, результатом использования такого подхода зачастую является переоценка фактических размеров раневой поверхности, а точность имеет тенденцию к снижению при увеличении размеров ранения [5].

Прозрачная ацетатная планиметрия позволяет рассчитать размер раны, обведя края раны на прозрачном листе, который затем помещают на миллиметровую бумагу для расчета количества квадратных миллиметров или сантиметров, покрывающих поверхность раны (метод подсчета квадратов). Этот метод более трудоемкий, чем метод на основе линейки, особенно в случаях больших ран. Прозрачная ацетатная планиметрия считается недорогим и удобным методом, требующим минимального обучения. Основными ограничениями этого метода являются сложность определения края раны и неточность обводки ран при наличии кожной складки. Кроме того, надежность этого метода обычно снижается по мере уменьшения размера раны [5].

На рынке есть альтернативы, которые повышают уровень точности (например, стереокамеры, камеры глубины, тепловизионные камеры) [6, 7, 8], но их высокая стоимость и сложность использования специалистами делают их сложными для внедрения в систему здравоохранения. По этой причине большинство специалистов используют методы, которые упрощают процесс сбора данных; например, использование линейки для измерения двух осей эллипса, содержащего рану. Однако эти упрощенные методы увеличивают погрешность измерения.

Цифровая планиметрия является одним из современных референтных методов. Однако эта система измерения имеет два основных недостатка: зависимость от используемого метода калибровки и влияние ориентации объектива камеры относительно плоскости раны. Важно убедиться, что объектив камеры и плоскость раны строго перпендикулярны во время измерения [9].

В данной работе представлен цифровой метод расчета контуров и площади ранения. Метод состоит из цифровой системы для выбора интересующей области (разграничения раны), автоматической системы для измерения площади с использованием маркера.

Для определения контура раны и разграничения области интереса (ROI) система использует метод суперпикселей и модель цветового пространства HSV.

В основе использования метода суперпикселей лежит создание групп смежных ячеек, которые имеют общие характеристики. Этот процесс часто приводит к чрезмерной сегментации – это ситуация, когда наши сегменты (суперпиксели) внутренне однородны, но не всегда сильно отличаются от своих соседей.

Результат применения метода суперпикселей представлен на рис. 1.

Для обнаружения контура раны система использует описанные выше алгоритмы, разбивая изображение на суперпиксели. Далее для каждого суперпикселя вычисляется среднее значение цветовых компонент в пространстве BGR, и полученный цвет присваивается соответствующей области изображения. На следующем этапе полученное изображение преобразуется в цветовое пространство HSV, где осуществляется фильтрация

по диапазону красных оттенков. В результате формируется маска, выделяющая область ранения.

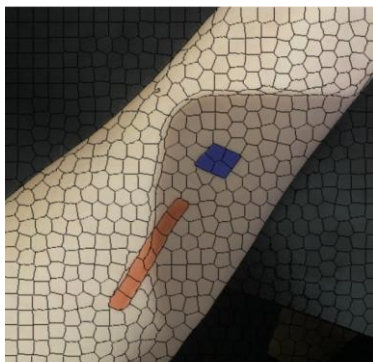


Рис. 1 – Результат работы метода суперпикселей

Для расчета площади раны используется маска, полученная на предыдущем этапе, также требуется включение маркера. В данном случае маркер представляет собой синий квадрат для контраста с остальной частью изображения. Физический размер этого квадратного маркера всегда составляет 1 см на сторону, это позволит соотносить его размер с размером маркера на изображении и рассчитать фактическую площадь раны.

На рис. 2 изображен результат работы программы.

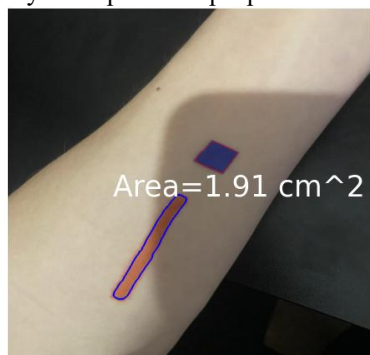


Рис. 2 – Результат работы программы

Следует отметить, что использование данного алгоритма накладывает определенные ограничения на его применение. Алгоритм распознавания контуров раневой поверхности основывается на цветовом представлении изображения, что делает критически важным обеспечение однородности освещения. Неправильное соблюдение этого условия может привести к значительным ошибкам в идентификации области ранения. Во-вторых, точность измерения площади зависит от правильного размещения камеры

относительно маркера и раны. Важно обеспечить перпендикулярность оптической оси камеры и плоскости раны во время измерения. Если маркер наклонен, частично закрыт или искажен из-за освещения или теней, результаты измерения могут оказаться не соответствующими действительности.

Данный алгоритм можно улучшить, применив нейросеть-классификатор к полученной области, чтобы убедиться в том, действительно ли данная область относится к ранению или является объектом с аналогичными цветовыми характеристиками. Чтобы снизить количество ошибочных измерений площади раневой поверхности, можно реализовать программу, оценивающую непропорциональность сторон маркера, а также аппроксимирующую ее контуры к квадратным формам.

Библиографический список

1. Wound C.H. Wound assessment: measuring the area of a leg ulcer // British Journal of Nursing. 1998. Т. 7, № 13. С. 765–772.
2. Vowden K. Common problems in wound care: wound and ulcer measurement // British Journal of Nursing. 1995. Т. 4, № 13. С. 775–779.
3. Flanagan M. Improving accuracy of wound measurement in clinical practice // Ostomy Wound Manage. 2003. Т. 49, № 10. С. 28–40.
4. Wang S. C., Anderson J. A. E., Evans R., Woo K., Beland B., Sasseville D., Moreau L. Point-of-care wound visioning technology: Reproducibility and accuracy of a wound measurement app // PubMed. [2017]. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28817649> (дата обращения: 20.10.2024).
5. Jørgensen L.B., Sørensen J.A., Jemec G.B.E., Yderstræde K.B. Methods to assess area and volume of wounds – a systematic review // International Wound Journal. 2016. Т. 13, № 4. С. 540-553.
6. Sprigle S., Nemeth M., Gajjala A. Iterative design and testing of a hand-held, non-contact wound measurement device // Journal of Tissue Viability. 2012. Т. 21, №1. С. 17-26.
7. Wang L., Pedersen P.C., Agu E., Strong D.M., Tulu B. Area Determination of Diabetic Foot Ulcer Images Using a Cascaded Two-Stage SVM-Based Classification // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2017. Т.64. № 9. С. 2098-2109.
8. Jun D., Choi H., Kim J., Lee M., Kim S., Jo D., Kim C., Shin D. Efficacy of the mobile three-dimensional wound measurement system in pressure ulcer assessment // Journal of Wound Management and Research. 2019. Т. 15, № 2. С. 78-84.
9. Foltynski P. Ways to increase precision and accuracy of wound area measurement using smart devices: Advanced app Planimator // PlosOne. [2018]. URL: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0192485> (дата обращения: 20.10.2024).

**СПОСОБ КОНТРОЛЯ УСТАЛОСТИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ МЫШЦ
НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ПОВЕРХНОСТНЫХ
ЭЛЕКТРОМИОСИГНАЛОВ**

А.Е. Пшеничный

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

Рассмотрен принцип создания классификатора для оценки степени усталости дыхательных мышц с дескрипторами, полученными на основе вейвлет-анализа электромиосигнала.

Ключевые слова: усталость дыхательных мышц, электромиосигнал, вейвлет-анализ, классификатор.

**METHOD OF CONTROLLING RESPIRATORY MUSCLE FATIGUE
BASED ON THE ANALYSIS OF SURFACE ELECTROMYOSIGNALS**

A.E. Pshenichny

South-West State University, Kursk

The principle of creating a classifier for assessing the degree of fatigue of the respiratory muscles with descriptors obtained on the basis of wavelet analysis of the electromyosignal is considered.

Key words: fatigue of the respiratory muscles, electromyosignal, wavelet analysis, classifier.

Электромиография (ЭМГ) используется при диагностике острой дыхательной недостаточности, при мониторинге системы дыхания у пациентов, получающих хроническую искусственную вентиляцию легких в домашних условиях, для оценки функции дыхательных мышц (ДМ). Поверхностная электромиография (пЭМГ), проводимая с помощью электродов, подобных тем, которые используются для измерения электрокардиограммы (ЭКГ), позволяет проводить чрезкожное измерение электрической активности ДМ. Этот подход облегчает неинвазивный мониторинг ДМ за пределами диафрагмы, включая парастернальные, грудино-ключично-сосцевидные, брюшные и чешуйчатые мышцы [1, 2, 3, 4]. Однако использование ЭМГ ДМ в клинической практике по-прежнему ограничено.

Для мониторинга показателей усталости ДМ предложено устройство, которое состоит из последовательно соединенных миелектронного устройства считывания (МЭУС) 1, аналого-цифрового преобразователя (АЦП) 2, блока вычисления RMS 3, формирователь строба (ФС) 4, блока формирования сегмента (БФС) 5, блока вейвлет – преобразования сегмента (БВПС) 6, блока формирования дескрипторов (БФД) 7, и классификатора МУ 8. При этом блоки 2, 3, 4 и 5 выполнены на базе микроконтроллера 9, а блоки 6, 7 и 8 выполнены на базе ПЭВМ 10. МЭУС состоит из последовательно

соединенных блока электродов 11, усилителя биопотнциалов 12 и полосно-пропускающего фильтра 13.

Сущность предлагаемого метода заключается в получении вейвлет-преобразования (CWT) сегмента sEMG, который во временном интервале соответствует двигательной активности ДМ, с последующим получением дескрипторов для использования их в классификаторе усталости ДМ [5, 6]. На рис. 1а показан сигнал sEMG мышцы, выполняющей периодическую тестовую нагрузку. Интервал двигательной активности выделен двумя вертикальными линиями красного цвета. Для формирования дескрипторов используем вейвлет-преобразование сегмента sEMG, эпюра которого представлена на рис. 1б. Вейвлет-плоскость этого сегмента представлена на рис. 2. Вейвлет-плоскость построена для нижней частоты 20 Гц.

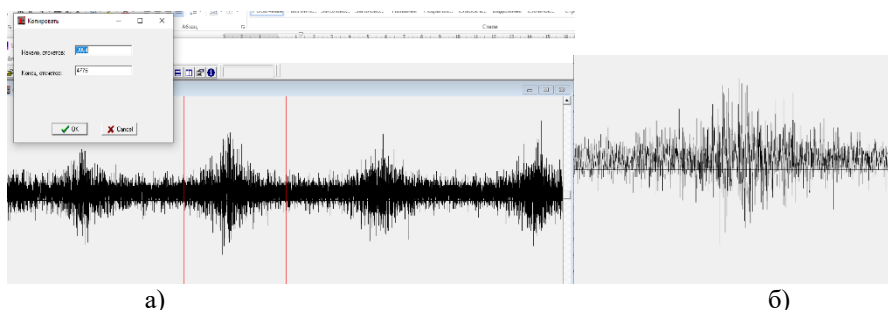


Рис. 1 – Электромиосигнал при тестовой нагрузке (а) и его сегмент (б), на основе анализа которого формируются дескрипторы для классификатора мышечной усталости

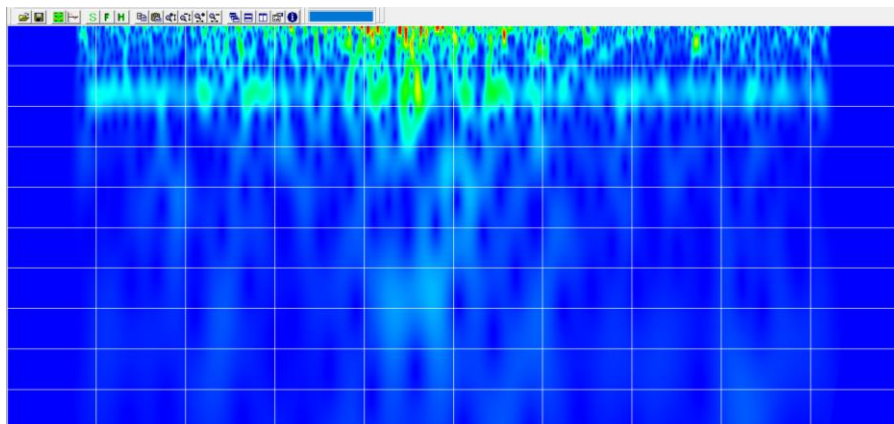


Рис. 2 – Вейвлет-плоскость сегмента электромиосигнала

Учитывая логику работы классификатора, усталость ДМ должна контролироваться на каждом периоде двигательной активности исследуемой мышцы, то есть в каждом сегменте. Для выделения сегмента используются три блока: RMS 3, ФС 4 и БФС 5. БФС выделяет из отсчетов sEMG отсчеты, соответствующие активности мышц. Он имеет два входа и один выход. На первый его вход поступает Строб с ФС, а на второй вход – отсчеты sEMG.

Для получения первой группы (вектора) дескрипторов определяем величины вейвлет-энтропии на всех уровнях вейвлет-разложения сегмента. То есть полторы - две тысячи отсчетов на каждом уровне разложения сворачиваются в один компонент вектора дескрипторов по формуле:

$$X_j = -p_j \ln(p_j), \quad (1)$$

где j -номер уровня разложения или индекс компоненты в векторе дескриптора,

$$p_j = \frac{E_j}{E_{out}}, \quad (2)$$

$$E_j = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K CWT^2(j, k), \quad (3)$$

$CWN(j, k)$ – амплитуда вейвлет-коэффициента в j - й строке и k - м столбце вейвлет-плоскости, K – число вейвлет-коэффициентов в строке (число столбцов в вейвлет - плоскости),

$$E_{out} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N E_j, \quad (4)$$

где N – число строк (уровней детализации) вейвлет-плоскости.

Размерность первого вектора дескрипторов определяется числом уровней детализации N или, другими словами, числом строк вейвлет-плоскости. Максимальное количество уровней детализации определяется числом отсчетов в сигнале K , то есть $N_{\max}=K/2$. $N_{\min}$ или N непосредственно связано с частотой дискретизации (f_s) анализируемого сигнала. В случае разложения sEMG, дискретизированного с частотой $f_s=640$ Гц при нижней частоте анализа равной 20 Гц, число уровней декомпозиции $N=200$ [7]. Таким образом, первый вектор будет иметь двести дескрипторов, определяемых по формуле (1).

Для определения компонентов второго вектора используем формулу, аналогичную (1), но энергию вейвлет-коэффициентов определяем по столбцам вейвлет-плоскости:

$$Y_k = -p_k \ln(p_k), \quad (5)$$

где k -номер отсчета на уровне детализации вейвлет-плоскости,

$$p_k = \frac{E_k}{E_{out}}, \quad (6)$$

$$E_k = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N CWT^2(j, k). \quad (7)$$

В общем случае сегмент sEMG занимает порядка 1,5...2 секунды и в нем может быть свыше полутора тысяч отсчетов. Однако, если обратиться к вейвлет- плоскости рис. 2, то можно заметить, что максимальная энергия спектра сосредоточена в ее центре. Следовательно, задавшись пороговым значением для энергий в столбцах $E_{пор.}$, можем использовать для вычисления компонентов второго вектора только те столбики, энергия в которых выше пороговой.

Классификатор МУ построен по многоагентной идеологии. На нижнем уровне находятся автономные интеллектуальные агенты, формирующие пространство информативных признаков для автономных интеллектуальных агентов, находящихся на верхнем иерархическом уровне. На верхнем иерархическом уровне классификатора используем агрегатор, агрегирующий решения модулей классификации медицинского риска, находящихся на нижнем иерархическом уровне. Его структура представлена на рис. 3.

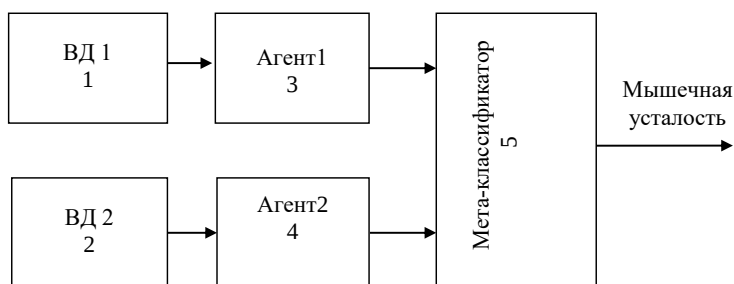


Рис. 3 – Структура классификатора мышечной усталости

Она включает два независимых модуля классификаторов усталости ДМ 3 и 4, которые анализируют векторы дескрипторов (1 и 2), определяемых по формулам (1) и (5). В качестве агрегатора 5 (мета-классификатора) была использована нечеткая нейронная сеть, алгоритмы настройки которой подробно описаны в [8], на выходе которого формируется окончательное значение показателя МУ.

Библиографический список

1. Recruitment pattern of the diaphragm and extradiaphragmatic inspiratory muscles in response to different levels of pressure support / L.H. Roesthuis, J.G. van der Hoeven, H.W.H. van Hees, W.-J.M. Schellekens, J. Doorduyn & L.M.A. Heunks //Published: 29 May 2020. Volume 10, article number 67, (2020).
2. Алгоритмы мониторинга эффективности терапевтических и реабилитационных процедур по показателям клинического анализа крови в

- системе поддержки принятия врачебных решений / Бутусов А.В., Киселев А.В., Петрунина Е.В., Сафронов Р.И., Песок В.В., Пшеничный А.Е. // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023;13(1):170-190. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-1-170-190>. URL: <https://uprinmatus.elpub.ru/jour/article/view/95/94>.
3. Алгоритмы мониторинга эффективности терапевтических и реабилитационных процедур по показателям клинического анализа крови в системе поддержки принятия врачебных решений//Бутусов А.В., Киселев А.В., Петрунина Е.В., Сафронов Р.И., Песок В.В., Пшеничный А.Е./Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023. Т. 13. № 1. С. 170-190.
4. Классификационные модели адаптационного потенциала живой системы / Петрунина Е.В., Сафронов Р.И., Пшеничный А.Е., Филист С.А., Шехине М.Т. // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2024;12(2). URL: <https://moitvvt.ru/ru/ journal/pdf?id=1547>.
5. Метод классификации функционального состояния системы дыхания, основанный на контроле показателей кардиореспираторного синхронизма/Киселев А.В., Филист С.А., Алавси Х.А.Х., Песок В.В., Пшеничный А.Е., Шаталова О.В./Биомедицинская радиоэлектроника. 2024. Т. 27. № 2. С. 5-12.
6. Классификации функционального состояния системы дыхания на основе анализа кардиореспираторного синхронизма/Филист С.А., Кузьмин А.А., Хайдер Алавси Х.А., Песок В.В., Пшеничный А.Е./International Journal of Open Information Technologies. 2023. Т. 11. № 4. С. 21-28.
7. DWT analysis of numerical and experimental data for the diagnosis of dynamic eccentricities in induction motors / J. Antonino-Daviu [et al.] // Mechanical Systems and Signal Processing. 2007. Vol. 21. No.6. P. 2575 – 2589.
8. Гибридный метод контроля мышечной усталости в робототехнической системе / А. А. Кузьмин, Р. А. Томакова, Е. В. Петрунина, Д. А. Ермаков, С. Кадырова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023. Т. 13, № 3. С. 64–81. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-2-64-81>.

АНАЛИЗ ВИДОВ ДЕФЕКТОВ МАСЛЯНЫХ КРАСОК И ПРИЧИН ИХ ВОЗНИКНОВЕНИЯ

С.В. Губарева, А.В. Губарев

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

Рассмотрены основные виды дефектов, возникающих при производстве красок масляных. На основе анализа Парето выявлен наиболее часто встречающийся вид дефекта. Предложены мероприятия по устранению дефекта связанного с несоответствие цвета краски внутри тубы заявленному.

Ключевые слова: дежа, диаграмма Парето, краски масляные, туба.

ANALYSIS OF THE TYPES OF DEFECTS IN OIL PAINTS AND THEIR CAUSES

S.V. Gubareva, A.V. Gubarev

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

The main types of defects that occur in the production of oil paints are considered. Based on the Pareto analysis, the most common type of defect was identified. Measures are proposed to eliminate the defect associated with the discrepancy between the color of the paint inside the tube and the declared one.

Key words: bowl, Pareto diagram, oil paints, tube.

Масляные краски изготавливают предприятия, специализирующиеся на производстве товаров для рукоделия и творчества. Такие предприятия осуществляют изготовление и реализацию широкого ассортимента товаров, следовательно, им несколько сложнее отслеживать актуальность своей продукции, своевременно вносить изменения в техпроцессы, а также анализировать дефекты, которые, так или иначе, неизбежны.

Все дефекты масляных красок можно разделить на следующие виды:

- а) Протекание масло-восковой смеси. Причиной возникновения являются:
 - ошибки в соблюдении пропорций при приготовлении воскового раствора;
 - недостаточное перемешивание воскового раствора;
 - хранение готового воскового раствора более 3-х месяцев, без последующей проверки;
 - некачественная калибровка тубонаполнительной машины.
- б) Несоответствие внешнего вида краски (густоты). Причины возникновения дефекта:
 - ошибки в соблюдении пропорций при приготовлении воскового раствора;

- хранение готового воскового раствора более 3-х месяцев, без последующей проверки;
 - ошибки в соблюдении норм загрузки компонентов при приготовлении замесов красок;
 - недостаточное перемешивание замесов красок планетарной машиной;
 - недостаточное диспергирование замесов красок.
- в) Несоответствие цвета на тубе цвету внутри тубы. Причины возникновения дефекта:
- невнимательность настройщика тубонаполнительной машины;
 - плохая отчистка тубонаполнительной машины;
 - неправильная маркировка дежей с краской.
- г) Несоответствие цветов в наборе. Причины возникновения дефекта:
- неправильная маркировка коробок с тубами;
 - невнимательность комплектовщиков наборов красок.
- д) Отсутствие мембраны в тубе. Причины возникновения дефекта:
- закупка некачественных туб;
 - отсутствие достаточного количества поставщиков туб с мембранами;
 - отсутствие собственного производства туб с мембраной.
- е) Рваная упаковка. Причины возникновения дефекта:
- несоответствующая упаковка со стороны продавца;
 - недостаточная защита товара во время транспортировки;
 - повреждения, вызванные несоответствующим обращением с посылкой во время доставки;
 - недостаточное количество упаковочных материалов, используемых продавцом для защиты товара.

Основная проблема состоит в том, что большинство дефектов обнаруживается уже у потребителя, а не на производстве. В целях минимизации дефектов предприятия ведут учет дефектной продукции для дальнейшего анализа, который сводится к статистической обработке результатов учета брака.

Одним из наиболее простых способов анализа данных о несоответствиях является диаграмма Парето, по результатам построения которой можно сделать выводы о процентном соотношении дефектов. Более того, принцип диаграммы Парето (20% дефектов обуславливает 80% потерь) позволяет отсечь те самые 20% и направить усилия на устранение именно этих причин. Диаграмма приведена на рис. 1.

По результатам диаграммы Парето можно сделать вывод, что большую часть дефектов составляет дефект несоответствия цвета на тубе цвету внутри тубы. Именно на эти дефекты в первую очередь стоит обратить внимание.

Для решения проблемы с дефектами неправильного цвета краски в тубах, необходимо внедрить следующие процедуры.

1) Маркировка туб перед процессом загрузки в тубонаполнительную машину. При этом маркировка должна содержать следующую информацию:

- а) цвет краски;
- б) номер, соответствующий каждому цвету краски;
- в) логотип компании;
- г) описание продукта (например – краска масляная художественная);
- д) серию краски;
- е) размер тубы.

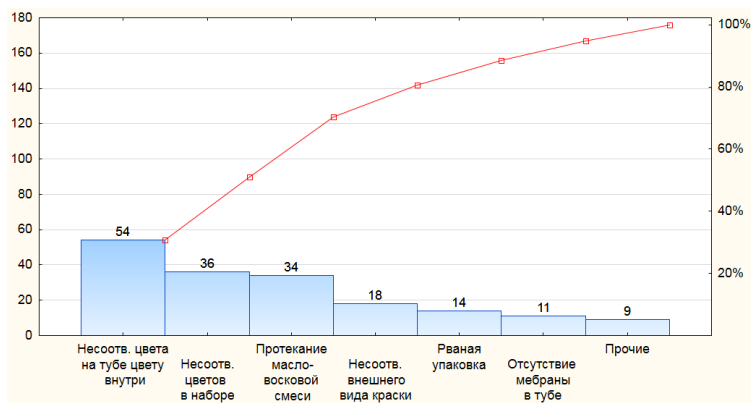


Рис. 1 – Диаграмма Парето по данным о дефектной продукции

2) Установка временной маркировки на каждую дежу в зависимости от цвета краски.

Перед началом процесса загрузки каждой дежи в тубонаполнительную машину, необходимо устанавливать временную маркировку, которая будет указывать на цвет краски, содержащейся в данной деже. Это поможет операторам и обслуживающему персоналу легко идентифицировать нужный цвет краски и предотвратить путаницу.

Указанные процедуры помогут обеспечить более эффективное управление процессом производства и минимизировать вероятность появления дефектов из-за неправильного цвета краски в тубах.

Внедрение указанных процедур приведет к увеличению времени выполнения производственного процесса, что повлечет за собой дополнительные издержки. Однако это также приведет к улучшению качества готовой продукции и, как следствие, уменьшению расходов на исправление дефектов на более поздних этапах жизненного цикла продукции.

Библиографический список

1. Губарев А.В., Фаткин В.А. Разработка динамической модели композиционного проектирования продукции и совершенствования технологической системы на основе информационного обеспечения // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 28. С. 64-68.

2. Губарев А.В., Фаткин В.А. Оценка снижения потерь при разработке технической документации на основе метода Г. Тагути // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 30. С. 97-100.
3. Фаткин В.А., Лобанов А.В., Лобанов Д.А. Оценка удовлетворенности внутренних потребителей предприятия // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 29. С. 103-106.
4. Волкова С.В., Губарев А.В. Роль статистических методов в выявлении несоответствий технологического процесса производства труб // NovaInfo.Ru. 2016. Т. 1. № 53. С. 29-35.

УДК 658

РАЗРАБОТКА МЕРОПРИЯТИЙ ПО УЛУЧШЕНИЮ ПРОЦЕССА ПОВЕРКИ ЧАСТОТОМЕРОВ ЭЛЕКТРОННО-СЧЕТНЫХ

С.В. Губарева, А.В. Губарев

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

Рассмотрены мероприятия по улучшению процесса проверки частотомеров электронно-счетных. Предложены решения по замене применяемого оборудования. Оценена эффективность предложенных решений.

Ключевые слова: *компаратор, поверка, синтезатор частоты, частотомер.*

DEVELOPMENT OF MEASURES TO IMPROVE THE VERIFICATION PROCESS OF ELECTRONIC COUNTING FREQUENCY METERS

S.V. Gubareva, A.V. Gubarev

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

Measures to improve the verification process of electronic counting frequency meters are considered. Solutions for the replacement of the used equipment are proposed. The effectiveness of the proposed solutions is evaluated.

Key words: *comparator, calibration, frequency synthesizer, frequency meter.*

Процедура поверки является неотъемлемой частью процесса эксплуатации средств измерения на предприятиях. При этом поверка достаточно часто проводится силами метрологической службы предприятия, имеющей соответствующую аккредитацию. Процедура поверки, как и любой процесс, может быть оптимизирована, что особенно актуально в случае наличия большого парка однотипных средств измерений так как приведет к сокращению времени поверки и как следствие финансовых затрат.

В рамках исследования был проведен анализ рабочего места поверки частотомера ЧЗ-63/1, а также продолжительности поверки. По результатам анализа были выявлены следующие недостатки:

- а) требуется проведение расчетов вручную;
- б) большие габаритные размеры рабочего места;

в) большая продолжительность поверки частотомеров.

Рассмотрим эти недостатки существующей методики поверки более подробно.

Во-первых, для определения метрологических параметров, на основе которых делается вывод о пригодности средства измерения к дальнейшему применению, необходимо вручную выписывать не менее 10 показаний частотомера, после чего рассчитывать среднее арифметическое. Также необходимо рассчитать значение относительной погрешности по частоте.

Расчеты являются достаточно простыми, однако они вызывают дополнительные потери времени. Кроме того, существует вероятность ошибки, вызванной человеческим фактором, что может привести к ошибочным выводам о пригодности средства измерения.

Во-вторых, недостатком существующей методики является использование большого количества приборов для проведения поверки. Важно уменьшать количество вспомогательных приборов по нескольким причинам:

а) чем меньше используется вспомогательных приборов, тем меньше вероятность получения ошибки из-за погрешности каждого прибора, поэтому уменьшение числа используемых приборов позволяет добиться более высокой точности;

б) сокращение количества приборов упрощает процесс поверки;

в) использование меньшего количества приборов позволяет сэкономить время на проведение поверки и ресурсы на обслуживание и поверку дополнительного оборудования.

В-третьих, поверка частотомеров электронно-счетных занимает достаточно большое количество времени. При совершенствовании процесса поверки важно уменьшать количество времени, затрачиваемого на проведение поверки, так как это позволяет повысить производительность и снизить издержки производства.

Устранение выявленных недостатков и совершенствование процесса поверки предполагает замену старого оборудования, используемого для поверки, на новые, более точные устройства. Мероприятия по улучшению процесса поверки частотомеров электронно-счетных предполагают следующие шаги:

а) внедрение в процесс поверки частотного компаратора модели Ч7-1014;

б) внедрение в процесс поверки синтезатора частот Г7М-04;

в) внедрение в процесс поверки программного обеспечения, которое работает совместно с использованием синтезатора частот Г7М-04;

г) разработка структурных схем с использованием новых устройств.

В исходной методике поверки для измерения частоты кварцевого генератора применяется компаратор частотный Ч7-12, предназначенный для измерения нестабильности частоты и фазы источников сигнала.

Применение данного компаратора влечет за собой недостатки, рассмотренные ранее, а именно, большие затраты времени на обработку и

вычисление результатов измерения и использование большого количества приборов.

Поэтому предлагается заменить используемый частотный компаратор Ч7-12 на частотный компаратор модели Ч7-1014.

Компаратор частотный Ч7-1014 предназначен для автоматического вычисления относительной разности частот кварцевых генераторов, а также вычисления основных метрологических параметров, таких как нестабильность частоты и систематическое относительное изменение частоты.

Для применения данного устройства необходимо обеспечить следующие условия:

- а) температура – от $+5^{\circ}\text{C}$ до $+40^{\circ}\text{C}$;
- б) относительная влажность воздуха – от 30 % до 80%;
- в) атмосферное давление – от 70 кПа до 106,7 кПа;
- г) напряжение питания – (220 ± 22) В.

Компаратор имеет 3 режима работы: режим измерений, режим остановки измерений и режим накопления измерений.

Основным режимом является режим измерений. При работе в этом режиме производятся измерения относительной разности частот и на дисплее отображается надпись «WORK».

Режим остановки измерений применяется для вычисления метрологических параметров измеряемого сигнала, а результаты этих вычислений отображаются на дисплее с характерной для этого режима надписью «STOP».

Для проведения долговременных измерений в приборе присутствует режим накопления, который позволяет проводить измерений длительностью от нескольких часов до 10 суток. Результаты вычисления метрологических параметров выводятся на дисплей. Данный режим работы характеризуется включенным красным индикатором на передней панели прибора.

Внедрение частотомера Ч7-1014 также позволило исключить частотомер ЧЗ-54.

Исключение данного частотомера связано с тем, что благодаря компаратору Ч7-1014 все вычисления производятся автоматически и для определения метрологических параметров не нужно подключать дополнительный прибор, что также повышает эффективность поверки, так как упрощение схемы ведет к повышению точности измерений, так как, уменьшая количество приборов, уменьшается общая погрешность измерений.

Исходя из всего вышеперечисленного, можно сделать вывод о том, что использование компаратора существенно облегчит процесс поверки электронно-счетного частотомера.

Проверку составляющей погрешности прибора из-за дискретности счета при измерении частоты по входу производят путем измерения образцовой

частоты 200 МГц и напряжением 0,03 В, подаваемой от умножителя Ч6-2, работающего синтезатора частоты Ч6-71.

Рассмотрим как определяется составляющая погрешность прибора из-за дискретности счета.

Для начала необходимо установить частоту 25 МГц, а разъем «выход» синтезатора соединить с разъемом «вход» умножителя Ч6-2.

Далее с помощью переключателя «коэффициент умножения» необходимо установить умножение на 8. На переключателе «входная частота» необходимо нажать кнопку «25 – 30».

Сигнал образцовой частоты снимается с разъема «Выход 2» умножителя Ч6-2.

Синтезатор частоты Ч6-31 и проверяемый прибор должны быть синхронизированы от опорного сигнала проверяемого прибора.

Синтезатор и проверяемый прибор также должны быть синхронизированы от проверяемого прибора.

После установления всех параметров проводят серию из 10 наблюдений.

Результаты поверки считаются удовлетворительными, если 9 показаний прибора из 10 при измерении образцовой частоты 200 МГц и 400 МГц соответствуют установленным и не отличаются от них более чем на ± 1 единицу счета.

Для совершенствования процесса определения составляющей погрешности прибора из-за дискретности счета в данной работе предлагается заменить синтезатор частот Ч6-31 на синтезатор частот модели Г7М-04.

Такая замена приборов обусловлена тем, что Г7М-04 является более современным прибором, который является более точным по сравнению с синтезатором Ч6-31.

Данный синтезатор частот предназначен для формирования непрерывных гармонических сигналов и сигналов с импульсной модуляцией.

Преимуществом использования синтезатора частот Г7М-04 является то, что он работает под управлением компьютера, на котором устанавливается программное обеспечение (программный комплекс Г7М).

Г7М – это виртуальное устройство, управляемое программным обеспечением на персональном компьютере.

Оно состоит из генераторной установки, подключенной к компьютеру, и программного обеспечения, обеспечивающего управление. Для работы с Г7М необходимо подготовить его к работе, установить программное обеспечение, запустить его и подключиться к устройству.

В окне программного обеспечения отображается текущее состояние Г7М, а также присутствует возможность настраивать необходимые параметры.

Внедрение Г7М предполагает исключение дополнительных приборов, что сокращает и количество приборов на рабочем месте и затраты предприятия на обслуживание этих приборов.

Кроме того, погрешность производимых измерений также уменьшается, так как во-первых, уменьшается суммарная погрешность от всех

используемых ранее приборов и исключается вероятность ошибки оператором.

Во-вторых, и частотный компаратор и синтезатор частот являются более точными, по сравнению с теми приборами, которые использовались до этого.

После внедрения новых устройств в виде частотного компаратора Ч7-1014 и синтезатора частот Г7М-04 время поверки сократилось примерно на 54%, что свидетельствует о результативности предложенных решений.

Библиографический список

1. Давыдочкин В.М. Влияние виртуальных помех на погрешность оценки разностной частоты частотного уровнемера // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2007. № 20. С. 47-54.
2. Мамонов С.С. Режимы синхронизации системы частотно-фазовой автоподстройки частоты второго порядка// Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2007. № 20. С. 14-19.
3. Мамонов С.С. Динамика астатической поисковой системы частотно-фазовой автоподстройки частоты // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2010. № 32. С. 48-55.
4. Сандин М.С., Губарев А.В. Поверка преобразователей термоэлектрических с использованием МИТ 8.03 // Современные технологии в науке и образовании - СТНО-2021. Сборник трудов IV Международного научно-технического форума: в 10 т.. Рязань, 2021. С. 206-208.
5. Сандин М.С., Губарев А.В. Методы измерения девиации частоты при поверке высокочастотных генераторов// 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. 614-617.

УДК 658.5.012.7

МЕНЕДЖМЕНТ РИСКОВ В ТРУБНОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ

С.В. Губарева, А.В. Губарев

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

Рассмотрены риски, связанные с деятельностью по изготовлению труб. Проанализированы последствия, которые влекут за собой данные риски. Рассчитана критичность возможных отказов методом FMEA. Предложены корректирующие мероприятия, направленные на снижения влияния рисков.

Ключевые слова: *трубы, менеджмент рисков, прокат, критичность отказа, метод FMEA.*

RISK MANAGEMENT IN THE PIPE INDUSTRY

S.V. Gubareva, A.V. Gubarev

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

The risks associated with pipe manufacturing activities are considered. The consequences of these risks are analyzed. The criticality of possible failures is calculated by the FMEA method. Corrective measures aimed at reducing the impact of risks are proposed.

Key words: pipes, risk management, rolling, failure criticality, FMEA method.

Согласно ГОСТ Р ИСО 31000-2019 **риск** – это следствие влияния неопределенности на достижение поставленных целей. То есть риск можно описать как совокупную вероятность наступления некоего события (чаще неблагоприятного) и его последствий.

Главной целью управления рисками является создание и защита ценностей организации. В рамках данной цели перед организацией, в частности перед высшим руководством, ставится ряд задач:

- 1) интеграция менеджмента рисков в деятельность всей организации, в каждое подразделение, в том числе непосредственно на производство;
- 2) обеспечение комплексного подхода к управлению рисками;
- 3) адаптация нормативной документации, регламентирующей менеджмент рисков, под особенности деятельности и структуру организации;
- 4) обеспечение осведомленности и вовлеченности всего персонала, в частности руководителей среднего звена;
- 5) осуществление постоянного анализа, так как риски динамичны, могут меняться в зависимости от множества факторов (основной фактор – внешняя среда организации);
- 6) учет личных качеств персонала. Часто этот фактор не принимается во внимание, однако многие риски связаны именно с ним;
- 7) осуществление непрерывного улучшения. Менеджмент рисков – это процесс, который должен осуществляться постоянно и непрерывно.

Трубная промышленность, как и любая другая отрасль, имеет свои особенности. По сути риску подвержены операции на каждом этапе проката труб, начиная от входного контроля материалов и заканчивая приемочным контролем труб и отгрузкой партии заказчику.

Для идентификации рисков необходимо определить соответствующие входы. Для типового предприятия трубной промышленности входами для идентификации рисков будут являться:

- схема распределения ролей и ответственности на производственном участке;
- оценка длительности операций изготовления штрипсов, сварки, а также таких промежуточных операций, как переналадка оборудования;
- журнал учета брака;

- внутренние и внешние факторы среды;
- рекламации.

Далее, на основе выявленных входов, необходимо осуществить идентификацию рисков с целью их распознавания и описания для дальнейшего анализа.

Перечень основных рисков:

1) Повреждение полосы стали при транспортировке.

Исходной заготовкой для производства труб является полоса стали в рулонах. При транспортировке может повредиться как упаковка, так и сам рулон. Обычно данное несоответствие выявляется в ходе входного контроля, однако может получиться так, то поврежденный рулон будет пропущен на производство.

2) Неправильная настройка агрегата продольной резки, вследствие чего происходит нарезка стали на полосы неверной ширины.

На агрегате продольной резки осуществляется изготовление заготовок – штрипсов. Они представляют собой заготовки определенной ширины. Если неправильно настроить данный агрегат (неверно задать параметры ширины), то на следующий этап производства поступят дефектные заготовки.

3) Недостаточная подача тока на сварочные электроды.

Данный риск возможен на этапе сварки труб. При недостаточной подаче тока на электроды в сварном шве будут дефекты, такие как свищи, непровар и другие.

4) Непровар шва.

Данный риск возможен по нескольким причинам. Среди них недостаточная подача тока на сварочные электроды, деформация сварочных валков, избыточная подача тока на электроды. Также возникновение непровара шва может быть и без причины.

5) Неправильная формовка труб, вследствие чего происходит отклонение от формы профиля.

Формовка полосы в трубу происходит на начальном этапе сварки труб на трубоэлектросварочном стане. Сварочные клетки могут быть изношены, на них могут быть потертости, металлическая стружка и т.д. Всё это приводит к неправильной формовке. Из-за чего на выходе будут трубы с отклонением от формы.

Далее необходимо применить один из методов анализа рисков. Одним из наиболее распространенных является метод анализа видов, последствий и критичности отказов (FMEA). Данный метод легко адаптировать к различным видам продукции и процессов. Он достаточно универсальный, но при этом достоверный.

Анализ видов, последствий и критичности отказов целесообразно проводить на ранних стадиях проектирования с целью оценки влияния отказов элементов объекта на его безопасность.

Применение этого метода способствует:

- выявлению «слабых мест» конструкции;

- снижению числа доработок продукции на стадиях производства и эксплуатации;
- сокращению сроков проектирования;
- снижению издержек проектирования.

Основная идея расчета критичности отказа (дефекта) состоит в учете трех факторов:

- частота (вероятность) отказа (дефекта);
- возможность обнаружения отказа (дефекта) до начала эксплуатации;
- последствия отказа (дефекта).

Эти три фактора в совокупности и формируют значение критичности отказа. Чем выше значение частоты (вероятности) отказа и/или последствия отказа и/или ниже возможность обнаружения отказа (дефекта) до начала применения объекта по назначению, тем выше значение критичности, то есть выше риск.

Достоинствами метода FMEA являются его относительная простота и универсальность, что позволяет применять этот метод для широкого класса продукции.

Критичность C_i , i -го элемента объекта рассчитывают по следующей формуле:

$$C_i = B_{1i} \cdot B_{2i} \cdot B_{3i},$$

где B_{1i} – оценка частоты (вероятности) наступления потенциального риска;

B_{2i} – оценка вероятности выявления риска;

B_{3i} – оценка тяжести последствий риска.

Оценим составляющие риска для процесса производства труб (табл. 1).

Таблица 1 – Составляющие риска

Наименование рисков	B_1	B_2	B_3
Повреждение полосы стали при транспортировке	7	1	5
Неправильная настройка агрегата продольной резки, вследствие чего нарезка стали на полосы неверной ширины	6	1	2
Недостаточная подача тока на сварочные электроды	7	3	4
Непровар шва	2	7	4
Неправильная формовка труб, вследствие чего – отклонение от формы профиля	6	5	7

Рассчитаем критичность выявленных рисков и сведем их в табл. 2.

Таблица 2 – Критичность рисков

Наименование отказа	Обозначение	Рассчитанное значение
Повреждение полосы стали при транспортировке	C_1	35
Неправильная настройка агрегата продольной резки, вследствие чего нарезка стали на полосы неверной ширины	C_2	12
Недостаточная подача тока на сварочные электроды	C_3	84
Непровар шва	C_4	56
Неправильная формовка труб, вследствие чего – отклонение от формы профиля	C_5	210

Оценим зону риска.

Обычно в качестве предельного значения назначают $C_K=125$ т.е. $(5 \cdot 5 \cdot 5)$. Для C_0 рекомендуют значения 60 или 80. Значения C_0 и C_K на шкале рисков формируют три зоны:

$C_i > C_K$ – зона недопустимо высокого риска;

$C_0 < C_i \leq C_K$ – зона высокого риска;

$C_i \leq C_0$ – зона приемлемого риска.

Итого, $C_K = 125$, $C_0 = 70$.

Результаты оценки риска сведем в табл. 3.

Таблица 3 – Результаты оценки риска

Наименование отказа	Обозначение	Сравнение с C_K и C_0	Зона риска
Повреждение полосы стали при транспортировке	C_1	$C_1 < C_K$ $C_1 < C_0$	Зона приемлемого риска
Неправильная настройка агрегата продольной резки, вследствие чего нарезка стали на полосы неверной ширины	C_2	$C_2 < C_K$ $C_2 < C_0$	Зона приемлемого риска
Недостаточная подача тока на сварочные электроды	C_3	$C_3 < C_K$ $C_3 > C_0$	Зона высокого риска
Непровар шва	C_4	$C_4 < C_K$ $C_4 < C_0$	Зона приемлемого риска
Неправильная формовка труб, вследствие чего – отклонение от формы профиля	C_5	$C_5 > C_K$ $C_5 > C_0$	Зона недопустимо высокого риска

Можно предложить следующие мероприятия по снижению критичности рассматриваемых рисков:

1) Повреждение полосы стали при транспортировке.

Более тщательно осуществлять входной контроль исходных заготовок. Возможно, более тщательно выбирать поставщиков и/или транспортную компанию, силами которой осуществляется доставка рулонов стали.

2) Неправильная настройка агрегата продольной резки, вследствие чего нарезка стали на полосы неверной ширины.

На рабочем месте оператора агрегата продольной резки должны быть инструкции по настройке оборудования. Необходимые параметры настройки должны быть определены заранее и доведены до сведения оператора.

3) Недостаточная подача тока на сварочные электроды.

Контролировать подачу тока на сварочные электроды. Осуществлять контроль после изготовления одной трубы.

4) Непровар шва.

Установить дефектоскоп (в современных трубоэлектроварных агрегатах он встроенный).

5) Неправильная формовка труб, вследствие чего происходит отклонение от формы профиля.

Своевременно осуществлять ТО, замену и смазку формовочных клетей.

Одним из наиболее эффективных способов мониторинга рисков является аудит рисков. Он предполагает изучение и предоставление в документальном виде результатов оценки эффективности действий по реагированию на риски, относящихся к идентифицированным рискам, изучение основных причин их возникновения, а также оценку эффективности процесса управления рисками. Руководитель проекта отвечает за обеспечение регулярного проведения аудитов рисков в соответствии с планом управления рисками проекта. Аудиты рисков могут проводиться в ходе регулярных совещаний по оценке текущего состояния проекта либо могут проводиться отдельные совещания по поводу них. Формат и цели аудита должны быть четко определены до начала его проведения.

Библиографический список

1. Безукладов Д.А. Процессы формирования организационной среды производственных систем // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 29. С. 90-93.
2. Губанов Р.С. Управление инновационными рисками предприятия при внедрении нанотехнологий // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № 47. С. 138-143.
3. Козелков О.А. Методология системного анализа и оценивания реализуемости планов развития предприятия // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № 50-1. С. 117-123.
4. Волкова С.В., Губарев А.В. Анализ рисков в трубопрокатной промышленности // Биотехнические, медицинские и экологические системы,

измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2019. Сборник трудов XXXII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. 2019. С. 200-203.

5. Волкова С.В., Губарев А.В. Типовые проблемы трубной промышленности с точки зрения концепции бережливого производства // Актуальные проблемы современной науки и производства. Материалы IV Всероссийской научно-технической конференции. 2019. С. 409-414.

УДК 658

ОБЗОР КЛИЕНТОЦЕНТРИЧНЫХ ПРОЕКТОВ И ИНИЦИАТИВ, НАПРАВЛЕННЫХ НА ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ЖИЗНИ ЧЕЛОВЕКА

Е.П. Матюхин

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

Рассмотрены проекты и инициативы, связанные с тематикой клиентоцентричности и оптимизации государственных услуг и сервисов.

Ключевые слова: клиентоцентричность, госуслуги, сервисы, жизненные ситуации.

AN OVERVIEW OF CLIENT-CENTRIC PROJECTS AND INITIATIVES AIMED AT IMPROVING THE QUALITY OF HUMAN LIFE

Е.Р. Matyukhin

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

The projects and initiatives related to the topic of client-centricity and optimization of public services and services are considered.

Key words: client-centricity, public services, services, life situations.

В 2021 году в Российской Федерации был утвержден перечень из сорока двух стратегических инициатив, направленных на повышение качества жизни людей. В этом списке была инициатива под названием «клиентоцентричность», которая впоследствии получила развитие в виде федерального проекта «Государство для людей».

Клиентоцентричность – это переосмысление взаимодействия граждан с государством, где базовым понятием является «жизненная ситуация», которая отражает реальные потребности и обстоятельства людей. Предоставление государственных и муниципальных услуг через призму жизненных ситуаций – это переход от одностороннего предоставления услуг к непрерывному, максимально удобному и оптимизированному клиентскому пути, с фокусом на закрытии потребностей клиента и

межведомственном взаимодействии [1].

Жизненная ситуация – это элемент, который позволяет перейти от стандартизированного набора услуг к индивидуальному, ориентированному на личность подходу при любых обстоятельствах: от регистрации рождения ребенка до оформления пенсии, от лицензирования медицинской деятельности до прохождения диспансеризации [1].

Так, в 2022 году в нашей стране стартовал федеральный проект «Государство для людей». Помимо него можно выделить ряд реализуемых в стране инициатив и проектов, связанных с тематикой клиентоцентричности, а именно:

- Цифровая трансформация государственного управления;
- «Концепция 24/7»;
- Региональные центры оптимизации услуг;
- Проект «Эффективный регион»;
- Институт региональных сервисных уполномоченных.

В работе [2] они рассмотрены подробно, выделим их основные характеристики.

Федеральный проект «Государство для людей» (срок реализации 2021-2030 гг.).

Ответственный/инициатор – Минэкономразвития России.

Цель – повышение качества жизни каждого человека и уровня доверия граждан, организаций, государственных органов. Проект направлен на формирование клиентоцентричной культуры и реинжиниринг процессов взаимодействия государства со всеми категориями граждан и бизнеса.

Ожидаемые результаты:

- создана сеть лабораторий пользовательского тестирования;
- сертифицировано 90 % государственных услуг и сервисов;
- создан реестр жизненных ситуаций, позволяющих в проактивном режиме удовлетворять потребности граждан;
- 100 % оказываемых государственных услуг охвачены системой мониторинга.

Участники: все федеральные органы исполнительной власти (далее – ФОИВ) и субъекты РФ.

Цифровая трансформация государственного управления (срок реализации 2021-2030 гг.).

Ответственный/инициатор – Минцифры России.

Цели – социально-экономическое развитие Российской Федерации (управление отраслями экономики и социальной сферы), выраженное в росте реальных доходов и повышении покупательской способности граждан Российской Федерации; повышение инвестиционной привлекательности государства; обеспечение национальной безопасности и личной безопасности граждан Российской Федерации.

Задача – повышение качества и системность исполнения следующих государственных функций: государственное регулирование и выработка

государственной политики в отраслях экономики и социальной сфере, предоставление государственных и муниципальных услуг, осуществление контрольной и надзорной деятельности, управление государственным имуществом, обеспечение безопасности государства в целом и граждан в частности.

Ожидаемые результаты: единая система сбора данных отраслей экономики, единая система автоматизированного бюджетного процесса и учёта, единая система предоставления государственных и муниципальных услуг, рабочее место госслужащего, платформа разработки государственных информационных систем.

Цифровая трансформация связана с клиентоцентричностью технологически. Она создаёт инструменты и сервисы для предоставления госуслуг. Осуществляется перевод в цифровой формат массовых социально-значимых услуг. В ноябре 2024 года в Рязанской области оказывается 88 таких услуг.

Участники: все ФОИВ и субъекты РФ.

«**Концепция 24/7**» (срок реализации до 2024 г.).

Ответственный/инициатор – Минэкономразвития России при участии Минцифры России.

Цель – повышение качества государственных услуг и сервисов до уровня популярных и удобных гражданам коммерческих интернет-сервисов, в том числе маркетплейсов, за счёт оптимизации процессов их предоставления.

В рамках реализации концепции организуется работа региональных центров оптимизации услуг.

Участники: ФОИВ и субъекты РФ.

Региональные центры оптимизации услуг (срок реализации 2022-2023 гг.).

Ответственный/инициатор – Минэкономразвития России.

Региональные центры оптимизации создаются для пересмотра действующих регламентов предоставления государственных и муниципальных услуг: исключения лишних документов, избыточных административных процедур и сокращения сроков оказания услуг.

Участники: все региональные исполнительные органы, органы местного самоуправления, государственные и муниципальные учреждения.

Проект «Эффективный регион» (срок реализации с 2017 г. – настоящее время)

Ответственный/инициатор: ГК «Росатом».

Проект «Эффективный регион» направлен на внедрение принципов и инструментов бережливого производства, повышения эффективности управленческих процессов с минимальными затратами времени и ресурсов.

Участники: некоторые субъекты РФ.

Институт региональных сервисных уполномоченных (срок реализации с 2020 г. – настоящее время)

Ответственный/инициатор: Агентство стратегических инициатив.

Цель программы – повышение удовлетворённости получателей услуг при прохождении конкретных жизненных ситуаций и расширение механизмов поддержки людей на основе исследований целевой аудитории, составление карты клиентского пути, разработка и тестирование решений на основе обратной связи.

Участники: некоторые субъекты РФ.

Таким образом, указанные инициативы и проекты направлены на совершенствование предоставления государственных услуг и сервисов и ориентированы на интересы человека.

Стоит отметить, что в работе исполнительных органов Рязанской области также внедряются стандарты клиентоцентричности. Например, оптимизируются процессы рассмотрения обращений граждан и запросов, обеспечения доступа к информации о деятельности ведомств, взаимодействия с внутренним клиентом, проводится корпоративное обучение.

Помимо реализации региональных и ведомственных «дорожных карт» по внедрению клиентоцентричности с 2023 года в Рязанской области организованы рабочие группы по реализации ряда жизненных ситуаций в сфере отдыха и досуга детей, культуры и туризма, образования, социальной защиты и здравоохранения. Также Рязанская область включена в состав межведомственной рабочей группы, созданной Аналитическим центром при Правительстве Российской Федерации, по реализации жизненной ситуации «Многодетная семья» [3].

Клиентоцентричные проекты и инициативы приносят результаты. На портале «Госуслуги» появляются разделы, посвященные той или иной жизненной ситуации. Государство в качестве функционального заказчика новых цифровых сервисов, приборов и аппаратов медико-биологического назначения ориентируется на потребности клиентов. Для государства это возможность повысить эффективность работы, оптимизировать процессы предоставления услуг и, в конечном счете, укрепить доверие и улучшить жизнь граждан. Для граждан это означает доступность государственных и муниципальных услуг, экономию времени и денежных средств при их получении, а также повышение качества жизни.

Библиографический список

1. Официальный сайт Минэкономразвития России
URL: https://www.economy.gov.ru/material/directions/gosudarstvennoe_upravlenie/gosudarstvo_dlya_lyudey/?ysclid=llp2db97qx883671311 (Дата обращения 30.10.2024)
2. Клиентоцентричность в государственном управлении: обзор проектов и инициатив // База знаний Центра внедрения клиентоцентричного подхода ВШГУ РАНХиГС // URL: https://clientcentric.ranepa.ru/ccproj_review (Дата обращения 30.10.2024).
3. Рязанская область включена в проект Аналитического центра при Правительстве Российской Федерации по реализации жизненных ситуаций // URL: https://vk.com/wall-161103189_3570 (Дата обращения 30.10.2024).

РАСПРЕДЕЛИТЕЛИ ВОЗДУХА. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПРОИЗВОДИТЕЛЕЙ

Г.И. Ибрагимова, А.Б. Валиева

ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий», г. Уфа

В данной статье рассмотрены основные технологии очистки воздуха и проведен сравнительный анализ ламинарных распределителей воздуха, устанавливаемых в высокоасептических операционных.

Статья анализирует распределение воздуха в операционных блоках, выделяя его как один из ключевых факторов, влияющих на безопасность пациентов и персонала. В исследовании были рассмотрены ведущие производители распределителей воздуха, проведен сравнительный анализ их продукции, что позволило выявить сильные и слабые стороны каждого из них.

Ключевые слова: *распределители воздуха; технология обеззараживания воздуха; очистка и дезинфекция.*

AIR DISTRIBUTORS. COMPARATIVE ANALYSIS OF MANUFACTURERS

G.I. Ibragimova, A.B. Valieva

Ufa University of Science and Technology, Ufa

In this article, the main technologies of air purification are considered and a comparative analysis of laminar air distributors installed in highly antiseptic operating rooms is carried out.

The article analyzes the air distribution in the operating units, highlighting it as one of the key factors affecting the safety of patients and staff. The study examined the leading manufacturers of air distributors, conducted a comparative analysis of their products, which revealed the strengths and weaknesses of each of them.

Key words: *air distributors; air disinfection technology; cleaning and disinfection.*

Операционные блоки в медицинских учреждениях представляют собой специализированные помещения, в которых создаются условия для минимизации риска инфекционных осложнений во время проведения хирургических вмешательств.

Одними из важнейших компонентов операционной являются распределители воздуха, которые обеспечивают не только поддержание необходимых климатических условий, но и помогают создавать безопасную и стерильную обстановку для выполнения хирургических вмешательств.

Наиболее распространенными производителями распределителей воздуха являются TION, Potok-и Аэролайф, однако подходы к обеспечению чистоты у данных производителей отличаются.

На рис. 1 представлена технология обеззараживания воздуха от «Тiон»

Принцип функционирования технологии очистки и дезинфекции от компании TION основывается на следующих этапах.

Воздух поступает с улицы через систему вентиляции, проходит через систему очистки и обеззараживания в ламинарном потолке и однонаправленным потоком, сверху вниз, поступает в зону операционного стола или постели больного. Тион В Lam одновременно отфильтровывает частицы, инактивирует (уничтожает) все типы микроорганизмов, очищает воздух от запахов и вредных газов. Обеспечивает чистоту воздуха в зоне потока по классу ИСО 5.

Ламинарная система Тион В Lam состоит из префильтра (1), который задерживает крупные механические частицы загрязнений, электростатического блока (2), блока объемных НЕРА фильтров (3), на котором осаждаются частицы загрязнений и происходит инаktivация микроорганизмов (вирусов, бактерий, спор грибов) озоном, а также адсорбционнокаталитического блока (4), уничтожающего озон и вредные вещества в газовой фазе [1].

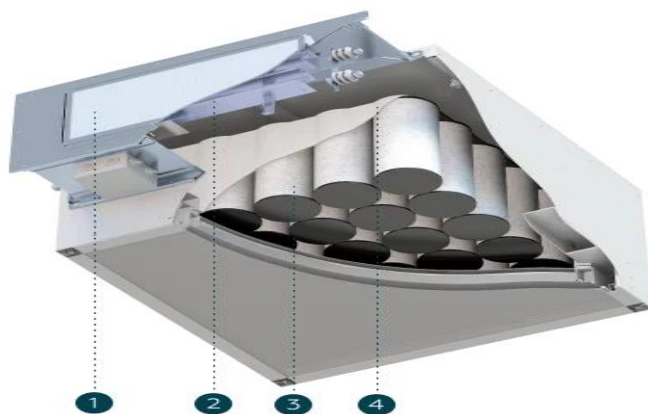


Рис. 1 – Метод очистки и обеззараживания от TION.

Метод очистки воздуха в распределителях Аэролайф имеет схожие элементы с технологией Tion, однако принцип работы имеет некоторые отличия.

На рис. 2 представлена технология обеззараживания воздуха от «Аэролайф».

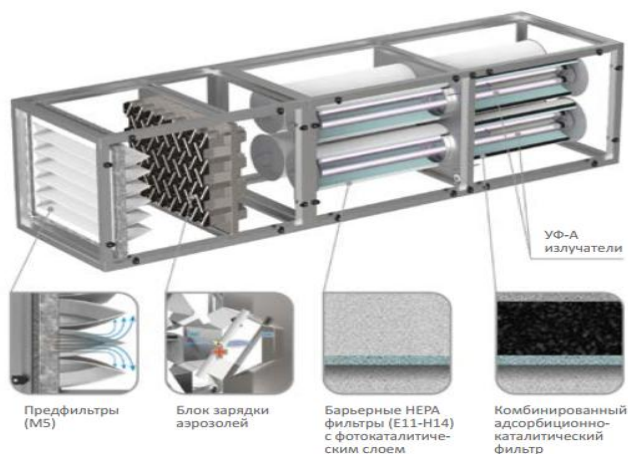


Рис. 2 – Технология обеззараживания воздуха от «Аэролайф».

Предварительный фильтр – улавливает крупные частицы пыли и сажи. Класс фильтрации G3-M5 в соответствии с ГОСТ Р ЕН 779–2014.

Блок зарядки аэрозолей – обеспечивает симметричное электростатическое поле внутри элемента и 99,8 % эффективность зарядки аэрозолей размерами 0,1 мкм – 100 мкм при линейной скорости воздушного потока до 3 м/с [2].

Барьерный HEPA-фильтр тонкой очистки (E11–H14) – задерживает аэрозоли, дымы и частицы пыли от 0,1 мкм, на которых могут быть адсорбированы неприятные запахи, токсичные химические вещества и опасные микроорганизмы.

Фотокаталитические фильтры – при фотокатализе все газофазные загрязнители воздуха (неприятные запахи, токсичные газы, аллергены, вирусы, бактерии и т. д.) адсорбируются на поверхности фотокатализатора и под действием мягкого ультрафиолетового излучения (диапазона А) разлагаются до простейших, безвредных составляющих (углекислый газ, вода и атмосферный азот).

УФ-А излучатели – ультрафиолетовое излучение активирует работу фотокатализатора. В системах очистки воздуха АЭРОЛАЙФ установлены излучатели с диапазоном излучения 320–400 нм (УФ-А диапазон), что позволяет использовать оборудование в присутствии людей неограниченно долгое время. При воздействии мягкого ультрафиолетового излучения не образуется озон.

Технология очистки и обеззараживания Potok в отличие от Tion и Аэролайф основана на принципиально отличающейся технологии.

На рис. 3 представлена технология обеззараживания воздуха от «Potok»

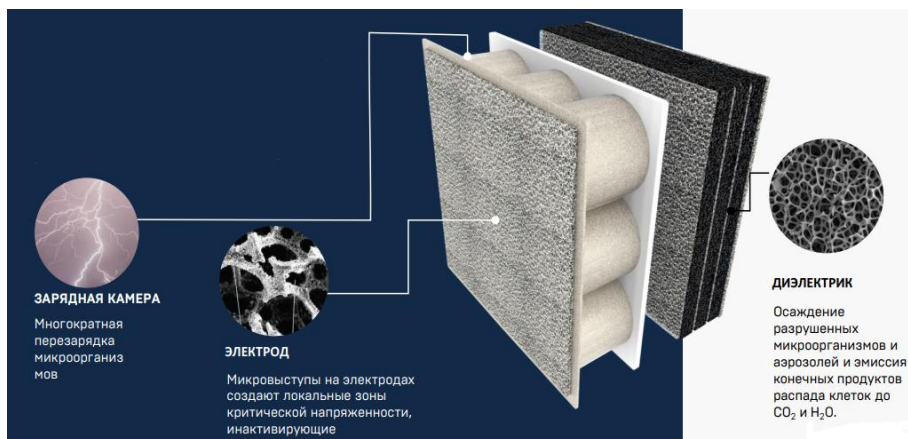


Рис. 3 – Технология обеззараживания воздуха от «Potok».

Воздействие постоянных электрических полей с критической напряженностью до 1 МВ/см в пределах устройства для очистки и обеззараживания воздуха (УОВ) приводит к уничтожению различных видов микроорганизмов, включая бактерии, плесени, дрожжи и коронавирусы. Для процесса дезинфекции воздуха не применяются НЕРА-фильтры, озон, ультрафиолетовое излучение и другие потенциально опасные вещества [3].

Воздушный поток проходит через постоянно создаваемые электрические поля, инициируемые перпендикулярно расположенными проникаемыми для воздуха электродами, выполненными из высокопористых электропроводящих материалов, таких как пенометалл. Эти электроды подключены к высоковольтному источнику питания, обеспечивая чередующуюся полярность.

В двухсекционных зарядных камерах осуществляется многократная перезарядка как поверхностных, так и внутриклеточных молекулярных структур, что приводит к инактивации (необратимому нарушению жизнеспособности) бактерий, плесневых грибов и вирусов, а также к задержанию разрушенной биомассы с помощью электростатического осадителя.

Диэлектрические пористые пластины, расположенные между электродами, выполняют функцию осаждения разрушенной биомассы и аэрозолей, а также предотвращают электрические пробой в условиях повышенной влажности и запыленности воздушного потока.

Проведем сравнительный анализ систем очистки воздуха производителей Тiон, Аэролайф и Potok на примере распределителя 3000х3000 мм. Сравнительный анализ приведен в табл. 1.

Таблица 1

Технические характеристики	Тион В Lam-1 H290	ЛАМ 9000	46УОВ «Поток 150-М-01
Габаритные Размеры (Д x Ш x В), мм	3080 x 3600 x 290	3000 x 3000 x 346	3200 x 3200 x 320
Масса, кг	496	890	880
Мощность, Вт	270	2500	250
Начальный перепад давления** при номинальном расходе 100%, Па (при скорости потока 0,24 м/с)	190	120	170
Производительность, м3/ч	8100	9700	7780
Площадь живого сечения, м2	8,64	8,64	9,88
Класс фильтрации	H14	H14	H14
Эффективность инаktivации микроорганизмов	не менее: 99,99%	не менее: 99,9%	не менее 99 %
Эффективность обеззараживания	99,999%	не менее 99,9 %	не менее 99%
Эффективность удаления всех неприятных запахов, вредных газов, токсичных химических веществ	-	не менее 98 %	-

Исходя из проведенного анализа, можем сделать следующие выводы:

1. Габаритные размеры и масса.

- Тион В Lam-1 H290 имеет большие размеры и наименьшую массу, что может быть выгодным для установки в ограниченных помещениях.

- ЛАМ 9000 и 46УОВ «Поток 150-М-01 имеют более компактные размеры, но и большую массу, что может требовать более прочного основания и больше места для установки.

2. Мощность:

- Тион В Lam-1 H290 и 46УОВ «Поток 150-М-01 имеют близкую мощность (270 Вт и 250 Вт соответственно), что делает их более энергоэффективными.

- ЛАМ 9000 с мощностью 2500 Вт значительно выделяется на этом фоне и, возможно, предназначен для более тяжелых условий эксплуатации.

3. Начальный перепад давления:

- Тион В Lam-1 H290 и 46УОВ «Поток 150-М-01 имеют более высокий начальный перепад давления (190 и 170 Па), что может говорить о лучшем воздухопроводе и эффективности работы в условиях загрязнения, в то время как ЛАМ 9000 имеет меньший перепад (120 Па).

4. Производительность:

- Наивысшая производительность у ЛАМ 9000 (9700 м³/ч), что может быть преимуществом для больших помещений.

- Тион В Lam-1 H290 идет следом с производительностью 8100 м³/ч, а 6УОВ «Поток 150-М-01 уступает с 7780 м³/ч.

5. Эффективность фильтрации и инактивации микроорганизмов:

- Все три модели используют фильтры класса H14.

- Тион В Lam-1 H290 выделяется по эффективности инактивации микроорганизмов (99,99%) и обладает самой высокой эффективностью обеззараживания (99,999%).

6. Эффективность удаления запахов и газов:

- У ЛАМ 9000 Тион В Lam-1 H290 заданное значение по эффективности (не менее 98%), в то время как для Тион В Lam-1 H290 и 6УОВ «Поток 150-М-01 данные отсутствуют, что усложняет сравнение в этой категории.

В зависимости от требований пользователей, разные модели могут иметь свои преимущества. Тион В Lam-1 подходит для условий, требующих высокой степени очистки и эффективности, в то время как ЛАМ 9000 может быть более предпочтительным выбором для больших промышленных объектов благодаря своей высокой производительности. 6УОВ «Поток 150-М-01 можно рассматривать как компромиссное решение, предлагающее сбалансированный набор характеристик. Рассматривая все эти аспекты, можно с уверенностью сказать, что распределители воздуха TION В Lam-1 H290 представляют собой оптимальный выбор для операционных блоков в медицинских организациях, сочетая компактные размеры, высокую энергоэффективность, отличные показатели фильтрации и инактивации, а также надёжную работу в условиях загрязнения.

Библиографический список

1. Потолочное устройство для подачи чистого воздуха TION В Lam-1 – URL: https://pro.tion.ru/catalog_all/tion-b-lam-1/ (дата обращения 21.10.2024).
2. Ламинарный потолок Аэролайф ЛАМ 9001 – URL: <https://airlife.ru/catalog/show/laminarnye-potolki-dlya-lpu-lam-9000> (дата обращения 21.10.2024).
3. Рециркуляторы ПОТОК – обеззараживание от всех видов вирусов, бактерий и плесени в воздухе – URL: <https://potok.com/ru/catalog2/laminarnye-yacheyki/> (дата обращения 21.10.2024).

ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ САГИТАЛЬНОЙ ПРОЕКЦИИ

М.И. Забудько

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

На основе использования методов машинного и глубокого обучения, был предложен способ предварительной обработки сырых МРТ данных, полученных в сагиттальной проекции, для дальнейшей работы последующих алгоритмов компьютерной обработки, для автоматизации процесса классификации и локализации очага эпилепсии.

Ключевые слова: эпилепсия, U-Net, сагиттальная проекция, МРТ.

PREPROCESSING OF SAGITTAL PROJECTION MRI IMAGES

M.I. Zabudko

Saint-Peterburg State Electrotechnical, Saint-Petersburg

Based on the use of machine learning and deep learning methods, a method for preprocessing raw MRI data obtained in sagittal projection was proposed for further operation of subsequent computer processing algorithms to automate the process of classification and localization of the focus of epilepsy.

Key words: Epilepsy, U-Net, Sagittal projection, MRI.

Эпилепсия – болезнь, затрагивающая не только медицинскую сферу, но и множество аспектов социальной, политической, экономической и даже демографической областей нашей страны и всего мира. При анализе МРТ изображений мозга на предмет очага эпилепсии уходит огромное количество времени, что неоднократно поднимало вопрос о возможности автоматизации обработки и предсказания средствами машинных алгоритмов наличия или отсутствия очага. Тем не менее, данный вопрос носит сложный как с технической, так и с этической точек зрения вопрос. Во избежания проблем «кто виноват», давно было принято решение, что компьютерные средства обработки лишь предполагают, а врач, на основе предсказания машины, выносит окончательный вердикт, однако существенно сокращает временные затраты на рассмотрения каждого пациента. В связи с чем, данная работа была направлена на нахождения решения по предварительной обработки сырых МРТ изображений, для дальнейшей проработки алгоритма локализации очага эпилепсии и направления для достижения целей было выбрано ML/DL.

Благодаря достижениям в области глубокого обучения в сфере компьютерного зрения, достигнутым за последнее десятилетие, машинное обучение все чаще используется для анализа медицинских изображений. Несмотря на то, что применение нейронных сетей в области компьютерного зрения быстро развивается, оно по-прежнему сталкивается с некоторыми

проблемами в области медицинской визуализации. За прошедшие годы было разработано множество передовых методов для решения различных проблем, и новые исследования постоянно приводят к все более новым и новаторским методам. Один из таких популярных методов является модель CNN U-Net, технология глубокого обучения, широко используемая в сообществе медицинской визуализации [2].

U-Net – это архитектура нейронной сети, разработанная в первую очередь для сегментации изображений [1]. Базовая структура рассматриваемой модели состоит из двух путей. Первый путь – это сокращающийся путь, также известный как кодер или путь анализа, который аналогичен обычной сети свертки и предоставляет классификационную информацию. Второй – это путь расширения, также известный как декодер или путь синтеза, состоящий из восходящих сверток и объединений с элементами из пути сжатия. Это расширение позволяет сети изучать локализованную классификационную информацию. Кроме того, путь расширения также увеличивает разрешение выходных данных, которые затем могут быть переданы на конечный сверточный слой для создания полностью сегментированного изображения. Результирующая сеть почти симметрична, что придает ей U-образную форму. Основная каноническая задача, выполняемая большинством сверточных сетей, заключается в объединении всего изображения в единую метку. Однако классификационные сети не предоставляют контекстуальную информацию на уровне пикселей, которая имеет жизненно важное значение при анализе медицинских изображений. Несмотря на то, что ранее предпринимались попытки решения задач сегментации, только с помощью U-Net Роннебергера и др. [1] было достигнуто значительное улучшение эффективности сегментации медицинских изображений в случае пользовательских изменений архитектуры под частные задачи на основе работ Лонга и др. [3].

Как и в любой другой задаче, сырые данные требуют предварительной обработки. Для локализации очага эпилепсии зачастую используют сагиттальную проекцию. Срез вдоль переднезадней оси тела. В описанном случае на МРТ снимке, помимо мозга, находятся также мышцы, кости и другие «шумы» (рис. 1), мешающие машинным алгоритмам анализировать изображение и предсказывать наличие или отсутствие очага эпилепсии.

Из описанного выше становится очевидно, что стоит задача семантической сегментации (убрать всё, оставить мозг). Для этой задачи классическая архитектура U-Net была модифицирована дополнительным свёрточным слоем и реализована фреймворком Pytorch. Таким образом, параметры обучаемой модели имеют следующий вид:

1. Всего параметров: 250,178,241
2. Размер параметров: 954.35 MB
3. Предполагаемый общий размер: 8269.35 MB

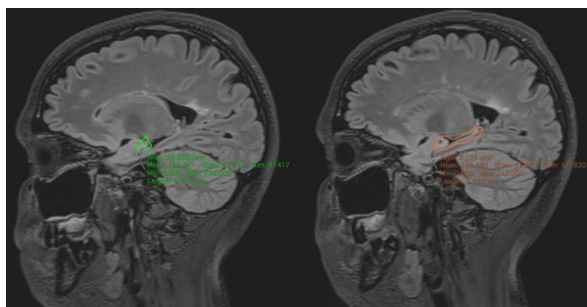


Рис. 1 – Примеры размеченных очагов эпилепсии, на необработанных снимках

Для обучения описанной модели была использована GPU RTX 3070ti. Обучение проходило на 60 эпохах и показала следующие результаты (рис. 2):

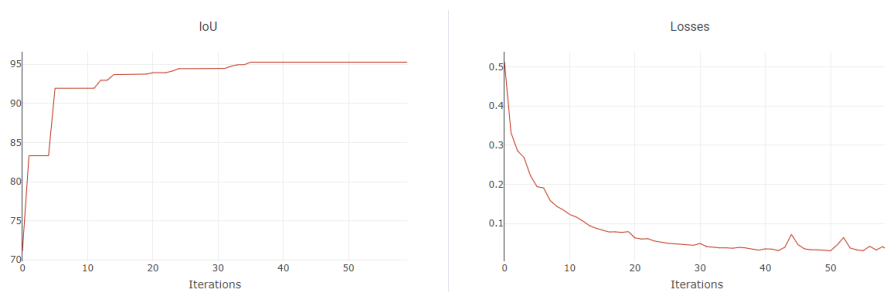


Рис. 2 – Функции потерь и точности обучения пользовательской U-Net для семантической сегментации МРТ снимков сагиттальной проекции

Результаты работы модели можно наблюдать на рис. 3, где, после небольшой алгоритмической постобработки выходных данных с модели, было получено чистое изображение мозга, без посторонних шумов.

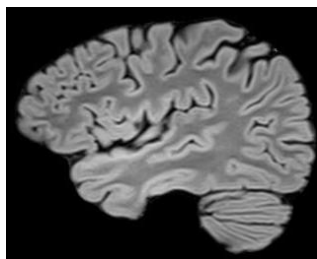


Рис. 3 – Обработанное МРТ изображение

Полученные результаты имеют высокую точность (более 95%), что для предварительной обработки, основанной на семантической сегментации, является высоким показателем. Дальнейшее развитие данного исследования будет определено возможным пайплайном для доведения последовательности алгоритмов до автоматической локализации очага эпилепсии.

Библиографический список

1. O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox // U-Net: Convolutional networks for biomedical image segmentation // in Proc. Int. Conf. Med. Image Comput. Comput.-Assist. Intervent., 2015, pp. 234–241
2. М.И. Забудько // Архитектуры нейронных сетей для обработки медицинских изображений // XXXVII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы, 6-8 декабря 2023г.
3. J. Long, E. Shelhamer, and T. Darrell, “Fully convolutional networks for semantic segmentation,” in Proc. IEEE Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit. (CVPR), Jun. 2015, pp. 3431–3440

УДК 004.032.26

РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ И ЛОКАЛИЗАЦИИ ОЧАГА ЭПИЛЕПСИИ

М.И. Забудько

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

В ходе исследования была разработана структурная схема биотехнической системы, направленная на улучшение анализа, увеличение скорости чтения и обработки МРТ изображений для детекции, локализации и классификации наличия очага эпилепсии у пациентов с подозрением на патологию.

Ключевые слова: эпилепсия, биотехническая система, структурная схема.

DEVELOPMENT OF A BIOTECHNICAL SYSTEM FOR CLASSIFICATION AND LOCALIZATION OF THE EPILEPSY FOCUS

M.I. Zabudko

Saint-Peterburg State Electrotechnical, Saint-Petersburg.

In the course of the study, a block diagram of a biotechnical system was developed aimed at improving the analysis, increasing the speed of reading and processing MRI images for the detection, localization and classification of the presence of an epilepsy focus in patients with suspected pathology.

Key words: epilepsy, biotechnical system, block diagram.

Биотехнические системы – это особый класс больших систем, представляющих собой совокупность биологических и технических элементов, связанных между собой в едином контуре управления. Исходя из этого определения, следует, что несмотря на различие целевых функций, к биотехническим системам в одинаковой степени относятся как системы эргатического типа, в которых человек выполняет роль управляющего звена, так и технические системы, управляющие организмом человека (например, искусственное дыхание, кровообращение и т. д.) и целыми популяциями живых организмов (биотехнические системы принудительного управления поведением животных). Общность этих видов биотехнических систем носит далеко не формальный характер: неперенным условием их ‘оптимального функционирования являются общие для них принципы адекватности согласования «управленческих» характеристик технических и биологических элементов системы и принцип идентификации информационной среды, требующей оптимизации интенсивности потоков и формы предъявления информации, которой в процессе функционирования обмениваются технические и биологические элементы системы. Иными словами, в процессе синтеза биотехнической системы режимы функционирования и конструктивные

решения технических элементов должны быть выбраны таким образом, чтобы максимально соответствовать морфологическим и психофизиологическим особенностям сопрягаемых с ними биологических элементов системы [1].

В данной работе была разработана биотехническая система для классификации и локализации очагов эпилепсии представляет собой программный комплекс, использующий сверточные нейронные сети (CNN) для анализа МРТ-изображений. Программное обеспечение которого предназначена для автоматической классификации и вероятностного определения нахождения очагов эпилепсии на основе данных, полученных от программной прошивки МРТ в формате dicom.

Как и у любой системы, у биотехнической системы есть своя общая структурная схема [2] (рис. 1)

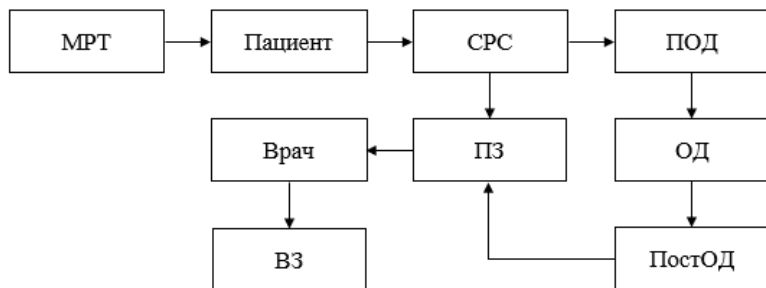


Рис. 1 – Общая структурная схема разрабатываемой БТС

Не считая стандартных аббревиатур (МРТ, СРС, ВЗ), представлены блоки ПОД (предварительная обработка данных), ОД (обработка данных), ПостОД (постобработка данных) и ПЗ (предварительно заключение).

МРТ воздействует на пациента, СРС регистрирует снимок и отправляет в виде `dicom` файла в блок ПОД, который производит предварительную обработку данных, а именно преобразует расширение изображения в привычный для математического аппарата формат и подготавливает снимок к подаче на вход первой нейронной сети, ОД очищает зашумлённый снимок от черепной коробки, шейных мышц, лица, оставляя только мозг пациента.

После, очищенные снимки поступают на вход второй CNN, где входное изображения сегментируется, а подозреваемый на очаг эпилепсии участок мозга, с определённой вероятностью относится к патологии. В блоке ПостОД полученная информация с выхода последней CNN преобразовывается в привычный для глаза человека формат и отправляется на вход ПЗ.

Информация с выхода нейронных сетей, а также сырая информация с СРС, поступает в блок ПЗ, где врачу выдаётся вердикт об отсутствии или наличии на определённом срезе подозрения на очаг эпилепсии. После чего нейрохирург делает итоговый вывод по пациенту.

Акцент в разработке БТС будет сделан на программно-математический комплекс, представленный на рис. 2.

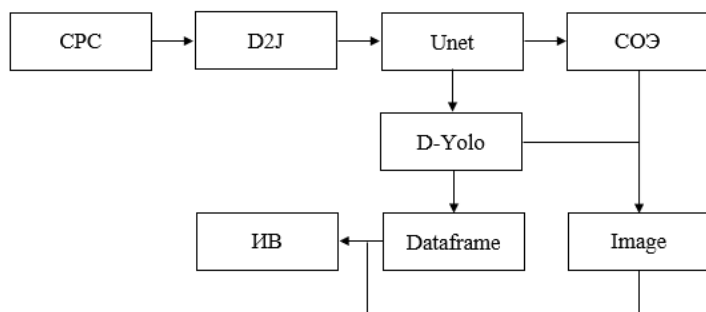


Рис. 2 – Структура разрабатываемого уровня обеспечения системы

Разрабатываемый математический модуль не требует стороннего управления и является полностью автоматическим. Все каналы управления настроены таким образом, что каждый последующий блок начинает выполнения своего кода только после получения информационного пакета из предыдущего алгоритма. Таким образом модель Unet начнёт обработку изображения сразу же, как только исходный файл из формата `dicom` преобразуется в формат `jpg`.

D2J – так как практически вся медицинская аппаратура регистрирующая изображения работает с расширением `DICOM`, то необходимо провести

преобразования изображения к классическому трёх- или одно-канальному формату, получив размерность матрицы изображения (С, W, H), где С – каналы, W – ширина изображения, H – высота изображения.

Unet – кастомизированная под задачи очистки изображения от «мусора» свёрточная модель на основе архитектуры Unet получает на вход сырые данные, отдавая на выходе изображение содержащие исключительно мозг, не изменяя размерности исходных данных.

СОЭ – сегментация очага эпилепсии. Разработанная архитектура, определяющая принадлежность каждого пикселя к классу 0 или 1, где 0 – отсутствие принадлежности к очагу эпилепсии, 1 – принадлежность к очагу эпилепсии.

D-Yolo – модель для вероятностной детекции очага эпилепсии. На входе MPT изображение мозга, на выходе предполагаемый очаг эпилепсии с вероятностью, на сколько модель уверена в том, что перед ней искомый объект [3].

Image, Dataframe – блоки принимающие и преобразующие в необходимый для финальной передачи информацию с моделей в удобочитаемый формат для врача-нейрохирурга о наличии или отсутствии патологии на каждом полученном срезе мозга.

ИВ – интерфейс врача. Графическое представление данных информационных блоков Image и Dataframe

Таким образом, представленная структурная схем БТС в последствии будет реализована для автоматизации процесса локализации очага эпилепсии, что в своё время ускорит чтение и обработку MPT изображений, снимет нагрузку с врачей-нейрохирургов и существенно улучшит качество выводов по анализируемому материалу.

Библиографический список

1. В.М. Ахутин, А.П. Немирко, Н.Н. Першин и др. // Биотехнические системы: теория и проектирование // учебное пособие, СПб. 2001г.
2. Семенова Е.А. // Биотехнические системы и технологии // Информационный портал: vec.etu.re [Электронный ресурс] URL: https://vec.etu.ru/moodle/pluginfile.php/521734/mod_resource/content/1/Лекция%201.pdf (Дата обращения 26.10.2024)
3. Как работает Object Tracking на YOLO и DeepSort // [Электронный ресурс] URL: <https://habr.com/ru/articles/514450/> (Дата обращения 24.10.2024)

ПРОЕКТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ПАЦИЕНТОВ С ВРОЖДЕННЫМИ ПОРОКАМИ СЕРДЦА

Д.Е. Судаков

Тамбовский государственный технический университет, Россия, г. Тамбов

Большинство существующих моделей сердечно-сосудистой системы рассматривают организм только в его текущем состоянии на момент диагностики. Целью данного исследования является разработка системы, которая сможет определять состояние организма не только на текущий момент, но и прогнозировать его изменение в процессе роста и развития ребёнка.

Ключевые слова: математическое моделирование, система поддержки принятия врачебных решений, прогнозирование критических состояний, врожденные пороки сердца, диагностика.

DESIGNING A CLINICAL DECISION SUPPORT SYSTEM FOR PATIENTS WITH CONGENITAL HEART DEFECTS

D.E. Sudakov

Tambov State Technical University, Russia, Tambov

Most existing models of the cardiovascular system consider the body only in its current state at the time of diagnosis. The purpose of this study is to develop a system that can determine the state of the body not only at the current moment, but also predict its change in the process of growth and development of the child.

Key words: mathematical modeling, medical decision support system, prediction of critical conditions, congenital heart defects, diagnostics.

Врождённые пороки сердца (ВПС) представляют собой наиболее часто встречающиеся пороки развития организма. Среди них одним из самых распространённых является дефект межжелудочковой перегородки, частота выявления которого достигает 42% от всех диагностированных случаев пороков.

Для оптимизации процесса диагностики ВПС разрабатываются системы поддержки принятия врачебных решений (СППВР), фундамент которых может базироваться на математической модели [1].

В настоящее время системы поддержки принятия врачебных решений (СППВР) можно разделить на две категории:

1. «Знаниевые» СППВР основаны на научных теориях, материалах и математических моделях с доказательной базой, признанной научным сообществом.
2. «Незнаниевые» СППВР создаются путём обработки статистических данных из медицинской практики с применением математических методов.

Ввиду того, что количество статистической информации по параметрам детского организма с врожденным пороком сердца мало и она крайне ограничена – приоритетной задачей является разработка «знаниевой» СППВР. Так же в процессе работы такой системы возможно получить необходимые данные для дальнейшего развития и улучшения системы [2].

В основе разрабатываемой системы находится нульмерная модель гемодинамики, которая обладает высокой степенью достоверности результатов, а также гибкостью настройки, которая позволяет применять ее как для взрослых, так и для детей [3].

На рис. 1 представлена схема структуры, предлагаемой СППВР в виде связанных между собой блоков.

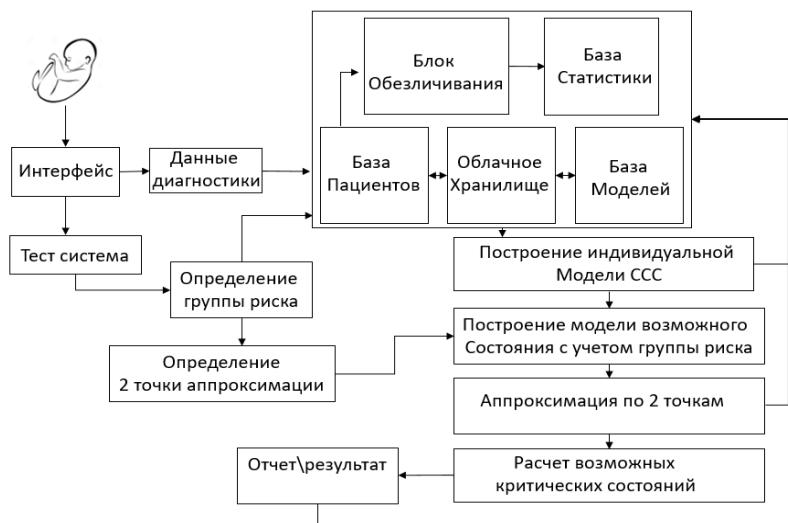


Рис. 1 – Блочная структура СППВР

На начальном этапе врач через интерфейс вносит данные о ребёнке с врождённым пороком сердца в систему. На этой стадии врачу необходимо ввести информацию, требуемую для вычисления индивидуализированной модели гемодинамики сердечно-сосудистой системы, а также провести обследование пациента, чтобы отнести его к одной из пяти возможных групп риска.

Определение группы риска необходимо для выбора модели гемодинамики, которая будет использоваться для среднестатистического взрослого пациента и станет вторым этапом расчётов изменения параметров сердечно-сосудистой системы с возрастом.

На следующем этапе система строит модель, прогнозирующую изменения гемодинамики сердечно-сосудистой системы у ребёнка с врождённым

пороком сердца по мере его роста и развития. Данная модель построена на основании гипотезы об экспоненциальном характере изменения параметров организма ребенка в процессе его роста и развития [4].

Система производит расчёт изменения заданного параметра в процессе роста и развития ребёнка для двух сценариев:

1. Если группа риска не изменится, то первая точка аппроксимации будет соответствовать реальному измеренному значению, а вторая — среднему значению параметра для взрослого человека из этой группы риска.

2. Если группа риска изменится в худшую сторону, то первая точка останется такой же, как и в первом сценарии, а вторая будет соответствовать среднему значению параметра взрослого человека, который находится в более высокой группе риска по сравнению с первым сценарием.

На рис. 2 представлен способ прогнозирования критических состояний, которые могут возникнуть в процессе роста и развития ребёнка. В качестве примера рассмотрен параметр потока крови из правого желудочка в лёгочные артерии $Q_{ЛА}$. Согласно исследованиям, характер изменения этого параметра с возрастом является экспоненциальным и может быть аппроксимирован по двум точкам.

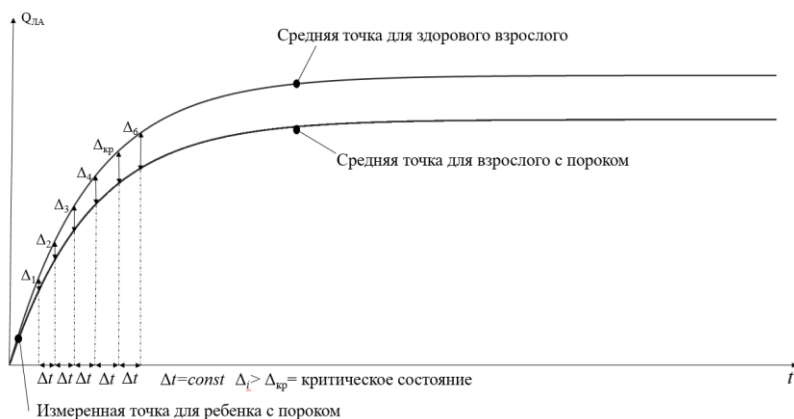


Рис. 2 – Прогнозирование момента возникновения критического состояния

После аппроксимации двух зависимостей с 1 общей точкой проверяется величина расхождения $\Delta Q_{ЛА}(t_i) = |Q_{ЛА \text{ без порока}}(t_i) - Q_{ЛА \text{ с пороком}}(t_i)|$ между ними через одинаковые промежутки времени. Выполнения условия свидетельствует о возникновении критического состояния.

Следующим шагом является определение точного момента возникновения критического состояния. Если в точке t_1 разница между зависимостями $\Delta Q_{ЛА}(t_1) < \Delta Q_{ЛАкр}(t_1)$, а в точке $\Delta Q_{ЛА}(t_2) > \Delta Q_{ЛАкр}(t_1)$, то данный отрезок содержит искомую точку. Далее выбранный ранее шаг времени Δt

уменьшается в двое, после чего идет проверка значения в точке $\Delta(t_3)$, где $t_3=t_1+\Delta t/2$. Если $\Delta Q_{\text{ЛА}}(t_1)<\Delta Q_{\text{ЛАкр}}(t_1)$, то искомая точка находится на отрезке (t_3, t_2) , если $\Delta Q_{\text{ЛА}}(t_1)>\Delta Q_{\text{ЛАкр}}(t_1)$, то на отрезке (t_1, t_3) , после чего отрезок с искомой точкой снова уменьшается вдвое, пока не будет достигнута необходимая точность.

Важно учесть, что в разном возрасте критическая разница между показателями будет разной, по этой причине $\Delta Q_{\text{ЛАкр}}(t_i)$ необходимо брать как процент отклонения одного параметра от другого. Для этого необходимо найти значение $Q_{\text{кр}}(t_i)$ превышающее значение $Q_{\text{ЛА}}$ без порока(t_i) на заданный процент, соответственно значение $\Delta Q_{\text{ЛАкр}}(t_i)=|Q_{\text{ЛА без порока}}(t_i)- Q_{\text{кр}}(t_i)|$.

Данный алгоритм является классическим численным методом бисекции, с тем допущением, что рассчитывается не значение функции в конкретной точке, а разница между двумя уже имеющимися значениями.

На завершающем этапе система формирует заключение о текущем состоянии пациента, а также прогноз относительно возможных изменений этого состояния по мере роста и развития. Следует отметить, что данное заключение имеет рекомендательный характер, и окончательное решение остаётся за врачом.

Таким образом, создаётся система, которая на основе физиологических данных пациента с врождённым пороком сердца способна предсказать потенциально опасную для жизни критическую ситуацию.

Библиографический список

1. Лосик Д.В. Козлова С.Н., Кривошеев Ю.С., и др. Результаты ретроспективного анализа выбора терапии при помощи сервиса поддержки принятия врачебных решений у пациентов с артериальной гипертензией и фибрилляцией предсердий (ИНТЕЛЕКТ) // Российский кардиологический журнал. 2021. №26(4). С.54–60.
2. Zhang X., Haneishi H., Liu H. Multiscale modeling of the cardiovascular system for infants, children, and adolescents: Age-related alterations in cardiovascular parameters and hemodynamics // Computers in Biology and medicine. 2019. №108. pp. 200–212.
3. Frolov S.V., Sineev S.V., Lischouk V.A. A lumped parameter model of cardiovascular system with pulsating heart for diagnostic studies. Journal of Mechanics in Medicine and Biology 2017. №17(5), 1750056 (21).
4. Судаков Д.Е. Исследование экспоненциальной зависимости параметров сердечно-сосудистой системы от возраста // труды IX Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Радиотехника. Проблемы и перспективы развития. 2024. С. 243–245

ОБРАБОТКА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ПАЦИЕНТА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

Н.О. Алексеев

Научный руководитель – Аристов А.А., к.т.н., доцент ОЭИ ИШНКБ ТПУ
ФГАОУ ВО «Национальный Исследовательский Томский Политехнический
Университет», г. Томск

Рассмотрен принцип обработки электрического сигнала мозга пациента с одного из 21 стандартных отведений ЭЭГ, с целью реализации механизма биологической обратной связи для терапии стрессовых состояний. Представлен алгоритм обработки сигнала и программа, демонстрирующая реализацию алгоритма на тестовых сигналах.

Ключевые слова: биологическая обратная связь, электроэнцефалография, спектральная плотность мощности.

PROCESSING THE PATIENT'S ELECTROENCEPHALOGRAM FOR IMPLEMENTING BIOLOGICAL FEEDBACK

N.O. Alekseev

Scientific supervisor – A. A. Aristov, candidate of technical sciences, associate
professor of EI ISHNKB TPU
The National Research Tomsk Polytechnic University

The principle of processing the electrical signal of a patient's brain from one of 21 standard EEG leads is considered in order to implement a biofeedback mechanism for the treatment of stressful conditions. A mathematical signal processing algorithm and a program demonstrating the implementation of the algorithm on test samples are presented.

Key words: biofeedback, electroencephalography, power spectral density.

Биологическая обратная связь (БОС) – термин, обозначающий механизм осознанного управления состоянием организма, а также показателями отдельных органов и внутренних систем за счет получения достоверной информации с чувствительного прибора, считывающего физиологические показатели в режиме реального времени [1]. В основе представления о клиническом эффекте биологической обратной связи лежит идея об обучении пациента и концентрации его внимания на саморегулирование собственных физиологических показателей и параметров тех систем организма, в функционировании которых наблюдаются регистрируемые отклонения от нормальных значений.

Реализация биологической обратной связи с контуром электроэнцефалографии (ЭЭГ) является одним из основополагающих методов, который применялся в рамках исследований, направленных на поиски путей развития и совершенствования концепций БОС [2]. В ходе

проведения данной процедуры, пациенту предоставляется информация о регистрируемых с помощью ЭЭГ электрических потенциалах его головного мозга, что направлено на обучение пациента к осознанному изменению характеристик собственной энцефалограммы. Данный метод биологической обратной связи изначально разрабатывался для терапии тревожных и стрессовых состояний, депрессии, наркотических зависимостей и прочих заболеваний, наличие которых имеет объективное воздействие на изменение параметров электрической активности мозга.

Одним из наиболее информативных и доступных с точки зрения частотного анализа параметров электроэнцефалограммы является текущий мозговой ритм пациента. Понятие мозгового ритма означает определенный тип электрической активности мозга, который соответствует некоторому состоянию нервной системы и психики, и может быть зарегистрирован с помощью электроэнцефалографа [3]. Частотный диапазон ритмических колебаний биопотенциалов, которые могут быть зарегистрированы на ЭЭГ и имеют диагностическое значение, лежит в интервале от 0,3 до 70 Гц.

В качестве основной частотной характеристики для выделения доминирующей частотной составляющей спектра была выбрана спектральная плотность мощности сигнала, поскольку этот параметр показывает вклад различных частотных компонентов в общую мощность сигнала и позволяет выявлять наличие определенных частот за счёт распределения мощности.

Механизм биологической обратной связи построен на преобразовании величины физиологических показателей или величины отражающего состояние пациента вычисленного параметра в величину параметров воздействующего на пациента на уровне чувственного восприятия фактора. В текущей работе в качестве воздействующего фактора был выбран звуковой сигнал, громкость которого изменяется в зависимости от изменения величины спектральной плотности мощности альфа-ритма мозга пациента.

Планируется использовать разрабатываемую систему биологической обратной связи для терапии стрессовых расстройств путем обучения пациентов саморегуляции внутренних процессов в головном мозге. На рис. 1 представлена структурная схема системы. Электрический сигнал регистрируется с помощью монополярного отведения ЭЭГ, в котором активный электрод расположен на требуемом в конкретном случае участке головы пациента, и затем передается в блок фильтрации и усиления, где из сигнала фильтруется от помех и усиливается для дальнейшего анализа. Далее сигнал передается через два канала, один из которых содержит полосовой фильтр для выделения из общего спектра сигнала конкретного частотного диапазона, соответствующего исследуемому мозговому ритму. После оцифровки сигналов с обоих каналов, производится вычисление спектральной плотности мощности по методу Уэлча.

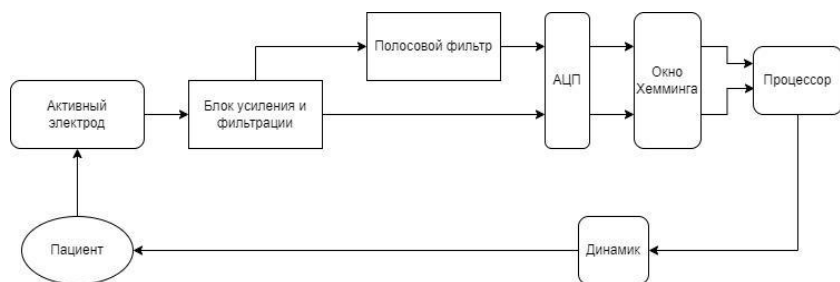


Рис. 1 – Структурная схема механизма биологической обратной связи

Метод Уэлча делит сигнал во временной области на сегменты, как правило, перекрывающиеся друг друга на 50%, что обеспечивает отсутствие влияния границ сегментов на параметры спектрального анализа, вычисляет периодограмму каждого сегмента, а затем усредняет периодограммы для снижения дисперсии спектральной оценки, что обеспечивает получение более стабильной и надежной оценки спектральной плотности мощности [4]. Важным элементом расчетов при использовании метода Уэлча является оконная функция, которая за счет уменьшения боковых лепестков спектра уменьшает его растекание. Окно Хемминга обладает хорошими частотными свойствами (низкий уровень боковых лепестков и малая ширина окна) и часто используется на практике.

Таким образом, после оцифровки сигнала, происходит вычисление спектральной плотности мощности сразу для сигнала в целом, и для его частотной составляющей в заданном диапазоне. Это производится для дальнейшего вычисления по спектральной характеристике энергии всего сигнала с отведения, и отдельно энергии его частотной составляющей в интервале исследуемого мозгового ритма, для дальнейшего получения отношения между величинами энергий, выступающего в качестве управляющего параметра в системе биологической обратной связи.

Для испытания и апробации разработанного алгоритма цифровой обработки сигнала была реализована программа, написанная на языке Python 3.12, включающая пользовательский интерфейс для настройки режимов и параметров обработки. В качестве источника сигнала была использована база данных, содержащая файлы с записями ЭЭГ пациентов со всех стандартных отведений. Алгоритм работы программы представлен на рис. 2.

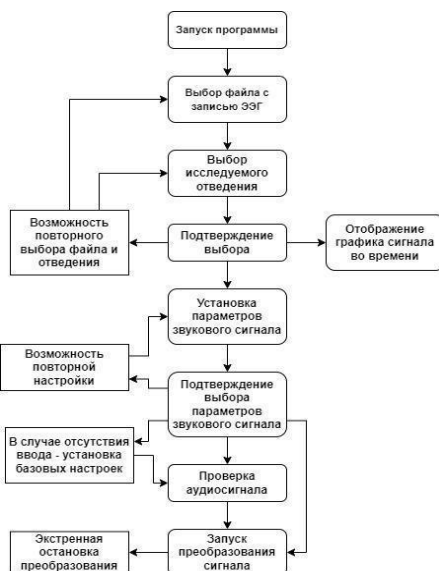


Рис. 2 – Алгоритм работы программы для демонстрации метода

В распоряжении пользователя программы имеется возможность выбора файла с требуемой записью ЭЭГ, выбора исследуемого отведения, а также настройка параметров звукового сигнала, используемого в качестве индикатора для пациента в рамках реализации биологической обратной связи. В основном окне программы у пользователя после всех настроек имеется возможность наблюдать исследуемый сигнал электроэнцефалограммы, а также произвести проверку настроек звукового сигнала через его включение на короткий промежуток времени (рис. 3).

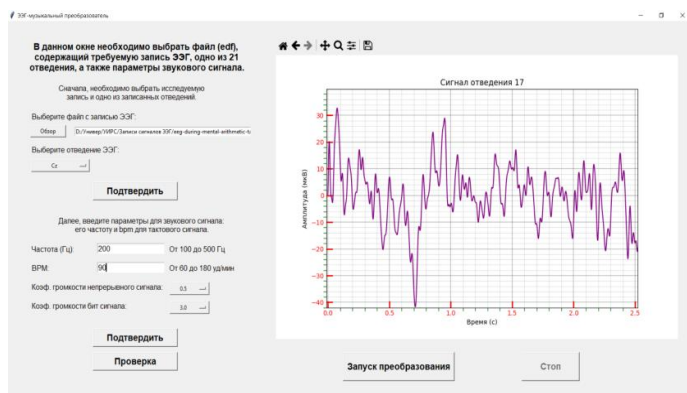


Рис. 3 – Главное пользовательское окно программы

После выполнения всех настроек, пользователю открывается возможность запустить процесс преобразования сигнала. В рамках данного процесса, программа делит исходный сигнал на сегменты длительностью 2 секунды, последовательно выводит на экран изображение каждого сегмента, а также вычисленные для сегмента и его частотной составляющей периодограммы. Одновременно с этим производится вычисление соотношения между энергией сегмента и энергией его частотной составляющей, которое преобразуется в процентный показатель громкости звукового сигнала, непрерывно подаваемого через динамик. Пример обработки сегмента представлен на рис. 4.

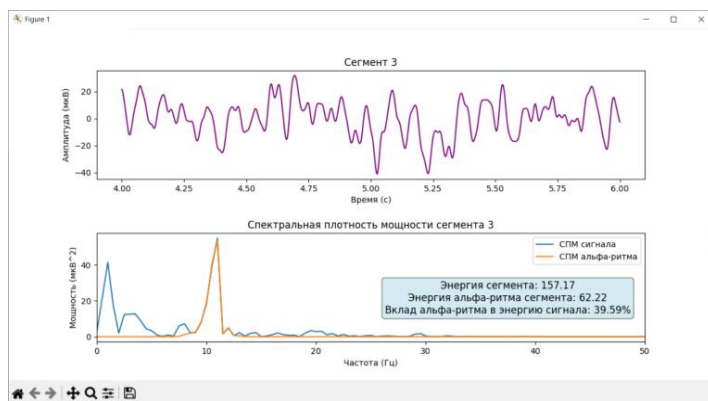


Рис. 4 – Окно обработки сегмента сигнала

Разработанная система биологической обратной связи демонстрирует высокий потенциал для применения в терапии психоэмоциональных расстройств благодаря возможности влияния на ключевые показатели мозговой активности. Преобразование спектральной плотности альфа-ритма в регулируемый аудиосигнал позволяет пациентам следить за изменениями в их состоянии и управлять им в режиме реального времени. Такой подход, сочетающий электроэнцефалографию с биообратной связью и методами цифровой обработки сигнала, открывает перспективы для дальнейшего развития неинвазивных технологий в области психофизиологической реабилитации и повышения эмоционального благополучия.

Библиографический список

1. Грехов Р. А., Сулейманова Г. П., Харченко С. А., Адамович Е. И. Психофизиологические основы применения лечебного метода биологической обратной связи // Природные системы и ресурсы. – 2015. – №3. – С. 88–91.
2. Кулик А. Л., Яблучанский Н. И. Биологическая обратная связь и современная клиническая практика // Вестник ХНУ им. В.Н. Каразина. Серия Медицина. – 2011. – №22 (975). – С. 83–89.

3. Осовец С. М., Гинзбург. Д. А., Гурфинкель В. С., Зенков Л. Р., Латаш Л. П., Малкин. В. Б., Мельничук П. В., Пастернак Е. Б. Электрическая активность мозга: механизмы и интерпретация // Успехи физических наук. – 1983. – №141. – С. 103–150.
4. Вадутов О. С. Электроника Математические основы обработки сигналов : учебник и практикум для академического бакалавриата / О. С. Вадутов. – М.: Юрайт, 2016. – 307 с.

УДК 621.317.616

ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ КАНАЛЫ ПАРАМЕТРОВ ВОДЫ, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ В ПАРОВЫХ СТЕРИЛИЗАТОРАХ

В.С. Шиночкин, В.И. Жулев

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

В данной статье предложены и описаны функциональные схемы измерительных каналов для контроля параметров воды, используемой в паровых стерилизаторах, включая измерительный канал электропроводности и измерительный канал pH. Подробно рассмотрены принципы их работы.

Ключевые слова: электропроводность, пар, паровой стерилизатор, показатели воды, pH.

MEASURING CHANNELS OF WATER PARAMETERS USED IN STEAM STERILIZERS

V.S. Shinochkin, V.I. Zhulev

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

This article proposes and describes in detail the functional diagrams of measuring channels for monitoring the parameters of water used in steam sterilizers, including a conductivity measuring channel and a pH measuring channel. The principles of their operation are considered in detail.

Key words: electrical conductivity, steam, steam sterilizer, water parameters, pH.

Основными параметрами воды, используемой для паровых стерилизаторов, является электропроводность и pH-параметр, поскольку высокое содержание ионов и низкий уровень pH могут существенно негативно влиять на производительность и эффективность устройства, что, в свою очередь, сказывается на качестве стерилизации.

На основании рассмотренных электрических методов измерения электропроводности и pH воды, используемой в паровых стерилизаторах, проведенных авторами в статье [1], были предложены и описаны функциональные схемы измерительных каналов, включая измерительный

RCL, предназначены для калибровки смещения измерительной системы. Данная реализация узла схемы снижает ошибки в измерениях. Также при помощи MUX в цепь включается необходимый измерительный канал: измерительный канал температуры, измерительный канал электропроводности.

С помощью внутреннего генератора, ПИ возбуждает сигнал переменного тока, подаваемый на один из электродов. Сигнал проходит через неинвертирующий усилитель (DA2). Данный усилитель предназначен для смещения сигнала переменного тока на половину напряжения питания, для обеспечения работы ПИ в линейном режиме. Результирующий сигнал на втором электроде, возникший в ответ на возбуждение, поступает на инвертирующий усилитель (DA1) для усиления сигнала до требуемых значений АЦП, находящегося в микросхеме ПИ. После преобразования данных, ПИ посылает их на МКУ, где тот в свою очередь обрабатывает и анализирует интересующие нас параметры.

Таким образом, предложенный измерительный канал обладает преимуществом перед аналогами за счет возможности автоматизации измерения и применения комбинированных методов компенсации влияния внешних факторов, влияющих на точность измерения: температурная компенсация, калибровка устройства, фильтрация сигналов.

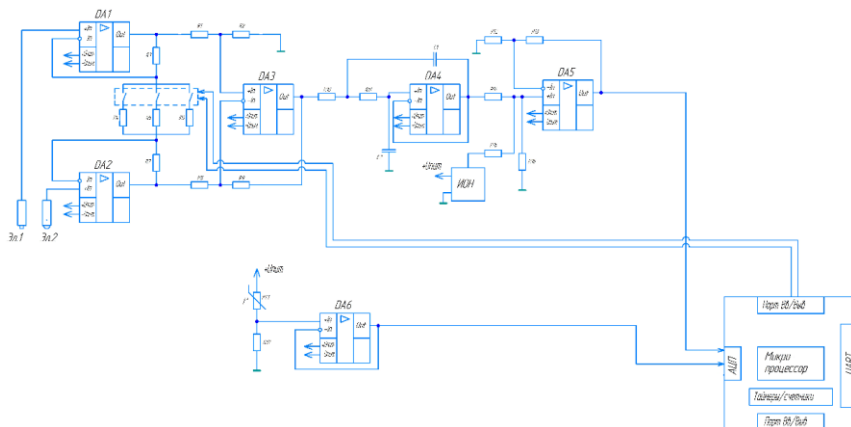


Рис. 3 – Функциональная схема измерительного канала рН

На данном измерительном канале разность потенциалов с электродов (Э1) и (Э2) поступает на инструментальный усилитель. Преимущество такого усилителя состоит в том, что он имеет очень хороший коэффициент ослабления синфазного сигнала, то есть хорошо подавляет общий сигнал, усиливая только разницу между входными сигналами. Еще одним преимуществом инструментального усилителя является его высокое входное

сопротивление, так как сигналы подаются непосредственно на входы микросхем, не обременяя их дополнительными резисторами. Коэффициент усиления меняется в зависимости от диапазона измерения. Его изменение производится автоматически посредством аналогового мультиплексора, который включает в цепь нужный резистор, путем цифровой передачи данных с микроконтроллера. Диапазоны измерений и коэффициенты усилений выбираются исходя из входного напряжения АЦП.

Сигнал с выхода инструментального усилителя попадает на фильтр нижних частот 2-го порядка выполненного по схеме Саллена-Ки. Данный фильтр, построенный на базе повторителя, не усиливает входной сигнал, а лишь служит для подавления наводок, в частности, сетевой интерференции на частоте 50 Гц. Частота среза фильтра определяется в зависимости от частоты дискретизации АЦП, что позволяет оптимально выбирать параметры фильтрации для дальнейшей обработки сигнала.

С выхода фильтра нижних частот сигнал попадает на нормирующий усилитель. Нормирующий усилитель представляет из себя сумматор с коэффициентом усиления $K_{\text{ус}} = 1$, к одному из выходов которого поступает измеряемый сигнал, а ко второму – опорное напряжение, для исключения попадания на вход АЦП отрицательного напряжения. Источник опорного напряжения представлен в виде интегральной микросхемы, на вход которого подается напряжение питания $U_{\text{пит}}$.

Сигнал с выхода нормирующего усилителя приходит на вход АЦП, встроенного в микроконтроллер. Также на один из входов АЦП поступает сигнал с датчика температуры, представляющий из себя схему, состоящую из делителя напряжения, в одном из плеч которого установлен полупроводниковый терморезистор с точностью 1%, и неинвертирующего усилителя с $K_{\text{ус}} = 1$, поскольку сигнал в усилении не нуждается. Диапазон измерения температуры находится от 0 до 100 °С.

В АЦП происходит кодировка сигнала непосредственно в код, который подается на микропроцессор, где происходит вычисление заданных параметров с учетом температуры воды.

Таким образом, предложенный измерительный канал рН позволяют точно контролировать данный параметр, что существенно влияет на эффективность и качество стерилизации.

Библиографический список

1. Шиночкин В.С., Ашапкина М.С., Жулев В.И. Оценка качества воды, используемой в паровых стерилизаторах // Сб. тр. XXXVI Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2023». – Рязань.

ВОПРОСЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕНОЗНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

Н.В. Ремизов, Д.С. Якименко

ФГАОУ ВО «Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева», г. Самара

Рассмотрены вопросы цифровой обработки изображений при визуализации венозной системы человека в ближнем инфракрасном диапазоне. Составлен алгоритм обработки изображений для метода визуализации вен. Оценена эффективность работы алгоритма.

Ключевые слова: визуализатор вен, OpenCV, Scikit-image, контрастность вен, CLAHE.

DIGITAL IMAGE PROCESSING ISSUES OF HUMAN VENOUS SYSTEM VISUALIZATION

N.V. Remizov, D.S. Yakimenko

Samara National Research University, Samara

The issues of digital image processing for visualization of human venous system in the near infrared range are considered. The algorithm of image processing for the method of vein visualization is developed. The efficiency of the algorithm is estimated.

Key words: vein viewer, OpenCV, Scikit-image, vein contrast, CLAHE.

В настоящий момент наблюдается рост потребности в приборах для неинвазивной визуализации вен. Такие приборы могут быть полезны при проведении распространенных медицинских исследований: общий анализ крови, склеротерапия, флебэктомия. Они могут быть применены и в спортивной сфере. Например, при пауэрлифтинге, из-за больших нагрузок, могут возникать заболевания вен на ногах, т.е. имеет смысл мониторинг состояния вен.

При общем анализе крови, в случае невозможности обнаружения вен невооруженным глазом, могут потребоваться дополнительные проколы кожи, что является нанесением вреда пациенту, вызывает у него боли и дискомфорт. Известно, что ошибка на преаналитическом этапе имеет наибольшую вероятность, по сравнению с ошибками на остальных этапах лабораторных исследований. Эта ошибка приводит к недостоверным результатам диагностики в дальнейшем. Одной из причин данной ошибки являются затруднения при обнаружении вены для забора крови.

Визуализатор вен — это неинвазивное устройство, упрощающее решение задачи обнаружения вен. Визуализатор вен позволяет получить карту расположения вен пациента, включая те, которые невидимы невооруженным глазом. Принцип работы прибора основан на различном поглощении света

гемоглобином крови и окружающими биотканями. В общем случае, прибор состоит из ИК-источника, детектора излучения, блока обработки изображения и дисплея, как показано на рис. 1 [1].

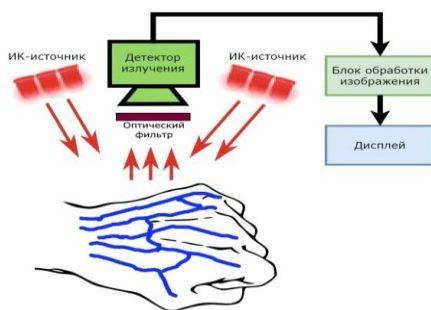


Рис. 1 – Общий принцип оптической визуализации вен

На текущий момент ряд подобных устройств представлен на рынке медицинской техники. Однако, существующие устройства не обладают достаточной глубиной визуализации и не имеют единого стандарта параметров устройств, что вызывает необходимость проведения научных исследований по оптимизации данных параметров [1].

Одним из этапов оптимизации параметров визуализаторов вен является обработка изображений. Метод обработки изображений должен обладать достаточно высоким быстродействием, чтобы иметь возможность реализации в реальном времени, а также должен повышать контрастность вен относительно поверхности кожи. В ходе данной работы были рассмотрены различные методы обработки изображений при визуализации вен человека.

В существующих статьях на тему визуализации вен распространено применение методов CLANE для выравнивания гистограммы изображения и медианной фильтрации [2, 3]. Однако в большинстве статей не рассматривается применение ряда других методов, которые могут быть полезны при выделении вен на фоне окружающих биотканей: алгоритм Канни, методы адаптивной бинаризации изображения, фильтры Собеля, фильтры Лапласа, двумерные фильтры высоких частот.

При помощи системы организации конкурсов по машинному обучению Kaggle была получена база данных, состоящая из 100 изображений предплечий различных людей, зарегистрированных в ближнем ИК диапазоне [4]. В данной базе представлены предплечья с различными изъянами: слабой различимостью вен, татуировками, повышенной волосистостью. 70 из 100 изображений имеют ручную разметку-маску вен. Собранная база данных позволяет производить эксперименты по обработке изображений, а также выполнять объективную оценку результатов и сравнивать эффективность.

Был разработан метод оценки результатов обработки изображений, который позволяет сравнивать между собой различные алгоритмы. Для

обработки изображений и оценки результатов были применены библиотеки Python: OpenCV и Scikit-image.

Для объективной оценки результатов требуются:

- Маска вен, представленная в исходной базе данных;
- Маска руки, на которой должны отсутствовать вены и окружающие предметы.

Маски рук были получены алгоритмически для всей базы данных. В первую очередь к изображению применяется нелинейный пространственный ранговый фильтр, выделяющий для апертюры 65х65 перцентиль изображения, рассчитываемый как:

$$X = 2 \times \frac{\delta_x}{x_{\text{макс}}}$$

где X – выделяемый перцентиль изображения, δ_x - СКО изображения,

$x_{\text{макс}}$ – максимальное значение яркости пикселя в данном изображении.

Затем к изображению применяется пороговая бинаризация, при пороге равном СКО изображения. Таким образом были получены маски рук для всей базы данных. Примеры опорных изображений, составленных из масок рук и масок вен, приведены на рис. 2.



Рис. 2 – Примеры опорных изображений, представляющих собой вычитание маски вен из маски руки

Для оценки результатов вычислялись уровни 8-битных изображений относительно масок:

- Близость к 0 значений яркости пикселей, соответствующих маске вен, на изображении, что представляет собой карту ошибки яркости пикселей вен;
- Близость к 255 значений яркости пикселей, соответствующих маске руки, на изображении, что представляет собой карту ошибки яркости пикселей руки;
- Близость к 0 значений яркости пикселей, соответствующих маске вен, и близость к 255 значений яркости пикселей, соответствующих маске руки, что представляет собой общую карту ошибки яркости пикселей на всем изображении.

Для полученных карт ошибок вычислялось среднее квадратическое значение ошибки (RMS Error).

В ходе работы составлен алгоритм обработки изображений, включающий в себя пошаговое применение фильтров: ФВЧ Гаусса, CLAHE, Фильтр Собеля по X и по Y, CLAHE, медианный фильтр, билатеральный фильтр.

Параметры всех фильтров были подобраны вручную. Алгоритм показал положительные результаты по улучшению контрастности изображений по всей базе данных. Кроме того, алгоритм является устойчивым, и обладает хорошей повторяемостью результатов. Результаты работы алгоритма для 5 изображений из собранной базы данных приведены на рис. 3.

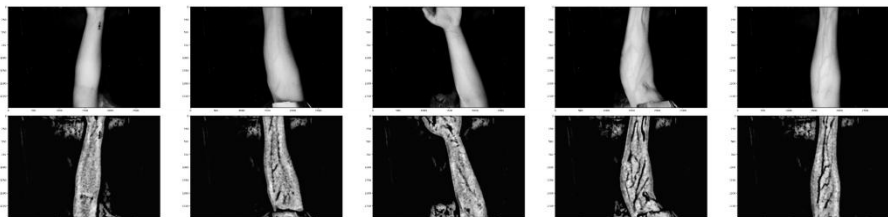


Рис. 3 – Результаты работы составленного алгоритма. Сверху представлены исходные изображения, снизу представлены изображения после обработки

Оценка эффективности работы алгоритма для 10 изображений из собранной базы данных приведена в табл. 1.

Таблица 1 – Результаты работы алгоритма

Номер изображения	До обработки			После обработки		
	Ошибка пред-плечья	Ошибка вены	Общая ошибка	Ошибка пред-плечья	Ошибка вены	Общая ошибка
1	61,56	104,17	61,60	56,75	86,55	56,82
2	66,50	103,67	66,81	60,43	65,26	61,09
3	67,06	104,40	67,22	59,70	77,45	60,01
4	68,06	107,59	69,05	67,02	69,61	69,07
5	61,44	101,23	62,98	57,39	64,60	60,63
6	61,15	107,64	61,19	57,62	12,88	57,76
7	58,12	99,87	59,31	53,10	78,51	55,19
8	64,29	81,79	64,52	61,50	68,21	61,87
9	66,60	96,53	66,93	56,44	76,22	57,07
10	59,45	90,93	59,56	55,71	43,43	55,96

Из табл. 1 следует, что было достигнуто существенное снижение ошибки яркости вен, при небольшом снижении ошибки контрастности рук. Следует заметить, что предплечья хорошо видны на всех изображениях, а также имеют более широкий диапазон яркостей, по сравнению с венами. Также, существенно больше пикселей на изображении относится к предплечью, а не к венам. Таким образом, снижение ошибки яркости вен при обработке изображений имеет гораздо большее значение, чем снижение ошибки яркости предплечий.

Библиографический список

1. Remizov, N. V. 3D Printed Modular Vein Viewing System Based on Differential Light Absorption in the Near Infrared Range [Text] / N. V. Remizov [et al] // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. – Vol. 9, Iss. 2, 2023. – 8 p.
2. Ahmed, K. I. A Real Time Vein Detection System [Text] / K. I. Ahmed, H. H. Mohamed, M. R. Islam // The Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science (IJECS). – Vol. 10, Iss. 1, 2018. – 9 p.
3. Ozkan, H. A portable multispectral vein imaging system [Text] / H. Ozkan [et al] // Journal of ELECTRICAL ENGINEERING. – Vol. 74, Iss. 1, 2023. – 6 p.
4. Forearm Veins (NIR) (Kaggle Dataset) [Electronic resource] / KAGGLE.COM: Machine Learning and Data Science Community // Access mode: URL: <https://www.kaggle.com/datasets/chrismnugent/forearm-veins-nir> (request date: 07.06.2024).

УДК 004.942

МОДЕЛИРОВАНИЕ СПЕКТРОВ КОМБИНАЦИОННОГО РАССЕЯНИЯ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА СУММОЙ ГАУССОВЫХ ФУНКЦИЙ

М.А. Маклыгин

Научный руководитель – Шевченко Д.С., ассистент кафедры БТС
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ»

Рассмотрен принцип формирования спектра комбинационного рассеяния кожи человека суммой спектров составляющих компонентов в форме гауссовых функций.

Ключевые слова: *оптические методы, Рамановская спектроскопия, спектры комбинационного рассеяния.*

SIMULATION OF RAMAN SPECTRA OF HUMAN SKIN BY THE SUM OF GAUSSIAN FUNCTIONS

M.A. Maklygin

Research advisor – Shevchenko D.S., BTS teaching assistant
Saint-Petersburg governmental electrotechnical university «LETI»

The principle of formation of the Raman spectrum of human skin by the sum of the spectra of the constituent components in the form of Gaussian functions is considered

Key words: optical methods, Raman spectroscopy, Raman spectra.

Кожа – это первый биологический барьер между телом человека и окружающей средой. Она состоит из нескольких слоев, каждый из которых имеет свой уникальный состав и физиологию. Различные патологические процессы, протекающие в организме человека, связаны с состоянием кожи и влияют на ее компонентный состав. Для оценки химического состава исследуемых биологических объектов на молекулярном уровне применяется Рамановская спектроскопия [1].

Комбинационный спектр рассеяния формируется химическим составом кожи человека: вода (63%) и плотные вещества (37%), из них: коллаген (85%), эластин (4,4%), кератин, нуклеотиды [2]. Каждый составной элемент образует свой спектр рассеяния, что в сумме дает общий спектр кожи человека. Это позволяет задавать характеристики спектра кожи отдельными составляющими, которые отражают различные физиологические и патологические процессы в организме человека.

В основу построения базовой математической модели генерации спектра комбинационного рассеяния положено аналитическое решение одного из дифференциальных уравнений. Базовая модель формируется по эталону $z(\omega)$, который описывается суммой несимметричных гауссовых функций:

$$z(\omega) = \sum_{i \in \{\text{пик поглощения}\}} A_i * \exp \left[-\frac{(\omega - \mu_i)^2}{2[b_i(\omega)]^2} \right],$$

где ω – волновое число (см^{-1}), μ – математическое ожидание, b – СКО, A – амплитуда.

Предполагается, что в исходной зависимости $g(x)$ гауссовы функции перекрываются и образуют одну общую широкую интегральную кривую. При этом наименьшее расстояние между двумя соседними гауссовыми функциями не меньше большей из полуширин одной из них. При таких условиях края экспериментального спектра формируются только одним гауссианом, а вклад остальных незначителен [3].

Для исследования используют инфракрасный спектр воздействия на кожу (785 нм. стандарт). Это позволяет избежать перекрытия спектра рассеяния спектром флуоресценции, который проявляется на более высоких частотах источника излучения [4]. В данной работе спектр будет формироваться в

диапазоне $1100 - 1800 \text{ см}^{-1}$.

На основе данных с различных источников были выделены основные пики поглощения веществ и нормированы их амплитуды; по графикам спектров определена спектральная ширина каждого пика. По полученным данным были построены спектры каждого составляющего вещества (рис. 1):

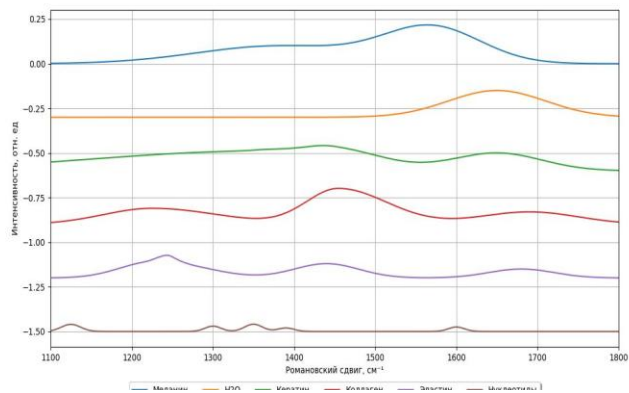


Рис. 1 – Спектры комбинационного рассеяния компонентов кожи человека

Пики поглощения (см^{-1}): для воды 1650 [5]; для меланина 1380, 1570 [6]; кератин 1353, 1449, 1650 [6]; коллаген 1125, 1455, 1690 [7]; эластин 1255, 1440, 1680 [6]; нуклеотиды 1125, 1350, 1390, 1600 [6].

Сумма данных функций составляет спектр комбинационного рассеяния здоровой кожи человека (рис. 2):

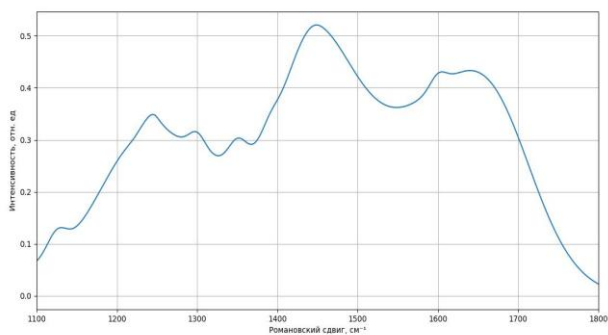


Рис. 2 – Комбинационный спектр рассеяния здоровой кожи человека

Максимум спектра комбинационного рассеяния соответствует сдвигу КР 1450 см^{-1} , которому отвечает изгибная мода колебаний группы CH_2/CH_3 . Наряду с данной полосой регистрируются полосы $1240\text{--}1280\text{ см}^{-1}$ (продольная мода колебаний $\text{C}=\text{N}$), $1300\text{--}1340\text{ см}^{-1}$ (изгибные и скручивающие моды связи CH_2), $1640\text{--}1680\text{ см}^{-1}$ (продольная колебательная мода $\text{C}=\text{O}$ в амидах).

С учетом того, что каждая биологическая молекула обладает уникальными химическими и пространственными характеристиками, она отличается и по своим частотным характеристикам. Данный способ позволяет моделировать влияние отдельных веществ на общий спектр рассеяния, таким образом можно получить наборы спектров для различных кожных заболеваний. Однако недостатком данной модели является необходимость наличия точных начальных экспериментальных данных. По анализу данных спектров можно производить дифференциальную диагностику новообразований кожи, либо изменение концентрации отдельных биологических молекул. Получаемый спектр новообразований кожи определяется наличием большего числа фосфодиэфирных O-P-O колебаний ДНК, колебаний пролина и основной полосы C-C колебаний белков, молекулярных колебаний коллагена (1268 и 1312 см^{-1}) и фенилаланина (1003 см^{-1}). Что очень важно, для меланомы кожи характерны специфические повышения сигнала в диапазоне 1650 и 1450 см^{-1} , отвечающие колебаниям метиленовой группы CH_2 [1].

Библиографический список

1. Каганов О.И., Логинова Ю.Г., Моряттов А.А., Козлов С.В. Применение рамановской спектроскопии для неинвазивной оптической диагностики новообразований кожи. Наука и инновации в медицине. 2023;8(3):205-209.
2. Улащик В.С. Физико-химические свойства кожи и действие лечебных физических факторов. Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2018;95(1):4-13.
3. Коваленко А. В., Вовк С. М., Плахтий Е. Г. Метод декомпозиции суммы гауссовых функций, составляющих экспериментальный спектр фотолуминесценции. Журнал прикладной спектроскопии. 2021;4(1):42-29.
4. С.В. Козлов, В.П. Захаров, А.А. Моряттов, И.А. Братченко, Д.Н. Артемьев. Возможности спектроскопии комбинационного рассеяния для дифференциальной диагностики новообразований кожи. 2015;2(3):542-547
5. S. Leikin, V. A. Parsegian, W.H. Yang, G. E. Walrafen. Raman spectral evidence for hydration forces between collagentriples helices. 1997;94:312-315.
6. Д. И. Кёниг. Спектроскопия комбинационного рассеяния биологических молекул. 1975;8(9):1475-1516
7. Г.К. Елдияр, С. Чолак, Ж.У. Мырхалыков, Г.Ш. Аширбекова. Исследование гидролизата кератина, полученных из кератиновых отходов, методом ик-фурье. 2013;6(348):60-62.

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕЙРОСЕТЕВОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИНКУБАТОРОМ ДЛЯ НОВОРОЖДЁННЫХ

К.С. Савинова

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г. Тамбов

Представлен подход к настройке и поддержанию параметров микроклимата в неонатальном инкубаторе на основе нейросетевой системы управления. Для настройки нейронной сети, реализующей предложенный метод – количество слоев, числа нейронов, функций активации нейронной сети, предложена математическая модель теплофизических процессов в инкубаторе. Проведены имитационные исследования в среде Matlab по динамике изменения уровня температуры, влажности и концентрации кислорода при выходе на заданный режим, при смене задания, а также при действии возмущения.

Ключевые слова: *теплоперенос, микроклимат, неонатальный инкубатор, нейроконтроллер, имитационная модель.*

INVESTIGATION OF A NEURAL NETWORK CONTROL SYSTEM FOR A NEONATAL INCUBATOR

K.S. Savinova

Tambov State Technical University, Tambov

An approach to setting and maintaining microclimate parameters in a neonatal incubator based on a neural network control system is presented. To configure the neural network implementing the proposed method – including the number of layers, neurons, and activation functions – a mathematical model of the thermophysical processes within the incubator has been developed. Simulation studies were conducted using Matlab to analyze the dynamics of temperature, humidity, and oxygen concentration changes during startup, reconfiguration, and under disturbance conditions.

Key words: *heat and mass transfer, microclimate, neonatal incubator, neurocontroller, simulation model.*

Согласно данным Всемирной организации здравоохранения в мире каждый десятый новорожденный появляется на свет раньше срока. За последние десять лет уровень преждевременных родов почти не изменился, а в ряде регионов даже увеличился. Для того чтобы повысить шансы на выживание, темпы роста и сопротивляемость к заболеваниям, недоношенного ребёнка помещают в неонатальный инкубатор, который устанавливают в отделениях реанимации новорожденных, палатах интенсивной терапии, отделениях патологии новорожденных, отделениях неотложной и лечебной педиатрии, родильных домах [1].

Неонатальный инкубатор является многосвязным нелинейным объектом управления, работающим в условиях действия стохастических возмущающих воздействий. Для проведения имитационных исследований с целью совершенствования методов управления, а также исследования авторского метода управления на основе нейроконтроллера в условиях влияния возмущающих воздействий требуется создание математических моделей микроклимата. Несмотря на множество публикаций, посвященных моделированию процессов, протекающих в неонатальных инкубаторах и учитывающих терморегуляцию ребенка, до сих пор не разработана замкнутая математическая модель, базирующаяся на математическом описании физико-химических закономерностей для задач имитационных исследований с целью выбора оптимальной структуры и параметров системы управления [2, 3].

Предлагается структурная схема системы управления неонатальным инкубатором с нейроконтроллером (рис.1), состоящим из блока формирования задающих воздействий параметров микроклимата инкубатора: температуры u_{31} , концентрации паров воды в воздушной среде инкубатора u_{32} , концентрации кислорода u_{33} , уровня освещённости u_{34} [4].

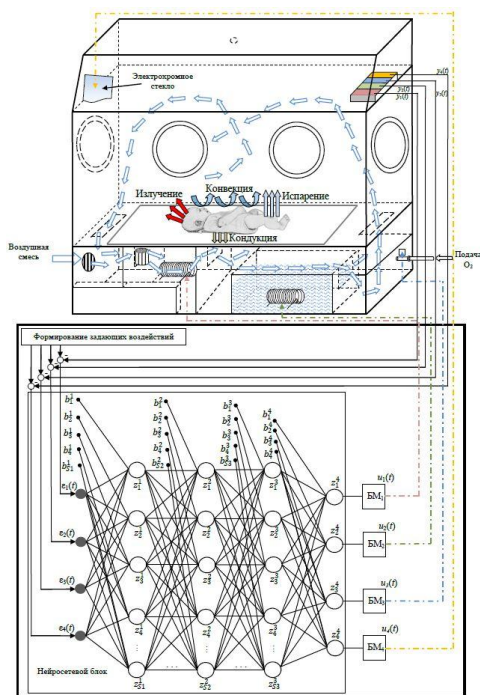


Рис. 1 – Структурная схема неонатального инкубатора с нейроконтроллером

Нейросетевой блок на основе авторского метода градиентного нейросетевого управления [4, 5] формирует управляющие воздействия $u_i(t)$, $i=1,2,3,4$ на основе ошибок сигналов рассогласования $\varepsilon_i(t)$, $i=1,2,3,4$ задающих воздействий и текущих выходных параметров, полученных от датчиков, расположенных в неонатальном инкубаторе. Управляющими воздействиями являются: напряжение на нагревательном элементе, поддерживающем температуру воздуха в инкубаторе $u_1(t)$, В; напряжение нагревательного элемента увлажнителя $u_2(t)$, В; расход подаваемого кислорода $u_3(t)$, кг/с; напряжение $u_4(t)$, подаваемое на электрохромное стекло, которое обеспечивает заданную освещенность внутри инкубатора, В. Блок нейросетевого управления представлен глубокой нейронной сетью прямого распространения типа многослойного перцептрона. Алгоритм градиентного нейросетевого управления формирует сигналы на выходе нейронной сети, которые преобразуются в блоках масштабирования БМ_{*i*} в сигналы $u_i(t)$, которые могут быть реализованы исполнительными устройствами системы управления.

Предлагается задача поиска вектора оптимальной структуры и параметров (количество слоев, числа нейронов, функций активации нейронной сети) алгоритма градиентного нейросетевого управления α^* , при которых критерий достигает минимума.

Для решения этой задачи построена математическая модель [4] неонатального инкубатора, описывающая тепло- и массоперенос между элементами инкубатора (нагреватель, увлажнитель, воздушное пространство в инкубаторе, стенки, матрац), новорожденным и окружающей средой. В модели учитывается взаимное влияние процессов метаболизма в организме ребёнка и процессов тепло- и массопереноса в неонатальном инкубаторе.

На основе предложенной модели для найденного оптимального вектора α^* проведены имитационные исследования в среде Matlab. На рис. 2 показаны переходные процессы выхода неонатального инкубатора на заданный температурный режим, равный 37 °С, который достигается за счёт работы нагревательного элемента и изменяется путём установки на нем соответствующего напряжения.

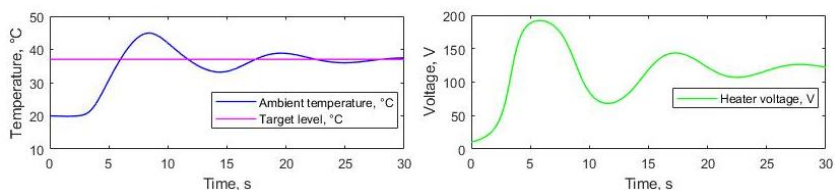


Рис. 2 – Изменение температуры в воздушном пространстве внутри инкубатора при выходе на заданный режим

На рис. 3а показаны переходные процессы при смене задания для относительной влажности внутренней среды инкубатора с 60% до 80%. Заданное значение относительной влажности поддерживается работой

нагревательного элемента увлажнителя, на который подаётся напряжение, формируемое алгоритмом управления. На рис. 36 показана смена режима по поддержанию задания концентрации кислорода внутри инкубатора с 30% до 50% за счёт изменения подачи кислорода из магистрали.

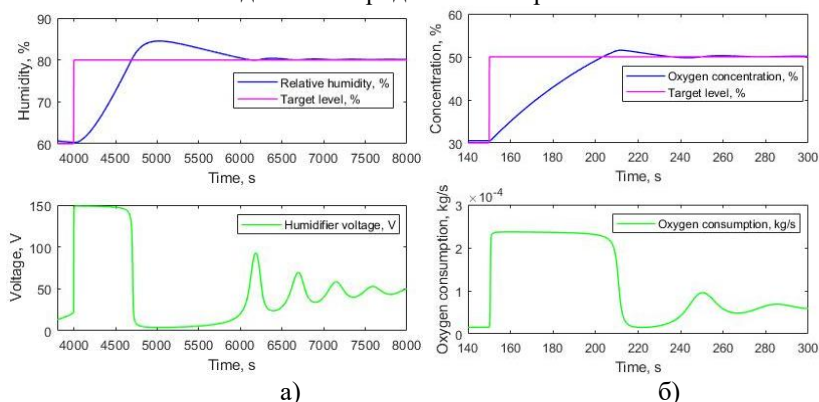


Рис. 3 – Изменение относительной влажности (а) и концентрации кислорода в воздушном пространстве внутри инкубатора при смене задания

Как видно из рис. 2 и 3, переходные процессы установления заданной влажности и концентрации кислорода внутренней среды более длительны по сравнению с процессами стабилизации температуры.

На рис. 4 показано изменение температуры и концентрации кислорода в инкубаторе при возмущении.

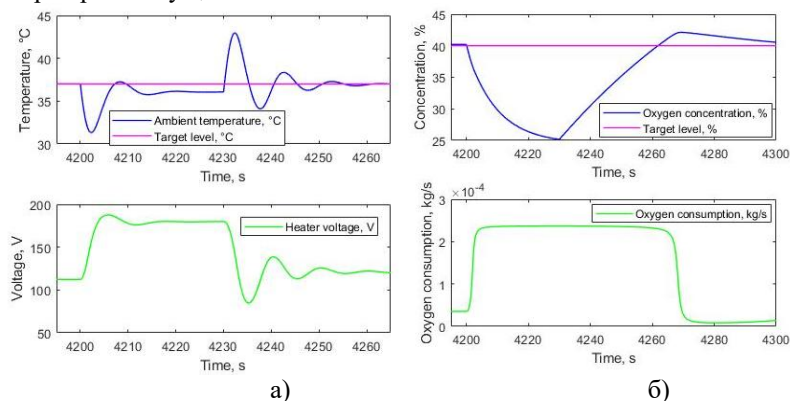


Рис. 4 – Изменение температуры (а) и концентрации кислорода (б) при действии возмущения

Как видно из графиков, система управления стабилизирует параметры внутренней среды инкубатора за короткий промежуток времени.

Имитационные исследования (рис. 2 – рис. 4) показали эффективную работу предложенной нейросетевой системы управления неонатальным инкубатором для найденной оптимальной структуры и оптимальных параметров системы.

Алгоритм градиентного нейросетевого управления реализован на миникомпьютере «Raspberry Pi 4B 4GB RAM». Для создания условий эксперимента, приближенных к реальным, использован управляемый гидродинамический неонатальный фантом [6].

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда №23-29-00763, <https://rscf.ru/project/23-29-00763/>

Библиографический список

1. Born too soon: decade of action on preterm birth / World Health Organization, May 2023. <https://iris.who.int/handle/10665/367620>.
2. С. В. Фролов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, А. Ю. Потлов Современное состояние и тенденции в области исследований и разработок неонатальных инкубаторов // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2023. – Т. 11, № 4(43). DOI 10.26102/2310-6018/2023.43.4.016.
3. Pereira C.B., Heimann K., Czaplik M., Blazek V., Venema B., Leonhardt S. Thermoregulation in premature infants: A mathematical model. Journal of Thermal Biology. 2016; 62(B):159-169. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2016.06.021.
4. С. В. Фролов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, А. Ю. Потлов Построение имитационной модели неонатального инкубатора с нейроконтроллером // Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям. – 2024. – Т. 1. С. 573-577.
5. С. В. Фролов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, А. Ю. Потлов Применение метода градиентного нейросетевого управления в биотехнических системах// Информационные технологии и технические средства управления (ICCT-2023) : Материалы VII Международной научной конференции, Москва, 02–06 октября 2023 года. – Москва: Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, 2023. – С. 193-195. – DOI 10.25728/icct.2024.057.
6. С. В. Фролов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, А. Ю. Потлов Экспериментальная установка для исследования особенностей управления микроклиматом в неонатальных инкубаторах с использованием гидродинамического фантома новорожденного // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2024. – Т. 27, № 2. – С. 52-59. – DOI 10.18127/j15604136-202402-07.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ПАЦИЕНТА ПО ДАННЫМ БИМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

А.А. Пономарев, С.С. Лукша

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

Рассмотрен принцип построения интеллектуальной системы оперативной диагностики пациента на основе биомедицинских изображений. Предложены методы обработки медицинских изображений с использованием OpenCV и нейронных сетей для постановки предварительного диагноза. Описана структура системы и ключевые этапы обработки данных.

Ключевые слова: биомедицинские изображения, обработка изображений, нейронные сети, диагностика.

THE INTELLIGENT SYSTEM FOR REAL-TIME PATIENT DIAGNOSIS BASED ON BIOMEDICAL IMAGES

A.A. Ponomarev, S.S. Luksha.

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

The principle of constructing an intelligent system for real-time patient diagnosis based on biomedical images is discussed. Methods for processing medical images using OpenCV and neural networks for preliminary diagnosis are proposed. The system structure and key stages of data processing are described.

Key words: biomedical images, image processing, neural networks, diagnosis.

Современная медицина находится на пороге масштабной цифровой трансформации, в основе которой лежат достижения в области искусственного интеллекта (ИИ) и машинного обучения. Одна из самых перспективных областей применения ИИ — автоматизация диагностики с использованием биомедицинских изображений, которые содержат важную информацию о состоянии пациента. Согласно статистике Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), ежегодно более 50% смертей в мире обусловлено заболеваниями, которые можно обнаружить на ранних стадиях с помощью современных диагностических методов. Однако эффективность раннего выявления напрямую зависит от скорости и точности обработки медицинских данных.

Традиционные методы диагностики, такие как ручная оценка изображений специалистами, требуют значительных временных и человеческих ресурсов, что ограничивает их применение в условиях ограниченного доступа к квалифицированным кадрам. Более того, интерпретация биомедицинских данных может сопровождаться

значительными погрешностями, вызванными человеческим фактором и вариативностью изображений. Это особенно актуально в случаях, когда речь идет о выявлении малозаметных признаков заболеваний, таких как опухоли, микрокровоизлияния или начальные стадии дегенеративных процессов.

Система, представленная в данной статье, нацелена на оперативную диагностику заболеваний по данным биомедицинских изображений. Она включает в себя методы предобработки изображений, реализованные с помощью библиотеки OpenCV, и нейронные сети, которые обеспечивают автоматическое распознавание и классификацию патологий. Применение OpenCV позволяет выполнять фильтрацию, выделение контуров и усиление контрастности изображений, что повышает качество данных, подаваемых на вход нейронной сети. Использование глубокой нейросетевой архитектуры, адаптированной под специфику биомедицинских изображений, позволяет системе с высокой точностью определять характерные признаки заболеваний и давать предварительные диагностические заключения.

В данном исследовании OpenCV используется для предварительной обработки изображений, что позволяет улучшить качество данных перед подачей на вход нейронной сети.

Основные этапы предобработки изображений включают:

1. **Шумоподавление:** для уменьшения артефактов на изображениях, таких как цифровой шум, используется фильтрация, например, медианный или гауссовский фильтр. Это помогает выделить значимые детали и минимизировать влияние шумов, которые могут снизить точность классификации.

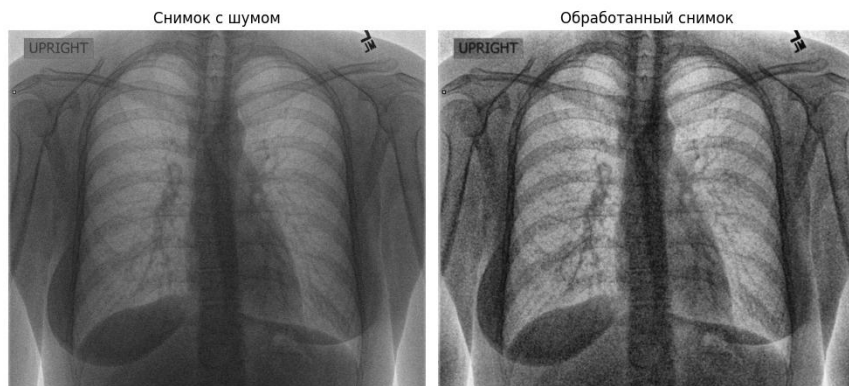


Рис. 1 – Изображения до и после шумоподавления

2. **Усиление контрастности:** важный этап, позволяющий акцентировать внимание сети на участках, где могут проявляться патологические изменения. Используются методы нормализации и адаптивной коррекции контрастности (CLAHE), позволяющие улучшить визуализацию низкоконтрастных областей.

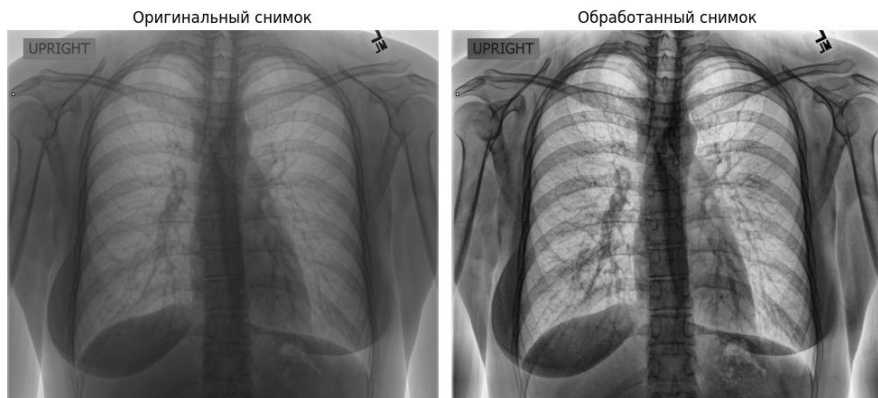


Рис. 2 – Изображение до и после применения адаптивного метода усиления контрастности

3. **Выделение контуров и сегментация:** для получения более точной информации о форме и размерах патологических областей применяются методы, такие как Canny Edge Detection и различные способы бинарной сегментации. Эти методы помогают отделить ключевые структуры, которые могут указывать на патологию.

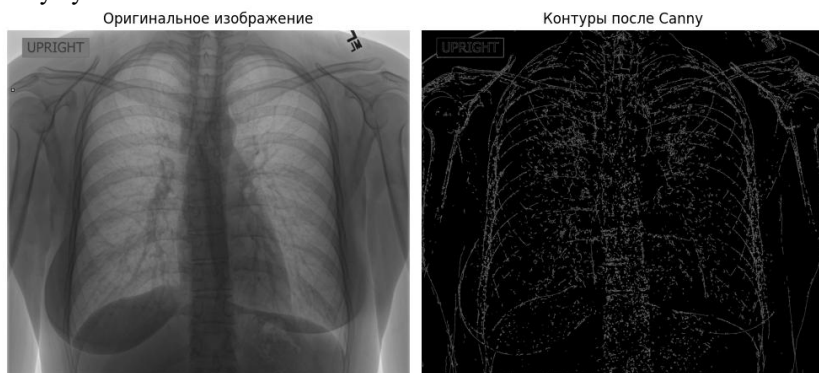


Рис. 3 – Процесс выделения контуров при помощи метода Canny Edge Detection

Эти процедуры не только улучшают качество изображения, но и позволяют существенно сократить объем данных, передаваемых на следующем этапе обработки, что снижает вычислительные затраты и делает модель более эффективной.

Нейронные сети для анализа и классификации изображений

На этапе классификации и анализа изображений в системе применяются нейронные сети, которые демонстрируют высокую эффективность при обработке данных сложной структуры. В частности, в данной работе используются сверточные нейронные сети (Convolutional Neural Networks,

CNNs), которые хорошо себя зарекомендовали в задачах анализа изображений.

Основные преимущества использования CNN в системе заключаются в следующем:

1. **Способность выделять признаки разного уровня:** сверточные слои CNN автоматически выделяют низкоуровневые признаки, такие как границы, текстуры и формы, которые затем обрабатываются для получения высокоуровневых характеристик. Это особенно полезно для анализа биомедицинских изображений, где важны малозаметные детали.

2. **Устойчивость к вариациям изображений:** CNN адаптируется к различным особенностям изображения (освещение, масштаб и углы обзора), что важно для обработки медицинских данных, которые могут быть получены на разных устройствах и в различных условиях.

3. **Точность классификации:** при правильной настройке и обучении CNN способны достигать высокой точности в классификации и обнаружении патологий, что делает их эффективным инструментом для медицинской диагностики.

Для достижения оптимальных результатов в данном проекте использованы современные архитектуры, такие как ResNet и DenseNet, которые обеспечивают глубокую иерархическую обработку признаков, и методы регуляризации, снижающие вероятность переобучения модели.

Комбинация методов для повышения точности

Совмещение предварительной обработки с помощью OpenCV и анализа с использованием нейронных сетей позволяет повысить точность диагностики. OpenCV улучшает качество изображений, выделяя значимые признаки, а CNN позволяют классифицировать данные с высокой точностью, определяя потенциальные патологии на ранних этапах.

Библиографический список

1. Ли, Ю., Хо, С., & Ким, М. (2020). Medical Image Processing using OpenCV and Neural Networks for Diagnosis. *Journal of Biomedical Engineering*, 34(2), 123-134. DOI: 10.1016/j.jbe.2020.02.002
2. Гусев, А.П., & Бобров, В.Н. (2019). Применение нейронных сетей в медицине для диагностики заболеваний по медицинским изображениям. *Журнал медицинских технологий*, 28(5), 75-80.
3. Кан, С. (2018). Оптимизация процессов обработки медицинских изображений с использованием методов машинного обучения. *Международный журнал медицинской информатики*, 36(4), 240-248. DOI: 10.1016/j.jmedinf.2017.12.010
4. Чжан, Р., & Чен, Л. (2021). Биомедицинские изображения и их обработка для диагностики заболеваний. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 40(6), 1345-1355.
5. Сайт OpenCV. OpenCV for Medical Imaging. Дата обращения 01.11.2023. URL: <https://opencv.org/>

6. Оксон, В., & Янг, М. (2022). Нейронные сети и их применение в анализе биомедицинских изображений для диагностики. *Biomedical Imaging Journal*, 42(3), 112-120.

УДК 559.385.4

АНАЛИЗ МЕТОДОВ МОДЕЛИРОВАНИЯ МАГНИТНЫХ БУРЬ

А.И. Боронников, В.Н. Морозов

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

Рассмотрены методы моделирования магнитных бурь, возникающие в результате взаимодействия солнечного ветра с магнитным полем Земли. В условиях растущей зависимости технологических систем от солнечной активности, задача прогнозирования магнитных бурь становится особенно актуальной. Проанализированы существующие подходы к моделированию, включая физические, численные, статистические и гибридные модели.

Ключевые слова: магнитные бури, солнечный ветер, магнитосфера, моделирование, физические модели, магнито-гидродинамика (МГД), численные методы, метод конечных элементов (МКЭ), метод разностных сеток (МРС), статистические модели, машинное обучение, прогнозирование, исторические данные, анализ временных рядов, регрессия, гибридные модели, вычислительные затраты, адаптивность, точность прогнозов, корональные выбросы массы (СМЕ), динамика магнитных бурь, взаимодействие магнитного поля, солнечная активность, спутниковая навигация, технологические системы.

ANALYSIS OF METHODS FOR MODELING MAGNETIC STORMS

A.I. Boronnikov, V.I. Morozov

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

Methods for modeling magnetic storms, arising from the interaction of solar wind with the Earth's magnetic field, are discussed. In the context of the growing dependence of technological systems on solar activity, the task of predicting magnetic storms becomes particularly relevant. Existing modeling approaches are analyzed, including physical, numerical, statistical, and hybrid models. Comparative characteristics are presented based on criteria such as accuracy, computational costs, and flexibility. The article serves as a guide for further research in the field of magnetic storm forecasting and the development of more effective modeling methods.

Key words: magnetic storms, solar wind, magnetosphere, modeling, physical models, magnetohydrodynamics (MHD), numerical methods, finite element method (FEM), finite difference method (FDM), statistical models, machine learning, forecasting, historical data, time series analysis, regression, hybrid models,

computational costs, adaptability, accuracy of forecasts, coronal mass ejections (CME), dynamics of magnetic storms, interaction of magnetic fields, solar activity, satellite navigation, technological systems.

Магнитные бури — это возмущения в магнитосфере Земли, возникающие в результате взаимодействия солнечного ветра с магнитным полем планеты. Они могут оказывать значительное влияние на различные технологические системы, включая спутниковую навигацию, связь и энергетические сети. В связи с возрастающей зависимостью общества от технологий, чувствительных к магнитным бурям, задача их моделирования становится все более актуальной. В данной статье мы рассмотрим существующие методы моделирования магнитных бурь, их преимущества и недостатки, а также проведем сравнительный анализ наиболее распространенных подходов.

Моделирование магнитных бурь активно изучается в научной среде, и существует множество работ, посвященных этому вопросу. Важно отметить, что моделирование может быть основано как на физических принципах, так и на статистических методах. Одной из первых моделей, описывающих магнитные бури, была модель Кендалла, которая была предложена в 1957 году. С тех пор разработаны различные модели, включая численные, статистические и гибридные, которые мы рассмотрим подробнее [1].

1. Физические модели

Физические модели магнитных бурь основываются на принципах магнито-гидродинамики (МГД) и учитывают взаимодействие солнечного ветра с магнитным полем Земли. Одной из таких моделей является модель, разработанная NASA, которая использует уравнения МГД для описания поведения плазмы в солнечном ветре. Эти модели обеспечивают высокую точность, но требуют значительных вычислительных ресурсов [2].

Основные компоненты физических моделей

1. Солнечный ветер: Солнечный ветер представляет собой поток заряженных частиц, в основном электронов и протонов, выбрасываемых Солнцем в космос. Он имеет значительное влияние на магнитосферу Земли. Физические модели учитывают свойства солнечного ветра, такие как скорость, плотность и температура частиц, чтобы оценить его воздействие на магнитное поле Земли.

2. Магнитосфера: Магнитосфера Земли формируется за счет взаимодействия магнитного поля Земли с солнечным ветром. Физические модели описывают структуру и динамику магнитосферы, включая её магнитные поля, токи и различные возмущения. Например, модель может учитывать обширную область магнитного хвоста, которая образуется в результате сжатия магнитосферы при воздействии солнечного ветра.

3. МГД уравнения: Модели магнитных бурь часто основываются на системе уравнений МГД, которая сочетает уравнения Навье-Стокса (описывающие движение жидкости) и уравнения Максвелла (описывающие

электромагнитные поля). Эти уравнения позволяют моделировать поведение плазмы в условиях солнечного ветра и магнитного поля. Они позволяют оценить, как магнитные поля и потоки плазмы взаимодействуют, вызывая различные физические явления, такие как токи, волны и возмущения.

2. Численные методы

Численные методы моделирования, такие как метод конечных элементов (МКЭ) и метод разностных сеток (МРС), позволяют решать сложные системы уравнений, описывающие динамику магнитных бурь. Эти подходы могут быть использованы для построения детализированных моделей, однако их применение связано с высоким уровнем вычислительных затрат и требует наличия мощных вычислительных систем [3].

Основные компоненты численных методов

1. Методы конечных разностей (МКР): Методы конечных разностей представляют собой подход, при котором непрерывные уравнения заменяются дискретными. Это позволяет решать уравнения, описывающие магнитосферу, на сетке, состоящей из конечного числа точек. МКР широко используется для решения уравнений МГД, поскольку он позволяет легко реализовать условия на границах и эффективно обрабатывать сложные геометрические формы.

2. Методы конечных элементов (МКЭ): МКЭ более гибкие и позволяют использовать разные формы элементов, что делает их подходящими для моделирования сложных геометрий. Этот метод делит область на множество небольших подмножеств, и для каждого из них решаются уравнения, описывающие физические процессы. МКЭ может быть использован для моделирования различных процессов в магнитосфере, включая распространение волн и изменение магнитного поля.

3. Методы спектральной численной обработки: Эти методы применяются для решения уравнений, когда требуются высокие точности и скорость вычислений. Спектральные методы работают с преобразованием Фурье, что позволяет эффективно обрабатывать периодические функции. Они часто используются для решения уравнений, описывающих магнитные поля, поскольку могут значительно ускорить процесс вычислений.

4. Гидродинамические модели: Гидродинамические модели, основанные на уравнениях Навье-Стокса, могут быть использованы для описания поведения плазмы в магнитосфере. Эти модели позволяют оценивать взаимодействия между потоками солнечного ветра и магнитным полем Земли, а также учитывать эффекты турбулентности и вязкости.

3. Статистические модели

Статистические модели используют исторические данные для прогнозирования магнитных бурь. Например, методы машинного обучения, такие как регрессия или нейронные сети, могут быть обучены на основе исторических данных и использованы для прогнозирования будущих событий. Хотя эти модели могут быть менее точными в сравнении с

физическими, они обеспечивают быстрое получение результатов и могут быть применены в реальном времени [4].

Основные компоненты статистических моделей

1. Сбор данных: Статистические модели требуют обширных исторических данных о солнечной активности и магнитных бурях. Данные могут включать в себя информацию о солнечных вспышках, корональных выбросах массы (СМЕ), а также измерения магнитного поля Земли. Доступ к таким данным можно получить из различных источников, включая спутниковые наблюдения и наземные станции.

2. Анализ временных рядов: Анализ временных рядов позволяет выявлять тренды, сезонные колебания и аномалии в данных о магнитных бурях. Это может включать в себя использование автокорреляционных функций и спектрального анализа для определения периодичности и взаимосвязи между различными переменными.

3. Модели регрессии: Модели линейной и нелинейной регрессии могут использоваться для построения зависимости между солнечной активностью и возникновением магнитных бурь. Эти модели позволяют определить, как различные параметры солнечной активности (например, количество солнечных вспышек) влияют на вероятность возникновения магнитной бури.

4. Методы машинного обучения: Современные статистические модели часто используют алгоритмы машинного обучения, такие как деревья решений, случайные леса и нейронные сети. Эти методы позволяют обрабатывать большие объемы данных и выявлять сложные паттерны, которые могут быть неочевидными при использовании традиционных статистических методов.

4. Гибридные модели

Гибридные модели сочетают в себе как физические, так и статистические подходы. Они стремятся объединить точность физического моделирования с эффективностью статистических методов. Такие модели могут быть особенно полезны для решения задач, где требуются как точные прогнозы, так и быстрое реагирование [1].

Основные компоненты гибридных моделей

1. Комбинация методов: Гибридные модели используют численные методы для описания физических процессов, таких как взаимодействие солнечного ветра с магнитосферой, и статистические методы для анализа данных и предсказания вероятности возникновения магнитных бурь. Например, численные расчеты могут быть использованы для моделирования условий в магнитосфере, а затем результаты могут быть переданы в статистическую модель для оценки вероятности магнитной бури на основе этих условий.

2. Моделирование процессов: В гибридных моделях могут использоваться различные уровни детализации для разных аспектов системы. Например, физические модели могут подробно описывать поведение плазмы и магнитных полей, в то время как статистические модели могут

использовать более упрощенные представления для некоторых переменных, основанные на исторических данных.

3. Адаптивность: Гибридные модели могут адаптироваться к различным сценариям солнечной активности, учитывая изменяющиеся условия в солнечном ветре и магнитосфере. Это позволяет им более точно отражать динамику системы и предсказывать различные типы магнитных бурь.

Для сравнительного анализа методов моделирования магнитных бурь мы рассмотрим несколько критериев: точность, вычислительные затраты и применимость. Физические модели обеспечивают высокую точность, но требуют значительных ресурсов. Численные методы также имеют свои недостатки, связанные с вычислительными затратами. Статистические модели, хотя и менее точные, позволяют быстро получать прогнозы. Гибридные модели могут стать компромиссом между точностью и эффективностью [3].

Критерии анализа

1. Точность прогнозов:

- Физические модели: Обеспечивают высокую точность при условии качественного моделирования физических процессов, однако их точность может снижаться при наличии недостатка в исходных данных или при моделировании крайних сценариев.

- Численные методы: Позволяют получать детализированные прогнозы, но требуют значительных вычислительных ресурсов. Их точность зависит от разрешения сетки и методов решения уравнений.

- Статистические модели: Обычно обеспечивают хорошие результаты в условиях, когда данные об исторической солнечной активности обширны. Однако их точность может снижаться при отсутствии данных или при изменении паттернов солнечной активности.

- Гибридные модели: Сочетают сильные стороны физического и статистического подходов, что позволяет добиться высокой точности прогнозов при условии наличия качественных данных.

2. Скорость вычислений:

- Физические модели: Могут быть медленными из-за необходимости решения сложных уравнений и интеграции большого объема данных.

- Численные методы: Требуют значительных вычислительных ресурсов, что может замедлить процесс прогнозирования, особенно при высоких разрешениях.

- Статистические модели: Как правило, обеспечивают высокую скорость вычислений и могут быстро адаптироваться к новым данным, что делает их удобными для применения в реальном времени.

- Гибридные модели: Скорость вычислений может варьироваться в зависимости от используемых методов, но они часто требуют больше времени на обработку, чем чисто статистические модели.

3. Гибкость и адаптивность:

- Физические модели: Менее гибкие, так как они требуют детального понимания физических процессов и условий, необходимых для их корректной работы.

- Численные методы: Могут быть адаптированы для различных сценариев, но их гибкость ограничена из-за необходимости в вычислительных ресурсах и сложности моделей.

- Статистические модели: Обладают высокой адаптивностью и могут быстро обучаться на новых данных, что делает их полезными в условиях изменяющихся паттернов солнечной активности.

- Гибридные модели: Обеспечивают лучшую адаптивность благодаря комбинации методов, что позволяет эффективно реагировать на изменения в солнечной активности.

4. Простота реализации:

- Физические модели: Требуют глубоких знаний в области физики и математики, что делает их сложными в реализации и настройке.

- Численные методы: Также требуют значительных усилий на этапе разработки и настройки, особенно при работе с высокими разрешениями.

- Статистические модели: Обычно проще в реализации и настройке, что делает их более доступными для широкого круга исследователей и практиков.

- Гибридные модели: Более сложные в реализации из-за необходимости интеграции различных методов, но могут быть очень эффективными в конечном итоге.

Моделирование магнитных бурь находит свое применение в различных областях. Например, в 2018 году была проведена работа по прогнозированию солнечных вспышек и магнитных бурь с использованием методов машинного обучения. В результате удалось существенно повысить точность прогнозов, что положительно сказалось на системе связи и навигации [4].

Библиографический список

1. Бурдина, Н. А., & Поляков, А. В. (2010). Магнитные бури и их влияние на технологические системы. Известия Российской академии наук, серия физическая.
2. Зайцев, В. М. (2015). Моделирование процессов в магнитосфере Земли. Астрономический журнал.
3. Петров, Д. С. (2017). Методы прогнозирования солнечной активности и магнитных бурь. Метеорология и гидрология.
4. Филиппов, И. В. (2018). Статистические модели солнечной активности и магнитных бурь. Вестник Тверского государственного университета.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ ЭМГ СИГНАЛА

К.А. Бобкович

Федеральный научно-образовательный центр медико-социальной экспертизы
и реабилитации им. Г.А. Альберхта Министерства труда и социальной
защиты Российской Федерации

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ», Санкт-Петербург

Одним из наиболее перспективных подходов к управлению протезами является использование электромиографии (ЭМГ) для регистрации электрической активности мышц, которая нужна для связи биологического объекта и устройства. Статья посвящена сравнению методов классификации ЭМГ-сигналов с применением нейронных сетей для управления протезами верхних конечностей. Рассмотрены преимущества, недостатки и особенности различных архитектур нейронных сетей, а именно сверточные (CNN), рекуррентные (RNN), сверточно-рекуррентные (CRNN) сети, а также Transformers (трансформеры).

Ключевые слова: электромиографический сигнал, нейронные сети, алгоритмы классификации, протезы верхних конечностей, RNN, CNN, CRNN, Transformers.

COMPARATIVE ANALYSIS OF NEURAL NETWORKS FOR EMG SIGNAL CLASSIFICATION

K.A. Bobkovich

Federal Scientific and Educational Center for Medical and Social Rehabilitation
named after G.A. Alberkht of the Ministry of Labor and Social Protection of the
Russian Federation

St. Petersburg State Electrotechnical University «LETI»

One of the most promising approaches to prosthesis management is the use of electromyography (EMG) to record the electrical activity of muscles, which is necessary for the connection of a biological object and a device. The article is devoted to comparing the methods of classification of EMG signals with the use of neural networks for controlling upper limb prostheses. The advantages, disadvantages and features of various neural network architectures, namely convolutional (CNN), recurrent (RNN), convolutional-recurrent (CRNN) networks, as well as Transformers, are considered.

Key words: electromyographic signal, neural networks, classification algorithms, upper limb prostheses, RNN, CNN, CRNN, Transformers.

Электромиографический (ЭМГ) сигнал представляет совокупность электрических сигналов, генерируемых мышечными волокнами под

контролем нервной системы [1]. Сигналы регистрируются с помощью электродов (инвазивные и неинвазивные) и содержат информацию, которая отражает активность различных мышц во время их сокращений. Регистрация ЭМГ-сигналов используется в современных системах управления протезами и для анализа мышечной активности, позволяя выявлять паттерны движений и использовать их для восполнения утраченной функции. По состоянию на конец 2023 год, около 466 тыс. человек используют протезы, что подтверждает актуальность разработки точных методов классификации ЭМГ-сигналов [2].

Для анализа и классификации ЭМГ-сигналов широко применяются нейронные сети, которые обладают высокой гибкостью и способны извлекать сложные зависимости из данных. Далее рассмотрены основные типы архитектур нейронных сетей, используемых для этих целей.

Сверточные нейронные сети (CNN) эффективно решают задачи классификации сигналов за счет своей способности автоматически выделять ключевые признаки, такие как временные и частотные паттерны [3]. Они могут работать как с необработанными данными, так и с преобразованными сигналами, например, спектрограммами, полученными с использованием кратковременного преобразования Фурье (STFT) или вейвлет-преобразования. CNN применяются в задачах, связанных с распознаванием пространственных характеристик сигналов, что делает их одним из предпочтительных методов для анализа ЭМГ.

Рекуррентные нейронные сети (RNN), включают такие модификации, как долговременную кратковременную память (LSTM) и рекуррентный блок с затворами (GRU), специализированы на обработке последовательных данных, что делает их полезными для анализа временных зависимостей в ЭМГ-сигналах [4]. Их основное преимущество заключается в возможности моделировать длительные зависимости во временных рядах, что улучшает качество классификации сложных сигналов. RNN часто используются в комбинации с CNN для повышения точности моделей.

Сверточно-рекуррентные сети (CRNN) представляют собой гибридный подход, в котором CNN используется для выделения признаков, а RNN – для анализа их временной последовательности. Этот метод позволяет одновременно учитывать как пространственные, так и временные зависимости, что делает CRNN эффективным инструментом для анализа сложных сигналов, таких как ЭМГ. Комбинированный подход позволяет улучшить точность моделей в задачах, где важны как статические, так и динамические аспекты данных.

Трансформеры – это новая и перспективная архитектура для анализа временных рядов, включая ЭМГ-сигналы. Такие модели, как Vision Transformer (ViT) и Time Series Transformer, способны эффективно обрабатывать как временные, так и пространственные зависимости, что делает их подходящими для работы с большими объемами данных. Трансформеры имеют возможность учитывать глобальные зависимости

внутри сигнала, что приводит к улучшению точности классификации, особенно при наличии сложных и многомерных паттернов.

Каждая из вышеперечисленных архитектур нейронных сетей имеет свои сильные и слабые стороны в контексте классификации ЭМГ-сигналов. Для небольших наборов данных наиболее эффективными оказываются CNN и CRNN, поскольку они демонстрируют устойчивость к ограниченному объему данных и способны извлекать ключевые признаки сигналов. В то же время, для задач, требующих анализа сложных временных зависимостей или для работы с большими наборами данных, трансформеры и гибридные архитектуры, такие как сочетание CNN с LSTM, представляют собой более мощные и точные решения.

В ходе эксперимента для анализа данных электромиограммы (ЭМГ) были применены вышеперечисленные архитектуры нейронных сетей: сверточные нейронные сети (CNN), рекуррентные нейронные сети (RNN), сверточно-рекуррентные нейронные сети (CRNN) и трансформеры. Все модели обучались на одном и том же наборе данных с одинаковыми параметрами разделения на обучающую и тестовую выборки. Конечные результаты показывают различную эффективность архитектур в зависимости от их способности извлекать и обрабатывать информацию из временных рядов.

Ниже приведены результаты по точности моделей на тестовых данных:

Таблица 1 – Результаты точности моделей

Название	Точность, %
CNN	34.68
RNN	49.19
CRNN	25.40
Трансформеры	78.23

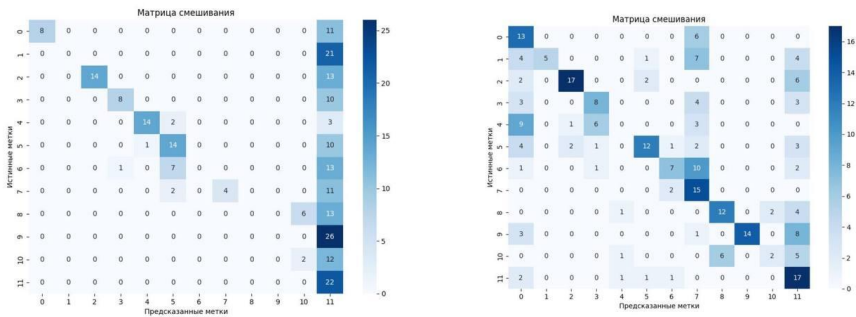


Рис. 1 – Матрица смешивания для CNN и RNN

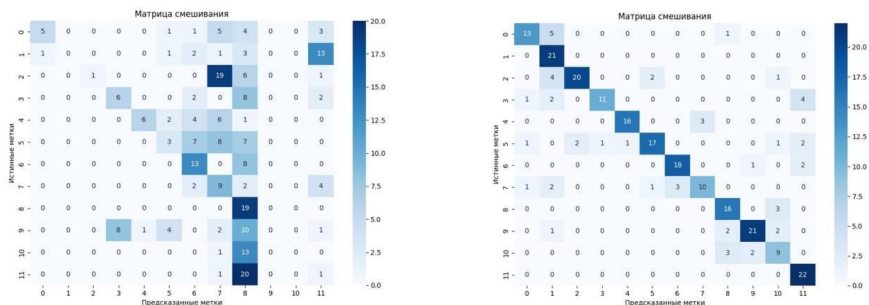


Рис. 2 – Матрица смешивания для CRNN и Transformers

CNN были разработаны для обработки данных с сильной пространственной структурой, таких как изображения. В данном случае CNN использовалась для анализа временных рядов, поэтому такой низкий результат точности. Можно выделить несколько причин низкой точности:

- Ограниченность в захвате долгосрочных временных зависимостей;
- Невозможность эффективно обрабатывать глобальную временную структуру сигналов.

RNN – это сети, специально разработанные для работы с последовательностями, где важны временные зависимости. В отличие от CNN, RNN могут сохранять информацию о предыдущих состояниях при анализе данных, что делает их лучше приспособленными для задач с временными рядами, таких как анализ сигналов ЭМГ. Однако стандартные RNN имеют известные ограничения, такие как затухание градиента, что мешает им эффективно запоминать долгосрочные зависимости. Тем не менее, RNN все еще показала лучшую производительность, чем CNN, поскольку она способна обрабатывать временные аспекты данных более эффективно. Основные причины повышения точности:

- Учет временной последовательности и зависимостей;
- Однако ограниченность в обучении долгосрочным зависимостям, особенно при большом объеме данных.

CRNN сочетают в себе возможности CNN по извлечению локальных признаков и RNN для учета временных зависимостей. Такая комбинация будет более полезна для обработки данных ЭМГ, так как она позволяет извлекать пространственные признаки с помощью сверток, а затем учитывать временную динамику с помощью рекуррентных слоев. Однако в данном эксперименте CRNN показали наихудший результат (25.40%), что можно объяснить несколькими факторами:

- Использование как CNN, так и RNN может привести к тому, что часть параметров сети становится лишней или слишком сложной для данной задачи;

- Большая сложность модели может привести к переобучению на тренировочных данных и снижению обобщающей способности на тестовых данных.

Трансформеры изначально разработаны для задач обработки последовательностей, таких как задачи машинного перевода и анализа текста, но также показали высокую эффективность в анализе временных рядов. Их ключевой компонент — механизм внимания (attention), который позволяет сети одновременно учитывать зависимости между всеми элементами последовательности. В отличие от RNN, которые обрабатывают последовательности пошагово, трансформеры могут учитывать как короткие, так и долгосрочные зависимости напрямую. Для данных ЭМГ, где важны временные паттерны, трансформеры оказались наиболее эффективными. Они способны выявлять сложные зависимости во временных данных, не страдая от проблем, присущих RNN (например, затухание градиента).

Результаты эксперимента показали, что трансформеры значительно превосходят другие архитектуры, достигнув точности 78.23%. Их способность напрямую моделировать зависимости на всех временных интервалах делает их наиболее подходящими для анализа данных ЭМГ. Сравнительно низкие результаты CNN и CRNN можно объяснить их неспособностью эффективно учитывать долгосрочные временные зависимости. RNN показали более высокую точность благодаря своей архитектуре, но их ограничения не позволили им достичь того уровня производительности, который обеспечивают трансформеры.

Таким образом, трансформеры доказали свою эффективность для задач анализа временных рядов, таких как обработка сигналов ЭМГ, и представляют собой наиболее перспективную архитектуру для подобных задач в будущем.

Библиографический список

1. URL;<https://theins.ru/news/271860> [Электронный ресурс]. – (дата обращения 20.10.2024 г.)
2. Павлова, О.Н. Регистрация и предварительная обработка сигналов с помощью измерительного комплекса МР100: учебное пособие / О.Н. Павлова, А.Н. Павлов. – Саратов: Научная книга, 2008. – 120 с, https://chaos.sgu.ru/inno_project/2008/1292/posobie1292_2.pdf [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 20.10.2024 г.)
3. Бакыджиглу, К., Озкурт, Н. Классификация сигналов ЭМГ с использованием свёрточной нейронной сети / К. Бакыджиглу, Н. Озкурт // International Journal of Applied Mathematics, Electronics and Computers. – 2020. – Т. 8, № 4. – С. 115–119. – DOI: 10.18100/ijamec.795227,

<https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1291646> [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 20.10.2024 г.)

4. Авилес, М. Новая стратегия с использованием оптимизации серого волка / М. Авилес, Х.М. Альварес-Альварадо, Х.Б. Роблес-Окампо, П.Я. Севилья-Камачо, Х. Родригес-Ресендис // Bioengineering (Basel). – 2024. – Т. 11, № 1. – С. 77. – DOI: 10.3390/bioengineering11010077, https://translated.turbopages.org/proxy_u/en-ru.ru.7b31624a-67166982-55f90edd-74722d776562/https/pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38247954/ [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 20.10.2024 г.)

УДК 621

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ВРАЧАМИ ПРИ МНОГОСПЕКТРАЛЬНОМ АНАЛИЗЕ ДЕРМАТОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ КОЖНОГО ПОКРОВА

П.Д. Михайлова, С.А. Милантьев

Институт аналитического приборостроения РАН, г. Санкт-Петербург

Рассмотрен принцип создания системы поддержки принятия решений врача при многоспектральном анализе дерматоскопических изображений кожного покрова.

Ключевые слова: оптические методы, неинвазивный, меланома, трансферное обучение, классификация медицинских изображений.

A DECISION SUPPORT SYSTEM FOR DOCTORS IN THE MULTISPECTRAL ANALYSIS OF DERMATOSCOPIC IMAGES OF THE SKIN

P.D. Mikhailova, S.A. Milantev

Institute of Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, St. Petersburg

The principle of creating a decision support system for a doctor in the multispectral analysis of dermatoscopic images of the skin is considered.

Key words: optical methods, noninvasive, melanoma, transfer learning, classification of medical images.

Остается актуальной проблема позднего обнаружения кожных онкологических заболеваний. Современные методы диагностики имеют свои ограничения, связанные с ограниченными возможностями визуального осмотра, высокими требованиями к неинвазивным исследованиям и необходимостью цифрового представления результатов для их передачи по каналам связи. Использование методов биорадиофотоники может помочь в

решении ключевых задач раннего выявления и диагностики новообразований кожи.

Метод многоспектральной обработки изображений кожных новообразований основывается на преобразовании полихромного изображения в ряд монохромных субизображений. Каждое из них отражает распределение световой интенсивности при определенной длине волны. Чем больше используется длин волн, тем больше можно собрать спектральной информации, что позволяет дополнить имеющиеся данные о структуре новообразования. Это достигается, в первую очередь, с помощью специально разработанного полихромного источника света, который обеспечивает диагностику рака кожи с переключением длин волн.

Для многоспектральной обработки изображений новообразований полихромный источник света должен программно изменять длины волн светового потока, переключая светодиоды, которые расположены вокруг центра дифракционной решетки. Свет, проходящий через линзы, создает пучки коллимированного света, которые затем направляются в центр решетки под определенными углами. Это позволяет направить дифракционные порядки в одно направление. Выбор длины волны осуществляется путем подачи тока на соответствующий светодиод. Оптическая схема макета источника света представлена на рисунке 1.

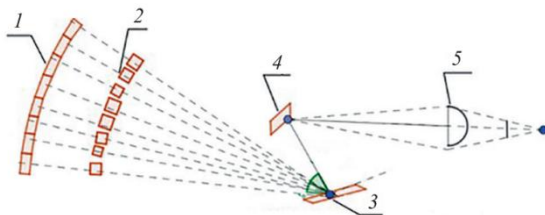


Рис. 1 – Оптическая схема полихромного источника света.

1 — светодиоды; 2 — сегменты линзы; 3 — дифракционная решетка; 4 — зеркало; 5 — линза

Структурная схема представлена на рис. 2. Управляющим элементом системы является микропроцессор, который управляет светодиодами через USB-модуль, контролирует источники тока и собирает данные.

В основе системы поддержки принятия решения врача, лежит обученная нейронная сеть, которая способна различать раковые изображения с определенными метриками [1].

Полученные изображения обрабатываются, приводятся к общему размеру, удаляются волосы, шумы. Таким образом, нивелируется всё то, что могло негативно сказаться на выходном значении точности. Далее модель обучается на различные типы поражений кожи из набора данных International Skin Imaging Collaboration (ISIC)[2]. После чего дообучается на изображениях снятых на различных длинах волн.



Рис. 2 – Структурная схема полихромного источника света

Трансферное обучение обладает рядом преимуществ, которые делают его полезным для многих задач машинного обучения:

- 1.Экономия данных является немаловажным преимуществом трансферного обучения. Используются знания, полученные на одной задаче, для решения другой, схожей задачи, что сокращает необходимость в большом количестве данных для обучения новой модели.

- 2.Снижается время и затраты на обучение. Поскольку модель уже обучена на исходной задаче, для дообучения на новой требуется меньше времени и вычислительных ресурсов.

- 3.Использование заранее обученной модели может повысить точность на новых задачах, особенно если данных недостаточно для обучения модели с нуля.

- 4.Устраняется проблема переобучения, так как модель уже обучена на более крупном и разнообразном наборе данных.

- 5.Применимость в реальных условиях. Такой тип обучения особенно полезен в ситуациях, где сложно собрать большие наборы данных в медицинской диагностике.

Этот подход особенно эффективен в таких областях, как компьютерное зрение, обработка естественного языка и медицина, где доступные данные ограничены или требуют значительных усилий для их сбора и маркировки.

В данном случае, это решает проблему нехватки данных для многоспектральных изображений. Этот двухэтапный процесс позволяет использовать общее знание, полученное из большого набора данных, и адаптировать модель для использования снимков с разработанной установки, что улучшает её точность в выявлении рака кожи.[3]

Для решения классификации изображения используются ResNet и ViT архитектуры. ResNet (Residual Networks) – это архитектура глубоких сверточных нейронных сетей (CNN), которая разработана для обработки изображений. Она особенно эффективна в извлечении локальных признаков, таких как края, текстуры, контуры и другие детали изображения, что очень важно для изображений новообразований кожных покровов. Особенностью

ResNet является наличие «shortcut connections» (остаточные связи), которые позволяют лучше обучать очень глубокие сети, избегая проблемы исчезающего градиента.

Vision Transformer (ViT) – это архитектура, основанная на механизме внимания и изначально разработанная для обработки последовательных данных, но адаптированная для работы с изображениями. ViT фокусируется на глобальном контексте изображения, рассматривая его как последовательность патчей (маленьких частей изображения) и изучая взаимосвязи между ними.

Нейронная сеть на основе архитектуры ResNet125 и Vision Transformer (ViT) предполагает гибридную модель, объединяющую сильные стороны обеих технологий: ResNet для извлечения локальных признаков, и ViT для работы с глобальными взаимосвязями в изображениях.[4]

Предполагается, что врач будет способен выполнять снимки на установке, после чего, загружая их в программу получит результат о наличии или отсутствии злокачественного образования с определенной точностью, что обеспечит большую достоверность результата. Таким образом, будет минимизирована необходимость гистологических исследований, которые представляют собой инвазивные и болезненные взятия материала.

Библиографический список

1. Зайченко К. В., Гуревич Б. С. Многоспектральная обработка изображений биологических объектов с помощью акустооптических устройств //Биомедицинская радиоэлектроника. – 2013. – №. 9. – С. 070-076.
2. Милантьев С. А. и др. Применение технологий нейронных сетей и компьютерного зрения для анализа изображений кожных новообразований //Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2022. – Т. 22. – №. 5. – С. 859-865.
3. Dildar M. et al. Skin cancer detection: a review using deep learning techniques //International journal of environmental research and public health. – 2021. – Т. 18. – №. 10. – С. 5479.
4. Araújo R. L., Araújo F. H. D., Silva R. R. V. Automatic segmentation of melanoma skin cancer using transfer learning and fine-tuning //Multimedia Systems. – 2022. – Т. 28. – №. 4. – С. 1239-1250.

ПРИМЕНЕНИЕ ДЕРЕВА РЕШЕНИЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ РЕСПИРАТОРНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ

В.А. Карфидова

Научный руководитель – Юлдашев З.М., доктор технических наук,
профессор, заведующий кафедрой биотехнических систем
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ»

В данном докладе исследуется применение метода дерева решений для классификации и диагностики респираторных заболеваний на основе анализа звуков дыхания. Основным элементом системы является разветвление дерева, разделяющее дыхательные звуки на группы: «Пациент здоров» и «Есть патология». В дальнейшем дерево решений разделяет классы патологий, опираясь на специфические характеристики шумов, обнаруженных на различных фазах дыхательного цикла.

Ключевые слова: *дерево решений, анализ звуков дыхания, диагностика респираторных заболеваний, шумы дыхания, машинное обучение.*

APPLICATION OF DECISION TREE FOR RESPIRATORY DISEASE DIAGNOSTICS BASED ON BREATH SOUND ANALYSIS

Karfidova V.A.

Scientific supervisor – Yuldashev Z.M., Doctor of Technical Sciences,
Professor, Head of the Department of Biotechnical Systems at the St. Petersburg
State Electrotechnical University "LETI".

This paper explores the application of the decision tree method to classify and diagnose respiratory diseases based on breath sound analysis. The main element of the system is the tree branching, dividing the respiratory sounds into groups: "Patient is healthy" and "There is pathology". The decision tree then divides the classes of pathologies based on the specific characteristics of the noises detected at different phases of the respiratory cycle.

Key words: *decision tree, breath sound analysis, respiratory disease diagnostics, breath sounds, machine learning.*

Современные технологии анализа звуков дыхания открывают перспективы для разработки автоматизированных методов диагностики респираторных заболеваний [1, 2]. Респираторные заболевания, такие как астма, пневмония, хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ), часто сопровождаются шумами (хрипами и свистами), которые регистрируются при дыхании пациента [3]. Деревья решений представляют собой один из удобных методов для классификации этих заболеваний, так как позволяют

организовать данные по диагностике в логическую иерархическую структуру, основываясь на характеристиках звуковых паттернов [4]. В рамках исследования была создана система, где дерево решений служит для автоматического анализа дыхательных звуков.

Анализ проводился с использованием базы данных Respiratory_Sound_Database, включающей звуковые файлы дыхания пациентов (в формате .wav) и текстовые файлы предварительной разметки шумов (в формате .txt). В главном каталоге, откуда были взяты данные для оценки, хранятся звуковые записи и соответствующая текстовая информация, а дополнительный каталог содержит информацию о диагнозах в соответствии с id каждого пациента. Для реализации алгоритма дерево решений было построено с использованием программного комплекса, который обучает модель, анализирует спектральные данные и выводит спектр и временной график звукового сигнала.

Основное разветвление дерева решений заключается в выделении классов «Пациент здоров» и «Есть патология». Для этого дерево анализирует наличие шумов на основе предварительно размеченных данных. Шумы, такие как хрипы и свист, характеризуются по фазе дыхательного цикла. Присутствие или отсутствие данных шумов направляет процесс диагностики в соответствующее разветвление дерева, представляющее определенное заболевание.

1. Первичное разветвление: здоров/патология

На первом этапе анализируется наличие или отсутствие шумов. В случае отсутствия шумов запись классифицируется как «Пациент здоров» [5]. Если шумы присутствуют, начинается следующая фаза классификации — определение типа патологии.

2. Классификация заболеваний

Диагностика конкретных заболеваний осуществляется в зависимости от типа и периода фиксации специалистом шума в фазе цикла «вдох-выдох»:

- URTI (инфекция верхних дыхательных путей) диагностируется при слабом свистящем звуке, преимущественно на выдохе.
- Asthma (астма) характеризуется наличием свистящих звуков как на вдохе, так и на выдохе, что указывает на бронхоконстрикцию [6].
- COPD (ХОБЛ) выявляется по устойчивым свистам на выдохе, что говорит о сужении дыхательных путей.
- LRTI (инфекция нижних дыхательных путей) сопровождается хрипами на вдохе, отражающими воспалительные процессы [7].
- Bronchiectasis (бронхоэктазия) распознается по грубым хрипам на обеих фазах дыхания.
- Pneumonia (пневмония) ассоциируется с влажными низкочастотными хрипами на вдохе.
- Bronchiolitis (бронхиолит) включает свисты и хрипы в обеих фазах дыхания, указывая на воспаление бронхиол.

Пример логической модели дерева решений, основанного на различных научных исследованиях респираторных заболеваний и предварительной разметке полученного набора записей шумов дыхания представлен на рис. 1.

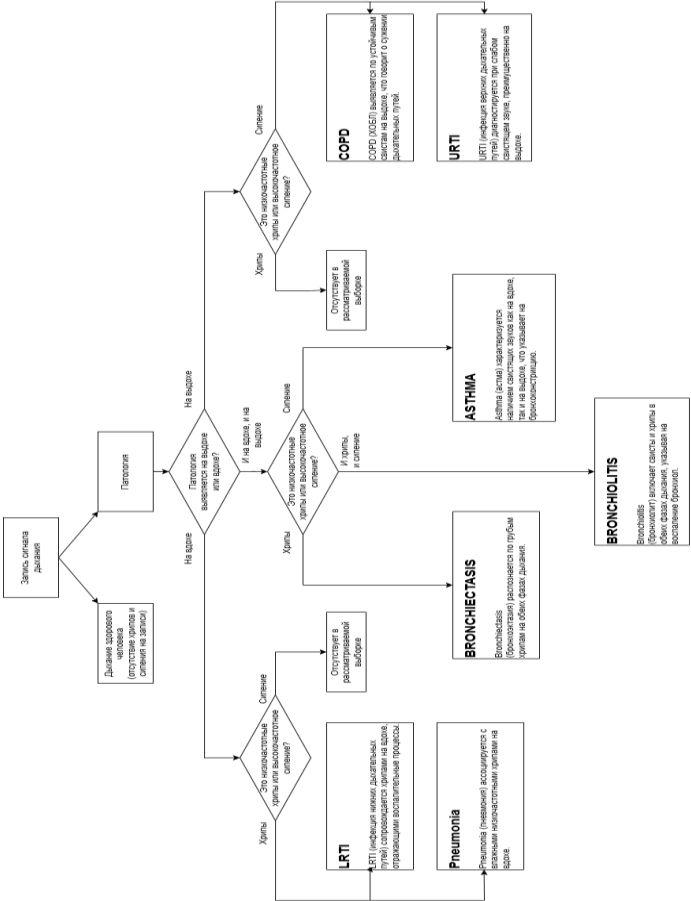


Рис. 1 – Дерево решений: классификатор респираторных заболеваний на основе наличия звуков хрипа и сипения в записи шумов дыхания пациентов

Разработанная модель дерева решений позволяет эффективно различать респираторные заболевания. Программный комплекс демонстрирует точность 83-93% при кросс-валидации, что подтверждает высокую эффективность метода при автоматизированном анализе звуков дыхания.

Исследование показало, что применение дерева решений позволяет с высокой точностью и структурностью диагностировать респираторные заболевания на основе анализа дыхательных шумов. Данный метод может быть полезен для внедрения в автоматизированные системы диагностики и значительно повысить точность и объективность медицинской оценки респираторных заболеваний.

Библиографический список

1. Dong-Min Huang, Jia Huang, Kun Qiao, Nan-Shan Zhong, Hong-Zhou Lu, Wen-Jin Wang. Deep learning-based lung sound analysis for intelligent stethoscope // Military Medical Research. – 2023.
2. Клинические рекомендации по бронхоэктазам / Российское респираторное общество. – 2021. – 5 С.
3. Fukuchi Y, Nishimura M, Ichinose M, Adachi M, Nagai A, Kuriyama T, et al. COPD in Japan: the Nippon COPDEpidemiology study. *Respirology* 2004 Nov;9(4):458-465.
4. Arpan Srivastava, et al. " Deep learning based respiratory sound analysis for detection of chronic obstructive pulmonary disease." DOI:10.7717/peerj-cs.369. – 2021.
5. Рыжкова О.В. Учебное пособие по пневмонии. – Иркутск, ИГМУ. – 2022.
6. Henrique Ferreira-Cardoso, Cristina Jácome, Sônia Silva, etc. Lung Auscultation Using the Smartphone-Feasibility Study in Real-World Clinical Practice. – 2021.
7. Shigeo Muro " Machine learning methods for diagnosis of chronic obstructive pulmonary disease in healthy subjects: Analysis of Risk factors To DEtect COPD" *Respiratory Medicine* (2020).

УДК 615.471:617.7

ОБЗОР МЕТОДОВ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ АЛГОРИТМОВ АНАЛИЗА ДАННЫХ В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ

Д.А. Ефимова¹, А.З. Яфаров^{1,2}

¹ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный университет
аэрокосмического приборостроения», г. Санкт-Петербург

²ФГБНУ «Институт экспериментальной медицины», г. Санкт-Петербург

Рассмотрены современные методы цифровой обработки и анализа электроэнцефалограмм, проведён критический анализ методов для оценки возможности применения в алгоритмах анализа данных и выявления патологических паттернов в режиме реального времени.

Ключевые слова: ЭЭГ, обработка сигналов, классификация ЭЭГ, машинное обучение, анализ в реальном времени.

REVIEW OF DIGITAL PROCESSING METHODS OF ELECTROENCEPHALOGRAMS FOR THE IMPLEMENTATION OF REAL-TIME DATA ANALYSIS ALGORITHMS

D.A. Efimova¹, A. Z. Yafarov^{1,2}

¹Saint Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg

²Federal State Budgetary Scientific Institution «Institute of Experimental
Medicine», Saint-Petersburg

Modern methods of digital processing and analysis of electroencephalograms are considered, a critical analysis of methods is carried out to assess the possibility of using them in data analysis algorithms and identifying pathological patterns in real time.

Key words: EEG, signal processing, EEG classification, machine learning, real-time analysis

Актуальность цифровой обработки ЭЭГ сигналов в режиме реального времени. Высокая распространенность неврологических заболеваний одна из проблем современного мира. Люди сталкиваются с различными расстройствами нервной системы, что существенно снижает качество их жизни и приводит к инвалидизации. Одним из ключевых инструментов исследования функционального состояния головного мозга является электроэнцефалография (ЭЭГ). Электроэнцефалография – неинвазивный метод регистрации биоэлектрической активности мозга. Данный метод позволяет получить ценную информацию о состоянии нервной системы и выявить различные патологии, однако для извлечения полезных данных из сырых ЭЭГ сигналов требуется применение методов цифровой обработки. Наиболее сложным процессом является обработка сигналов в режиме реального времени, но именно она предоставляет возможность своевременно предотвращать и смягчать эпилептические припадки, диагностировать нарушения при расстройствах сна и применять нейрореабилитацию после травм головного мозга. Классификация ЭЭГ сигналов быстро и с высокой точностью предполагает проблемы, связанные с большим количеством шума и изменчивостью ЭЭГ у разных людей, поэтому выбор подходящего метода обработки ЭЭГ становится особенно актуальным.

Цель и задачи. Целью настоящей работы является исследование методов обработки сигналов ЭЭГ в режиме реального времени, позволяющих точно обнаружить патологические паттерны. Для этого предстоит выполнить следующие задачи:

1. провести обзор методов цифровой обработки электроэнцефалографии;
2. сопоставить в сравнительной характеристике по определенным параметрам методы анализа ЭЭГ;
3. проанализировать и сделать вывод о наиболее подходящих вариантах метода моментальной обработки сигналов для выявления патологий ЭЭГ.

Методы анализа ЭЭГ сигналов. Классификация ЭЭГ в момент снятия

сигналов требует значительных вычислительных ресурсов для обработки данных, поэтому будут рассматриваться методы машинного обучения. Для улучшения итоговой точности классификации сигнала применяются методы предобработки сигнала. Предварительная обработка предполагает очистку сигнала от артефактов, увеличение соотношения сигнал/шум, выделение характерных компонент для конкретного человека, выбор ключевых признаков для анализа и искусственное увеличение объема имеющихся данных. Основные методы машинного обучения для анализа ЭЭГ: линейный дискриминантный анализ, метод опорных векторов, метод ближайших соседей, байесовский классификатор, сверточные нейронные сети [1].

Линейный дискриминантный анализ. Алгоритм используется в машинном обучении для поиска линейной комбинации признаков, извлеченных из ЭЭГ сигнала. Это могут быть спектральные характеристики (мощность в различных частотных диапазонах), временные характеристики (амплитуда, длительность всплесков), а также более сложные признаки, полученные с помощью нелинейной обработки [2]. Оптимальные линейные комбинации позволяют спроецировать многомерные данные в пространство меньшей размерности, где классы становятся более легко разделимы. После проекции данных строится дискриминантная функция, которая позволяет отнести новый образец к одному из классов. Таким образом, линейный дискриминантный анализ преобразовывает сложные ЭЭГ сигналы в более простые и понятные для классификации признаки.

Метод опорных векторов. Метод опорных векторов - алгоритм машинного обучения, широко применяемый для задач классификации. Алгоритм строит гиперплоскость в многомерном пространстве признаков ЭЭГ так, чтобы максимально разделить данные разных классов. Метод позволяет анализировать опорные векторы как представление каждого объекта в виде вектора (точки) данных, который лежит ближе всего к гиперплоскости и определяют ее положение. Чем больше расстояние между опорными векторами и гиперплоскостью, тем лучше разделение классов. Классификация нового сегмента данных ЭЭГ осуществляется путем проекции в тоже пространство признаков и определения попадания в одну из сторон гиперплоскости.

Метод ближайших соседей. При использовании данного метода каждый экземпляр данных ЭЭГ представляется в виде вектора признаков, который образует многомерное пространство признаков. Для определения класса нового образца находят k -ближайших соседей по выбранной метрике. В простых случаях используется выбор по наиболее часто встречающимся классам k -ближайших соседей [3]. В других случаях в основном применяется метрика Минковского и Евклидова метрика [4].

Байесовский классификатор. При анализе ЭЭГ сигналов байесовский классификатор оценивает вероятность того, что характерные признаки сигнала соответствуют определенному классу патологических паттернов [5]. Классификатор обучается на наборе данных, где для каждого образца заранее

известен класс, к которому достоверно принадлежит образец. На основе этих данных оцениваются условные вероятности признаков для каждого класса. Для нового образца вычисляются апостериорные вероятности принадлежности к классам с помощью теоремы Байеса. Новый образец относят к классу, для которого апостериорная вероятность максимальна [6].

Сверточные нейронные сети. Сверточные нейронные сети (СНС) – подмножество глубоких нейронных сетей, обладающих специальной архитектурой [7]. СНС способна автоматически извлекать характерные черты из данных без необходимости предварительной ручной обработки, что дает возможность эффективно классифицировать различные состояния мозга. Для обработки этим методом ЭЭГ-сигнал преобразуется в двумерное изображение, например, спектрограмму. Сверточные слои СНС обучаются автоматически выделять характерные пространственные паттерны в спектрограмме, которые соответствуют различным паттернам анализа ЭЭГ. Для уменьшения размерности данных пулинговый слой выполняет процедуру субдискретизации, то есть выбора важных признаков из предыдущего сверточного слоя [8]. После нескольких сверточных и пулинговых слоев полносвязные слои СНС проводят классификацию, сопоставляя извлеченные признаки с определенными классами.

Сопоставление методов цифровой обработки ЭЭГ. Рассмотрим представленные методы классификации ЭЭГ в табл. 1 для сравнения их применимости для реализации алгоритмов анализа данных в режиме реального времени. Для процесса сопоставления примем, что метод оценивается по каждому параметру сравнения и дается качественная оценка параметра: высокая/средняя/низкая.

Анализ наиболее подходящих методов цифровой обработки ЭЭГ. В табл. 1 приведены параметры сравнения методов обработки сигналов ЭЭГ для реализации алгоритмов анализа данных в режиме реального времени. Исходя из сопоставления параметров сравнения, представленных в таблице, можно сделать вывод, что наиболее подходящими методами обработки являются линейный дискретный анализ, байесовский классификатор, сверточные нейронные сети. Выбор одного из трех методов зависит от налагаемых на методы ограничений классификации данных в режиме реального времени.

Линейный дискретный анализ предполагает наличие линейно разделимых данных. В сегментах канала ЭЭГ зависимость между признаками может быть нелинейна, что снизит точность классификации. Алгоритм чувствителен к шуму, так как основывается на вычислении средних значений и ковариационных матриц для каждого класса, поэтому его применение зависит от наличия в предварительной обработке этапов фильтрации и нормализации [9].

Таблица 1 – Сравнение методов анализа ЭЭГ

Параметр сравнения\ Метод	Линейный дискриминантный анализ	Метод опорных векторов	Метод ближайших соседей	Байесовский классификатор	Сверточные нейронные сети
1	2	3	4	5	6
Скорость классификации	Высокая	Средняя	Низкая	Высокая	Высокая
Скорость обучения	Высокая	Средняя	Высокая	Высокая	Низкая
Требуемые вычислительные ресурсы	Низкая	Средняя	Высокая	Низкая	Высокая
Устойчивость к помехам	Средняя	Высокая	Низкая	Средняя	Высокая
Устойчивость к изменчивости ЭЭГ	Средняя	Высокая	Средняя	Средняя	Высокая

Байесовские классификаторы сталкиваются с ограничением, связанным с жестким требованием к выбору априорного распределения вероятностей для данных. Неправильный выбор модели может привести к искажению реальной картины и снижению качества обработки данных.

Сверточные нейронные сети требуют больших объемов данных для обучения, чтобы достичь высокой точности классификации. Сбор и аннотирование большого количества данных ЭЭГ дорогостоящий и трудоемкий процесс. При обучении нейронных сетей, также возникает проблема, связанная с переобучением, которая проявляется при ограниченном количестве данных [10]. Сеть, слишком точно подстроившаяся под обучающую выборку, может терять способность обобщать и корректно функционировать на новых данных. Для предотвращения переобучения применяют различные методы регуляризации. Эти методы вводят ограничения на сложность модели, снижая риск запоминания шумов и случайных особенностей обучающей выборки.

Исходя из проведённого анализа, можно сделать вывод, что из всех рассмотренных методов обработки ЭЭГ эффективнее всего применять сверточные нейронные сети при наличии большой выборки для машинного обучения, в других случаях стоит выбирать между байесовским классификатором и линейным дискретным анализом. В зависимости от вида распределения паттернов в данных стоит применять один из этих двух методов, при нормальном распределении - линейный дискретный анализ, при вероятностном – байесовский классификатор.

Библиографический список

1. Капралов, Н. В., Нагорнова, Ж. В., & Шемякина, Н. В. (2021). Методы классификации ЭЭГ-паттернов воображаемых движений. Информатика и автоматизация, 20(1), 94-132.
2. Митрофанов А.А., Кичук И.В., Соловьева Н.В., Кувшинова Я.В., Чаусова С.В., Вильянов В.Б., Русалова М.Н., Олимпиева С.П. Использование дискриминантного анализа электроэнцефалограммы в диагностике шизофрении // Журнал неврологии и психиатрии им. С. С. Корсакова 2019. Т.119. №1. С.44-50.
3. Barachant A., Bonnet S., Congedo M., Jutten C. Multiclass Brain–Computer Interface Classification by Riemannian Geometry // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2012. vol. 59. no. 4. pp. 920–928.
4. Guan S., Zhao K., Yang S. Motor Imagery EEG Classification Based on Decision Tree Framework and Riemannian Geometry // Computational Intelligence and Neuroscience. 2019. vol. 2019. no. 5627156.
5. Байесовский подход к реализации интерфейса мозг-компьютер, основанного на представлении движений / П. Д. Бобров, А. В. Коршаков, В. Ю. Рошин, А. А. Фролов // Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. – 2012. – Т. 62, № 1. – С. 89. – EDN ОРТЕИJ.
6. Турканов Г. И., Щепин Е. В. Классификатор Байеса для переменного количества признаков // Труды МФТИ. 2016. №4 (32).
7. Маршалко Д. А., Кубанских О. В. Архитектура сверточных нейронных сетей // Ученые записки Брянского государственного университета. 2019. №4 (16).
8. Ле Мань Ха Свёрточная нейронная сеть для решения задачи классификации // Труды МФТИ. 2016. №3 (31).
9. Belwafi K. et al. An embedded implementation based on adaptive filter bank for brain– computer interface systems // Journal of Neuroscience Methods. 2018. vol. 305. pp. 1–16.
10. Комисарук О. В., Никульчев Е. В., Малых С. Б. Разработка нейросетевой модели выявления артефактов в электроэнцефалограмме мозга // Cloud of science. 2020. №3.

АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПАЦИЕНТОВ С ГИПЕРЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬЮ В РЕКОМЕНДАТЕЛЬНЫХ МЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ

В.А. Гасанова

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический
университет», г. Пенза

Предложен алгоритм исследования вариабельности сердечного ритма для рекомендательных систем, предназначенных для мониторинга гиперчувствительности. Внедрение предложенного алгоритма позволит улучшить предварительную диагностику и наблюдение за пациентами с повышенной чувствительностью и минимизировать риски сердечно-сосудистых заболеваний.

Ключевые слова: гиперчувствительность, вариабельность сердечного ритма, электрокардиосигнал, рекомендательная система.

ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY IN PATIENTS WITH HYPERSENSITIVITY IN RECOMMENDED MEDICAL SYSTEMS

V.A. Gasanova

Penza State Technological University, Penza

An algorithm for investigating heart rate variability for recommendation systems designed to monitor hypersensitivity is proposed. The implementation of the proposed algorithm will improve the preliminary diagnosis and monitoring of patients with hypersensitivity and minimize the risks of cardiovascular diseases.

Key words: hypersensitivity, heart rate variability, electrocardiosignal, recommendation system.

С развитием современных технологий в мире возрастает количество стрессовых ситуаций, которые могут привести к повышенной чувствительности к внешним раздражителям. Гиперчувствительность может быть, как врожденной, особенно у людей с расстройствами аутистического спектра (РАС), так и приобретенной в результате травм, болезней, стрессовых событий или в следствии медицинских процедур, таких как химиотерапия. Эта патология может серьезно повлиять на функционирование сердечно-сосудистой системы (ССС), вызывая нарушения вариабельности сердечного ритма (ВСР), что делает необходимым наблюдение в условиях стресса.

Стресс определяется как эмоциональное состояние, связанное с воспринимаемым стрессовым опытом [4], что является ключевым аспектом при определении гиперчувствительности у людей с сердечно-сосудистыми заболеваниями (ССЗ).

ВСР отражает повышенную симпатическую или пониженную вагальную активность и связана с сердечно-сосудистыми факторами риска [5]. Под

воздействием стресса рассматриваемый показатель может снижаться, что свидетельствует о снижении адаптационных возможностей организма и повышенном риске сердечно-сосудистых заболеваний.

В настоящее время ВСР признана надежным электрофизиологическим показателем функционального состояния вегетативной нервной системы (ВНС), поскольку позволяет объективно оценить влияние психологического стресса на организм, в частности на сердечно-сосудистую систему, что делает важным проведение различия между гиперчувствительностью и заболеваниями сердца.

Последующие исследования подтвердили связь ВСР с эмоциональной регуляцией [1], что доказывает корреляцию между функциями сердца и мозга.

Целью работы является разработка алгоритма для выявления признаков гиперчувствительности на основе анализа ВСР на электрокардиограмме (ЭКГ) для рекомендательных медицинских систем мониторинга, направленных на своевременное выявление состояния гиперчувствительности и ее влияния на сердечно-сосудистую систему, обеспечивая более точную предварительную диагностику.

В табл. 1 отражены общие и различные признаки стресса (гиперчувствительности) и аритмий на электрокардиосигнале (ЭКС).

Таблица 1 – Признаки стресса и аритмий на ЭКС.

Признаки стресса (гиперчувствительности) на ЭКС	Признаки аритмий на ЭКС	Общие признаки стресса и аритмий на ЭКС
Кратковременные изменения в ST сегменте	Нерегулярные интервалы между QRS комплексами [2]	Увеличение частоты сердечных сокращений [3]
Кратковременные изменения в амплитуде	Аномалии в зубцах P, QRS [2]	Изменения длительности T волны
Вариабельность интервала на RR-интервале	Изменения в PR и QT интервалах	Нерегулярные интервалы PQ
Наличие кратковременной фибрилляции	Преждевременные сокращения (экстрасистолы)	Увеличение частоты дыхательных аритмий
Повышенная чувствительность к стимуляции	Наличие фибрилляции предсердий (отсутствие четких зубцов P)	Отсутствие четких зубцов P

Для выявления признаков стресса у пациентов с ССЗ следует провести математическое моделирование ЭКС. Исследование должно включать извлечения вершин зубцов R на ЭКГ для расчета R-R интервалов, спектральный анализ и вычисления параметров ВСР.

Алгоритм исследования variability сердечного ритма:

1. Расчет средней частоты сердечных сокращений в ударах в минуту (средняя ЧСС уд/мин):

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{\overline{RR}} \quad (1)$$

где $\overline{RR}$ – среднее значение интервала R-R (в секундах).

2. Расчет стандартного отклонения интервалов R-R (SDNN) в мс.:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (NN_i - \overline{NN})^2} \quad (2)$$

где NN_i – длительность каждого интервала RR , $\overline{NN}$ – среднее значение интервалов RR .

3. Расчет квадратного корня из среднеквадратичной разницы между последовательными интервалами R-R (RMSSD) в мс.:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (3)$$

где RR_{i+1} и RR_i – соседние интервалы R-R.

4. Вычисление спектрального анализа ВСП:

Для изучения ЧСС часто используется спектральный анализ, который позволяет оценить распределение мощности в различных частотных диапазонах:

- Низкочастотная составляющая (НЧ): 0,04–0,15 Гц
- Высокочастотная составляющая (ВЧ): 0,15–0,40 Гц
- Соотношение НЧ/ВЧ является показателем баланса между симпатической и парасимпатической активностью.

5. Расчет индекса pNN50:

$$pNN50 = \frac{\text{Количество интервалов } (|RR_{i+1} - RR_i| > 50 \text{ мс})}{N} * 100 \quad (4)$$

6. Расчет общей мощности спектра (МС) – вычисление суммарной мощности всех частотных компонентов:

$$МС = НЧ + ВЧ \quad (5)$$

Предложенный алгоритм анализа ВСП в рамках рекомендательных медицинских систем отличается от существующих методов односторонней направленностью на выявление признаков гиперчувствительности у пациентов с ССЗ связанных со стрессом и другими психофизиологическими состояниями.

Традиционные методы анализа ВСП используются в кардиологии и не отражают психофизиологическое состояние повышенной чувствительности.

Методы мониторинга стресса с использованием ВСП позволяют определить степень стресса, но часто игнорируют тонкие различия между физиологической реакцией на стресс и гиперчувствительностью, не выявляя специфических маркеров аритмий.

Внедрение алгоритма исследования ВСП в рекомендательные медицинские системы мониторинга позволит эффективно контролировать

состояние пациентов, находящихся в стрессовых ситуациях или с врожденными патологиями, такими как расстройства аутистического спектра, сводя к минимуму риски сердечно-сосудистых заболеваний.

Библиографический список

1. Villar de Araujo T, Rüesch A, Bankwitz A, Rufer M, Kleim B, Olbrich S. Autism spectrum disorders in adults and the autonomic nervous system: Heart rate variability markers in the diagnostic procedure. *J Psychiatr Res.* 2023 Aug;164:235-242. doi: 10.1016/j.jpsychires.2023.06.006. Epub 2023 Jun 24. PMID: 37385002.
2. Georgieva-Tsaneva, G.; Gospodinova, E.; Cheshmedzhiev, K. Examination of Cardiac Activity with ECG Monitoring Using Heart Rate Variability Methods. *Diagnostics* 2024, 14, 926. <https://doi.org/10.3390/diagnostics14090926>.
3. P D Lambiase, S N Garfinkel, P Taggart, Psychological stress, the central nervous system and arrhythmias, *QJM: An International Journal of Medicine*, Volume 116, Issue 12, December 2023, Pages 977–982, <https://doi.org/10.1093/qjmed/hcad144>.
4. Harrold, A., Keating, K., Larkin, F., & Setti, A. (2024). The association between sensory processing and stress in the adult population: A systematic review. *Applied Psychology: Health and Well-Being*, 1–31. <https://doi.org/10.1111/aphw.12554>.
5. Kubota Y, Chen LY, Whitsel EA, Folsom AR. Heart rate variability and lifetime risk of cardiovascular disease: the Atherosclerosis Risk in Communities Study. *Ann Epidemiol.* 2017 Oct;27(10):619-625.e2. doi: 10.1016/j.annepidem.2017.08.024. Epub 2017 Oct 3. PMID: 29033120; PMCID: PMC5821272.

УДК 621

ОБЗОР МЕТОДОВ КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА КОЛОНИЙ СРАВНЕНИЕ И ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОГО ПОДХОДА

К.А. Бобкович, С.И. Блинов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ»

В статье представлен обзор современных методов компьютерного зрения, используемых для анализа видеозаписей и изображений. Рассматриваются традиционные подходы обработки, их достоинства и недостатки. Особое внимание уделяется сравнению их точности, скорости и применимости к задачам распознавания, классификации и количественного анализа бактерий.

Ключевые слова: компьютерное зрение, бактерии, OpenCV, PCL, TensorFlow, Keras, MATLAB Image Processing Toolbox, SimpleCV, Scikit-image, искусственный интеллект.

REVIEW OF COMPUTER VISION METHODS FOR COLONY ANALYSIS COMPARISON AND SELECTION OF THE OPTIMAL APPROACH

K.A. Bobkovich, S.I. Blinov

St. Petersburg State Electrotechnical University «LETI»

The article provides an overview of modern computer vision methods used to analyze video recordings and images. Traditional processing approaches, their advantages and disadvantages are considered. Special attention is paid to comparing their accuracy, speed and applicability to the tasks of recognition, classification and quantitative analysis of bacteria.

Key words: computer vision, bacteria, OpenCV, PCL, TensorFlow, Keras, MATLAB Image Processing Toolbox, SimpleCV, Scikit-image, artificial intelligence.

Компьютерное зрение — это область искусственного интеллекта (ИИ), которая занимается обучением программ воспринимать, интерпретировать и понимать визуальную информацию из внешнего мира, аналогично тому, как это делают люди. Основная задача компьютерного зрения заключается в анализе изображений и видео для извлечения полезных данных. Это включает в себя такие задачи, как распознавание объектов, обработка изображений, сегментация, детекция, отслеживание движений и 3D-реконструкция. Компьютерное зрение применяется в самых разных областях, в том числе и в медицине.

Существует множество библиотек, предназначенных для выполнения задач в области компьютерного зрения, каждая из которых обладает своими особенностями, а также преимуществами и недостатками. Наиболее известные из них представлены ниже.

OpenCV (Open Source Computer Vision Library) — это одна из самых популярных библиотек в этой области, написанная на C++ и предоставляющая интерфейсы для Python, Java и других языков [1]. Достоинства данной библиотеки заключаются в обширном функционале и кроссплатформенность. Данная библиотека содержит более 2500 алгоритмов для работы с изображениями и видео, а также поддерживает работу на разных операционных системах. Но не смотря на все преимущества, у данной библиотеки есть ряд недостатков. Для ее применения требуются как минимум начальные знания в области компьютерного зрения и ориентировочные представления работы классических методов. Также возникают сложности с отладкой программы, определение источника ошибок может занять много времени.

PCL (Point Cloud Library) - библиотека предназначена для работы с облаками точек в 2D и 3D изображениях. Облако точек — это множество точек в трехмерном пространстве, каждая из которых определяется координатами X, Y и Z. Достоинство заключается в наличии современных алгоритмов, а именно фильтрации, сегментации и регистрации для анализа

3D данных. Недостаток данной библиотеки – это ее кроссплатформенность, PCL поддерживает множество платформ, но различия в системах могут вызывать проблемы совместимости.

TensorFlow и Keras. Эти библиотеки используются для создания моделей глубокого обучения для выполнения задач компьютерного зрения. Позволяет строить сложные нейронные сети для распознавания изображений. Данная библиотека также требует от пользователя глубокого понимания машинного обучения.

MATLAB Image Processing Toolbox предлагает инструменты для обработки изображений с стандартными алгоритмами. Лаконичный синтаксис помогает быстро разрабатывать прототипы. У библиотеки есть обширный набор функций, который включает алгоритмы фильтрации и анализа.

SimpleCV: Легкая в использовании библиотека для быстрого прототипирования, но менее функциональная по сравнению с OpenCV.

Scikit-image: Библиотека на Python для обработки изображений, хорошо сочетается с другими библиотеками, но может уступать OpenCV по производительности.

В итоге мы имеем, что OpenCV — универсальная библиотека с широкими возможностями, но требует времени на обучение. PCL подходит для 3D данных, а TensorFlow и Keras — для глубокого обучения. MATLAB предлагает удобный интерфейс, но может быть дорогим.

Операции для обнаружения объектов.

Преобразование в оттенки серого

Назначение: Перевод цветного изображения в оттенки серого для упрощения последующей обработки.

Описание: Цветное изображение формируется из трех каналов (красного, зеленого и синего), каждый пиксель имеет три значения. Преобразование в оттенки серого объединяет эти значения в одно, что позволяет снизить объем данных.

Применимость для анализа движения микроорганизмов: Упрощение изображения за счет избавления от цветовой информации позволяет легче отслеживать контуры микроорганизмов и их перемещения на видео, особенно при автоматическом анализе последовательностей кадров.

Функция OpenCV: `cv2.cvtColor(image, cv2.COLOR_BGR2GRAY)`

- `image`: изображение для преобразования.

- `cv2.COLOR_BGR2GRAY`: параметр для перевода из цветного изображения в оттенки серого [2].

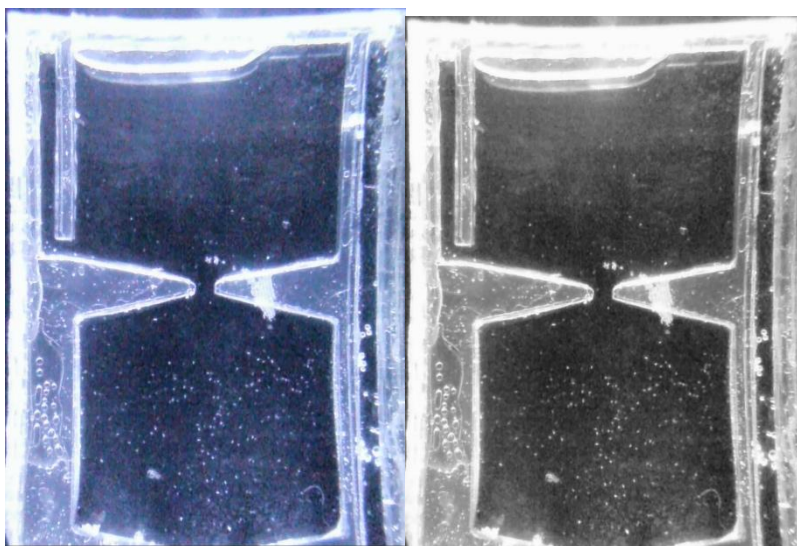


Рис. 1 – Цветное изображение и изображение в оттенках серого

Матричные фильтры

Назначение: Применение матричных операций для выделения контуров, уменьшения шума или увеличения резкости.

Описание: Один из популярных методов — размытие по Гауссу, использующее ядро Гаусса для сглаживания изображения. Гауссово ядро определяет веса, уменьшающиеся по мере удаления от центрального пикселя, что позволяет создать фильтр нижних частот и ослабить высокочастотные сигналы.

Применимость для анализа движения микроорганизмов: Удаление шума, особенно с использованием размытия по Гауссу, делает более четкими контуры микроорганизмов, что позволяет алгоритмам легче отслеживать их передвижение, игнорируя мелкие шумовые артефакты на изображении.

Функция OpenCV: `cv2.GaussianBlur(image, ksize)`

- `image`: входное изображение, обычно предварительно переведенное в оттенки серого.

- `ksize`: размер ядра, определяющий силу размытия; должен быть нечетным (например, (3, 3) или (5, 5)).

Входное изображение

Матрица

12	14	41
43	84	24
2	1	43

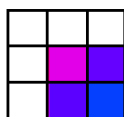


0,5	0,75	0,5
0,75	1,0	0,75
0,5	0,75	0,5

$$\begin{pmatrix} 12 * 0,5 + 14 * 0,75 + 41 * 0,5 + \\ 43 * 0,75 + 84 * 1,0 + 24 * 0,75 + \\ 2 * 0,5 + 1 * 0,75 + 43 * 0,5 \end{pmatrix}$$

Рис. 2 – Пример матричной операции

Матрица



Изображение

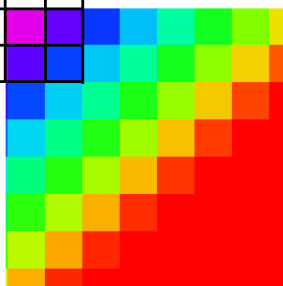


Рис. 3 – Пример прохождения матрицы по изображению

Пороговая обработка

Назначение: Бинаризация изображения, выделение объектов на фоне путем присвоения пикселям двух значений.

Описание: Пиксели, значение которых выше порога, получают максимальное значение (255 — белый цвет), а те, что ниже — минимальное (0 — черный цвет). Пороговое значение обычно составляет 128, что помогает отделить объекты на изображении от фона.

Применимость для анализа движения микроорганизмов: Пороговая обработка помогает четко выделить микроорганизмы на фоне, что упрощает их отслеживание по серии изображений, так как они выделяются как бинарные объекты, позволяя анализировать траектории движения [3].

Функция OpenCV: `cv2.threshold(image, threshold_value, max_value, cv2.THRESH_BINARY)`

- image: исходное изображение.
- threshold_value: пороговое значение, как правило, равно 128.
- max_value: максимальное значение для пикселей, превышающих порог (в данном случае 255).

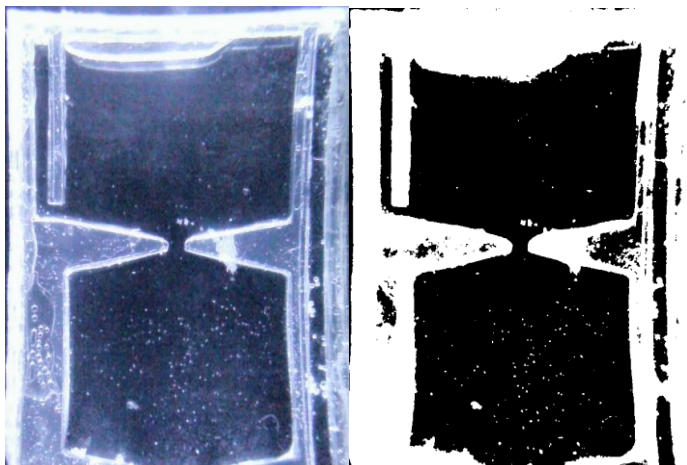


Рис. 4 – Исходное изображение и изображение после пороговой обработки (предварительно преобразовано в оттенки серого)

Использование современных технологий в изучении микроорганизмов открывает новые перспективы для понимания их биологии, экологии и взаимодействий с окружающей средой. Технология компьютерного зрения позволяет автоматизировать и ускорять процессы анализа движения микроорганизмов, обеспечивая высокую точность и детализацию. Применение алгоритмов машинного обучения и искусственного интеллекта позволяет выявлять и классифицировать изменения в поведении микроорганизмов на основе их морфологических характеристик. Эти методы могут найти применение в медицине, где быстрое и точное определение патогенов может спасти жизни, а также в экологии, где мониторинг микробиомов способствует лучшему пониманию и управлению экосистемами [4].

Библиографический список

1. Антропов А. Ю. Видеокамера для контроля RGB, HSV и серых изображений на основе OpenCV // RobotClass [Электронный ресурс]. URL: <https://robotclass.ru/tutorials/opencv-video-rgb-hsv-gray/> (дата обращения: 06.11.2024).
2. Петров С. Н. Цифровая обработка изображений в инженерных системах // Наука и инженерия. 2019. №5. С. 85-95. URL: <https://science-engineering.ru/ru/article/view?id=1370> (дата обращения: 06.11.2024).
3. Иванов И. П. Пороговая обработка изображений в дефектоскопии // NDT-Testing [Электронный ресурс]. URL: <https://ndt-testing.ru/porogovaja-obrabotka-izobrazhenij.html> (дата обращения: 06.11.2024).
4. Сидоров А. В. Анализ изображений в медицине и промышленности с помощью современных технологий // Unick-Soft [Электронный ресурс]. URL: <https://unick-soft.ru/article.php?id=39> (дата обращения: 06.11.2024).

ИССЛЕДОВАНИЕ ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ РАБОЧЕЙ ЖИДКОСТИ ЭЛЕКТРОЭРОЗИОННОЙ ОБРАБОТКИ МАТЕРИАЛОВ

А.В.Емельянов¹, В.О.Свирина¹, М.В. Скрипкина¹,
М.В. Лызлова¹, Г.И. Мельник²

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань¹

Рязанский институт (филиал) ФГБОУ ВО «Московский политехнический
университет», г. Рязань²

Эффективным процессом для совершенствования современных технологических производств является электроэрозионная обработка. В настоящей работе проведено исследование изменения физико-химических свойств свежей и отработанной рабочей жидкости, применяемой для электроэрозионного прошивания. Рассмотрены факторы негативного воздействия технологии ЭЭО.

Ключевые слова: электроэрозионная обработка, показатели качества рабочих жидкостей, повышение экологичности технологических процессов.

RESEARCH OF PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES OF WORKING FLUID FOR ELECTRO-EROSIVE PROCESSING OF MATERIALS

A.V. Emelynov¹, V.O. Svirina¹, M.V. Skripkina¹, M.V. Lyzlova¹, G.I. Melnik²
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan¹
Ryazan Institute (branch) of Moscow Polytechnic University, Ryazan²

An effective process for improving modern technological production is electrical discharge machining. In this work, we conducted a study of changes in the physicochemical properties of fresh and used working fluid used for electrical discharge piercing. Factors of negative impact of technology are considered.

Key words: electrical discharge machining, quality indicators of working fluids, increasing the environmental friendliness of technological processes.

Совершенствование современных машиностроительных производств направлено на повышение мощностей и производительности технологических процессов, использования высокоэффективных наукоемких технологий, которые в совокупности с классической механической обработкой позволяют решать практически любые производственные задачи. Усложнение конструкций и формы изделий, применение новых труднообрабатываемых материалов с одновременной возможностью достижения высокого качества получаемых поверхностей влечет за собой увеличение вредного воздействия на окружающую среду, в том числе и на здоровье человека. Поэтому одним из основных критериев при разработке технологии в машиностроении становится экологическое качество

технологического процесса изготовления изделий. Помимо классической механической обработки, в машиностроении применяется электроэрозионная обработка (ЭЭО) [1,2,3].

Она может использоваться для размерной обработки (электроэрозионного формообразования) и электроэрозионного упрочнения и нанесения покрытий. К видам электроэрозионной обработки относятся: ЭЭОт – электроэрозионная отрезка, ЭЭОК – электроэрозионное объемное копирование, ЭЭВ – электроэрозионное вырезание, ЭЭПр – электроэрозионное прошивание, ЭЭШ – электроэрозионное шлифование, ЭЭД – электроэрозионная доводка, ЭЭМ – электроэрозионное маркирование, ЭЭУ – электроэрозионное упрочнение.

ЭЭО осуществляется последовательно импульсных электрических разрядов, осуществляемых между электродом деталью (ЭД) и электродом инструментом (ЭИ) в жидкой диэлектрической среде (вода, углеводороды). На рис. 1 показаны основные элементы установки ЭЭО.

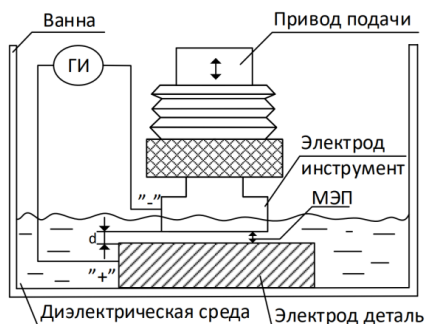


Рис. 1 – Основные элементы установки ЭЭО

Существенное влияние на производительность ЭЭО оказывает состояние рабочей жидкости, которая должна обеспечивать высокие технологические показатели ЭЭО, обладать термической стабильностью физико-химических свойств при воздействии электрических разрядов, низкой коррозионной активностью к материалам электроинструмента и заготовки, высокой температурой вспышки и низкой испаряемостью, хорошей фильтруемостью, отсутствием запаха и низкой токсичностью. В качестве рабочих жидкостей при ЭЭО используются низкомолекулярные углеводородные жидкости различной вязкости, вода, кремнийорганические жидкости и водные растворы двухатомных спиртов. Для чернового режима обработки применяются масла с большей вязкостью, на чистовых режимах вязкость значительно снижают, используют воду, керосин и прочие РЖ.

Задача настоящей работы заключалась в исследовании изменения физико-химических параметров рабочих жидкостей, применяемых в ЭЭО, в процессе работы станков.

Основные показатели качества углеводородного сырья: температура вспышки в закрытом тигле (твсп) $^{\circ}\text{C}$, кинематическая вязкость при 20 $^{\circ}\text{C}$ (ν_{20}), $\text{мм}^2/\text{с}$, плотность (ρ_{20}), $\text{кг}/\text{м}^3$, содержание аренов (X_a), %, температура кипения (t_k), $^{\circ}\text{C}$ приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Основные показатели рабочих жидкостей, применяемых при ЭЭО

Наименование РЖ	Показатели				
	твсп, $^{\circ}\text{C}$	ν_{20} , $\text{мм}^2/\text{с}$	ρ_{20} , $\text{кг}/\text{м}^3$	X_a , %	(t_k), $^{\circ}\text{C}$
Область применения ЭЭВ					
Керосин	50-90	1,8	-	18-20	150
Область применения ЭЭОК, ЭЭПр, ЭЭОт					
Масло индустриальное И12, И30, И40	100	12	-	30	-
Смесь керосин : масло индустриальное И12 1:1	61-63	6,0	830	22-25	-
Область применения ЭЭВ, ЭЭОК, ЭЭПр, ЭЭОт					
Сырье углеводородное	64	3,0	790	3,5- 6,5	185
Область применения ЭЭВ					
Рабочая жидкость РЖЗ	80	3,0	-	5,5	200
Область применения Маркирование					
Дизельное топливо Л	40-61	-	860	-	-

На технологические показатели существенное влияние оказывают физико-химические свойства РЖ. На этапе формирования пробоя межэлектродного промежутка (МЭП) сказываются диэлектрическая прочность рабочей среды и вязкость. Вязкостью определяется время формирования токопроводящих частиц в «мостик», по которому происходит пробой рабочей среды.

На стадии электрического разряда, когда происходит съем металла, протекают процессы разложения рабочей среды, окисления, полимеризации и конденсации углеводородов, накапливаются смолистые и смолисто-асфальтеновые соединения (шлам), коллоидальный кокс-сажа, различные соли, кислоты, частицы обрабатываемого материала и электроинструмента. Испаряясь с поверхности электродов, химические элементы рабочей среды

под действием разряда вступают в соединения с оксидными пленками, покрывающими электроды, образуют новые химические соединения. Эти соединения имеют различную прочность, термостойкость и электрическую активность. Они изменяют тепловой баланс разряда, что сказывается на скоростях удаления материала с детали и эрозионном износе электроинструмента. На поверхности электроинструмента происходит образование защитных пленок.

На процесс удаления продуктов эрозии и продуктов распада из зоны разряда влияет вязкость рабочей среды. С увеличением вязкости степень захвата продуктов эрозии увеличивается, и процесс удаления их улучшается. В случае малого межэлектродного зазора (МЭЗ) движение вязкой среды затруднено, и процесс удаления ухудшается. Рабочая среда служит также для охлаждения рабочей зоны и предотвращения оплавления поверхности электродов.

Для каждого вида ЭЭО применяют РЖ, обеспечивающие оптимальный режим обработки: на черновых режимах рекомендуется применять РЖ с вязкостью 5-6 мм²/с, на чистовых - 1,8-3 мм²/с.

Основным показателем диэлектрических свойств РЖ является электропроводность, которая на черновых режимах должна быть порядка 0,04-0,05 См/м, на чистовых - 0,03-0,04 См/м. При электропроводности 0,05 См/м производят замену рабочей жидкости, т.к. производительность при достижении электропроводности 0,06 См/м падает в шесть-десять раз.

Практически замену РЖ при двухсменной работе производят не реже одного раза в месяц.

При разработке технологии изготовления детали с использованием электроэрозионных методов обработки увеличивается негативное воздействие на окружающую среду и человека.

При электроэрозионной обработке в воздух рабочей зоны и атмосферный воздух могут попадать газы разложения рабочей жидкости (диэлектрической среды), предельно допустимая концентрация (ПДК) которых в воздухе рабочей зоны не должна превышать 0,3 мг/л. При работе с недостаточным слоем РЖ над поверхностью обрабатываемой заготовки в воздух могут попадать пылевидные частицы обрабатываемого материала. Токсичные соединения свинца, кадмия, цинка, бериллия могут явиться причиной профессиональных заболеваний. Весовой состав продуктов выделений, приходящихся на средний ток 100 А равен: масляная аэрозоль - 65, сажа - 130, оксид углерода - 40, высшие спирты - 2,4, оксиды железа - 2,4, бензопирен - 514 мкг/час. При каталитическом разложении диэлектрической среды концентрации диоксида серы SO₂, оксида углерода СО и ксилола C₆H₄(CH₃)₂ превышают ПДК в несколько раз. Предельно допустимые концентрации: [4,5].

- керосин (класс опасности – ПДК – 300 мг/м³);
- масло минеральное нефтяное (класс опасности III, ПДК – 5 мг/м³);
- оксид углерода СО – (класс опасности IV – ПДК – 5,0 мг/м³);

- оксид серы SO_2 – (класс опасности III– ПДК сс- 0.05 мг/м³, ПДК_{мр} – 0.5 мг/м³)

- ксилолы – (класс опасности III– ПДК – 0,2 мг/м³).

Безопасная работа на ЭЭО обеспечивается использованием малотоксичных РЖ и применением вентиляционных систем приточно-вытяжного типа. Такими системами оборудуются станки, а также производственные и вспомогательные помещения участков ЭЭО. Помимо загрязнения воздуха при работе ЭЭ станков накапливаются твердые отходы в виде шлама, оседающего на фильтрах системы фильтрации РЖ.

Для обеспечения пожарной безопасности при работе на ЭЭ станках рабочая жидкость, подаваемая в ванну, охлаждается. Температура РЖ в процессе работы не должна превышать 50 °С при работе на керосине и 60 °С – на индустриальном масле. Температура вспышки РЖ должна быть не менее 61 °С в закрытом тигле.

В настоящей работе исследование физико-химических свойств рабочих жидкостей для ЭЭО проводили для свежей и отработанной РЖ, применяемой для ЭЭПр с целью определения возможности использования этой РЖ на электроэрозионном станке фирмы ONA. Данный станок оснащен современной системой очистки РЖ без применения сменных картриджей, обеспечивающей отделение твердых частиц размером до 3 мкм. Данная система позволяет сразу удалять металлический шлам, собирать его в отдельной таре и отправлять на утилизацию без накопления отработанных фильтров прокачки рабочей жидкости. Поэтому проводились исследования по определению вязкости рабочей жидкости, содержания серы, температуры вспышки и температуры застывания. Результаты представлены в табл. 2.

Таблица 2 – Физико-химические показатели РЖ ЭЭО

Показатель	Рабочая жидкость	
	свежая	отработанная
Вязкость кинематическая, при 20 °С, мм ² /с	3,00	3,15
Содержание серы, % масс	0,215	
Без шлама		0,068
Со шламом		0,575
Температура вспышки в закрытом тигле, °С	73	71
Температура застывания, °С	- 31	-30
Температура помутнения, °С	-23	- 23

Таким образом, определение физико-химических показателей РЖ ЭЭО указывает на то, что в процессе ЭЭО увеличение вязкости связано с крекингом алканов, обладающих меньшей вязкостью по сравнению с аренами и нафтенами. Увеличение вязкости, а также снижение температуры

вспышки и незначительное повышение температуры застывания, говорит о том, что крекинг ароматических углеводородов в смеси с алканами и циклоалканами тормозится, дальнейшая эксплуатация РЖ может привести к увеличению выброса бензопирена и ксилолов. Также увеличение вязкости РЖ может повлиять на чистоту обработки поверхности, т.к. более высокая вязкость применяется для черновой обработки.

Снижение содержания серы связано с крекингом сернистых соединений, которые в процессе эрозии связываются с металлами и накапливаются в шламе, на что показывает увеличение содержания серы в шламе. При дальнейшей эксплуатации данной РЖ могут увеличиться выбросы ароматических соединений, но при этом сократятся выбросы диоксидов серы.

Библиографический список

1. Научно-технические технологии машиностроительного производства. Физико-химические методы и технологии: учебное пособие / Ю.А. Моргунов, Д.В. Панов, Б.П. Саушкин, С.Б. Саушкин; под редакцией Б.П. Саушкина. – М.: ФОРУМ, 2013.- 928 с.
2. Немилов Е.Ф. Справочник по электроэрозионной обработке материалов. -Л.: Машиностроение. Ленингр. отд-ние. 1989. 164 с.
3. Савицкий В.В. Электроэрозионные методы обработки материалов. Учеб.пособие /В.В Савицкий . Витебск: УО «ВГТУ»,2006. 276 с.
4. ГН 2.1.6.1338-03. Предельно допустимые концентрации (ПДК) загрязняющих веществ в атмосферном воздухе населенных мест. Гигиенические нормативы. Справочник ПДК онлайн arsenalsystems.ru
5. Вредные химические вещества. Неорганические соединения элементов I-IV групп: Справ. Изд./ А.Л. Бандман, Г.А. Гудзовский, Л.С. Дубейковская и др.; Под. Ред. В.А.Филова и др. Л.: Химия, 1988. 512 с.

УДК 616-71

БЕСКОНТАКТНАЯ СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ОПАСНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В СЕРДЦЕБИЕНИИ И ДЫХАНИИ ПАЦИЕНТА

С.А. Матяшина, С.Г. Гуржин

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

Рассмотрен принцип построения бесконтактной системы для мониторинга сердцебиения и дыхания пациента с использованием технологий компьютерного зрения и обработки сигналов. Представлена функциональная схема системы и обобщенная структура алгоритмов регистрации и выделения сигналов сердцебиения и дыхания пациента, позволяющих определять по информативным параметрам сигналов опасные изменения.

Ключевые слова: бесконтактный мониторинг, веб-камера, компьютерное зрение, сигналы сердцебиения и дыхания, алгоритм обработки, выделение значимых изменений.

CONTACTLESS SYSTEM FOR DETECTING DANGEROUS CHANGES IN PATIENT'S HEARTBEAT AND BREATHING

S.A. Matyashina, S.G. Gurzhin

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

The principle of constructing a contactless system for monitoring the patient's heartbeat and respiration using computer vision and signal processing technologies is considered. A functional diagram of the system and a generalized structure of algorithms for recording and extracting signals of the patient's heartbeat and respiration are presented, allowing dangerous changes to be determined by informative parameters of the signals.

Key words: *contactless monitoring, web camera, computer vision, heartbeat and respiration signals, processing algorithm, extracting significant changes.*

Современные технологии непрерывного мониторинга функционального состояния человека открывают новые возможности по оперативному обнаружению опасных изменений в организме и своевременному принятию необходимых мер [1]. Бесконтактные методы мониторинга становятся все более востребованными, поскольку полностью исключают физические воздействия технических средств на человека и связанные с ними факторы, которые существенно снижают диагностическую точность.

Одними из перспективных решений в этом направлении можно назвать бесконтактные системы на базе компьютеров с использованием веб-камер и технологий компьютерного зрения [2-4], позволяющих проводить непрерывный и длительный мониторинг состояния пациента без непосредственного воздействия на него. Разработка подобных систем особенно актуальна для реанимационных и ожоговых отделений, стационаров, домов престарелых, родильных домов и дистанционных наблюдений больных в домашних условиях. Их основными достоинствами являются обеспечение более комфортного, безопасного, надежного мониторинга, оперативность и точность постановки диагноза и сигнализация об опасных изменениях у людей, находящихся в тяжелом состоянии.

Целью данного исследования является разработка бесконтактной системы, способной выявлять опасные изменения в ритмах сердцебиения и дыхания пациента в реальном масштабе времени, используя технологии компьютерного зрения и анализа видеосигналов.

На рис. 1 представлена функциональная схема разрабатываемой системы, которая состоит из стандартных сертифицированных аппаратных средств в виде персонального компьютера (ПК), монитора, мыши, двух веб-камер и оригинальных программных средств в виде виртуальных приборов (ВП) сигнала сердцебиения, сигнала дыхания, выделения опасных изменений и сигнализации, созданных в среде MATLAB.

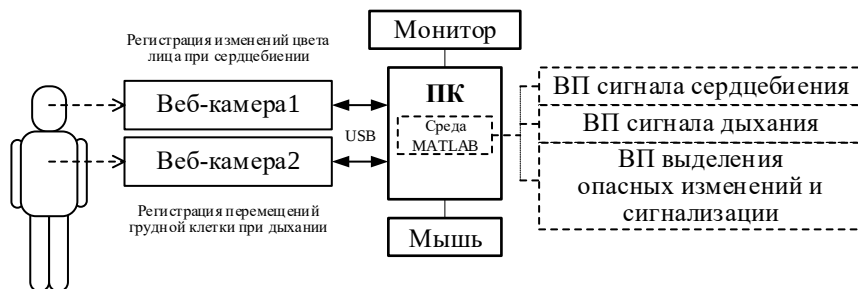


Рис. 1 – Функциональная схема системы обнаружения опасных изменений в биоритмах пациента

В предлагаемой системе веб-камеры 1 и 2 используются в качестве высокочувствительных датчиков. Приемником видеoinформации в них является матрица светочувствительных элементов (пикселей), преобразующая световой поток в электрический сигнал, который кодируется и передается на выходной разъем USB.

Изменение цвета лица пациента при кровенаполнении в моменты сердцебиения регистрируются веб-камерой 1, а изменения положения его грудной клетки в процессе дыхания регистрируются веб-камерой 2. Потоки кадров цифровых видеоизображений процессов сердцебиения и дыхания поступают на ПК, где происходит их захват и обработка с помощью ВП.

На первом этапе анализа видеоизображений используются инструменты предварительной обработки среды программирования MATLAB [5], которые позволяют отстроиться от всех ненужных элементов изображений, помех и артефактов, выделить и извлечь полезные данные о ритме сердцебиения и дыхания из видеопотоков, записанных веб-камерами.

Основной задачей ВП сигнала сердцебиения и сигнала дыхания является формирование временных функций $f_c(t)$ и $f_o(t)$ этих сигналов из выделенных полезных элементов изображений, которые в дальнейшем будут служить первоисточниками измерительной информации.

Поскольку на сегодняшний день одним из научно-обоснованных и широко применяемых неинвазивных методов определения функционального состояния человека является метод анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР), то он взят за основу для разработки алгоритмов и создания ВП обнаружения опасных изменений в ритмах сердцебиения и дыхания [6, 7].

Поэтому на втором этапе обработки измерительной информации из сформированных сигналов сердцебиения $f_c(t)$ и дыхания $f_o(t)$ программами ВП выделяют максимумы на каждом квазипериоде сигналов, измеряют их длительности и строят соответствующие динамические временные ряды – кардиоинтервалограмму (КИГ) и дыхательную интервалограмму (ДИГ).

На третьем этапе программами ВП производят количественную оценку

ряда диагностических показателей, которые с большой вероятностью свидетельствуют о нарушениях в анализируемых биоритмах.

Мода – наиболее часто встречающееся в данном динамическом ряде значение кардиоинтервала.

$$Mo = x_o + \frac{f_{Mo} - f_{Mo-1}}{(f_{Mo} - f_{Mo-1}) + (f_{Mo} - f_{Mo+1})} \tau,$$

где x_o – нижняя граница модального интервала, f_{Mo} – частота в модальном интервале, f_{Mo-1} – частота в предыдущем интервале, f_{Mo+1} – частота в интервале, следующим за модальным, τ – длительность интервала;

Амплитуда моды (AMo) – это число кардиоинтервалов, соответствующих значению моды (или попавших в модальный интервал) в % к объему выборки;

Вариационный размах ($MxDMn$) отражает степень вариативности значений кардиоинтервалов в исследуемом динамическом ряду.

$$MxDMn = \tau_{\max} - \tau_{\min},$$

где $\tau_{\max}$ и $\tau_{\min}$ – максимальное и минимальное значения кардиоинтервалов соответственно.

Стресс-индекс – показатель, который характеризует степень напряжения регуляторных систем организма человека и может служить индикатором опасных изменений

$$IH(SI) = \frac{AMo}{2Mo \cdot MxDMn}.$$

Так, например, наибольший разброс кардиоинтервалов свидетельствует о дыхательной синусовой аритмии, приводящей к нарушению частоты, ритмичности и последовательности возбуждения и сокращения сердечной мышцы – миокарда.

Библиографический список

1. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. Учебное пособие. – М.: Высшая школа, 2004. – 156 с.
2. Таранов А.А., Спиридонов И.Н. Регистрация фотоплетизмограммы и измерение частоты артериального пульса при помощи вебкамеры // Биомедицинская радиоэлектроника, №10. 2014. С. 71-80.
3. Таранов А.А., Аксенов Д.В., Спиридонов И.Н., Дегтярев Д.Н. Бесконтактное измерение частоты сердечных сокращений у новорожденных // Неонатология: новости, мнения, обучение, №3. 2015. С. 69-73.
4. Пуртов К.С., Соколов П.А., Конторович М.Б., Чистяков А.В., Костоусов В.Б., Кубланов В.С. Анализ видеоизображения человека для определения частоты его дыхания // Труды II НТК молодых ученых Уральского энергетического института. — Екатеринбург: УрФУ, 2017. – С. 393-396.

5. 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.
6. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем // Вестник аритмологии, №24. 2001. С. 65-87.
7. Козырев О.А., Богачев Р.С. Использование математического анализа ритма дыхания для определения вегетативного тонуса // Вестник аритмологии, №11. 1999. С. 23-25.

УДК 616.89-008

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ЭЭГ С МАЛЫМ КОЛИЧЕСТВОМ КАНАЛОВ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ БОС-ТРЕНИНГА ПРИ ПТСР

М.С. Галушка

Научный руководитель – В.Ю. Вишневецкий, к.т.н., доцент
Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения Южного
федерального университета, Таганрог

Рассмотрены методы обработки электроэнцефалограммы (ЭЭГ) с малым количеством каналов, применяемых для оптимизации биологической обратной связи (БОС) при посттравматическом стрессовом расстройстве (ПТСР). Выделены особенности предобработки сигнала, выделения ритмов, а также специфика применения этих методов в БОС-системах реального времени.

Ключевые слова: ПТСР, БОС-терапия, ЭЭГ, обработка сигналов, малоканальные системы.

EEG PROCESSING METHODS WITH A SMALL NUMBER OF CHANNELS FOR OPTIMIZING BIOFEEDBACK TRAINING IN PTSD

M.S. Galushka

Scientific supervisor – V.Yu. Vishnevetsky, Ph.D., associate professor
Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Southern Federal
University, Taganrog

The methods of processing electroencephalogram (EEG) with a small number of channels used to optimize biofeedback (BFB) in post-traumatic stress disorder (PTSD) are considered. The features of signal preprocessing, rhythm detection, and the specifics of using these methods in real-time BFB systems are highlighted.

Key words: PTSD, biofeedback therapy, EEG, signal processing, low-channel systems.

Посттравматическое стрессовое расстройство (ПТСР) – тяжелое психическое состояние, требующее комплексного подхода к лечению. БОС-терапия, основанная на нейрорегуляции, представляет собой перспективный метод лечения ПТСР [1]. Применение малоканальных систем ЭЭГ в БОС-тренинге делает его более доступным, однако требует специфических методов обработки сигнала.

Предобработка ЭЭГ – критически важный этап для достоверного анализа и эффективного применения БОС-терапии. Этот этап включает фильтрацию для выделения интересующих ритмов мозга и процедуру определения и подавления артефактов, возникающих из-за различных физиологических и внешних помех.

Для выделения основных ритмов мозга (дельта, тета, альфа, бета) применяются цифровые фильтры. Выбор типа фильтра является важным решением, влияющим на качество обработки сигнала. КИХ-фильтры (FIR) обладают линейной фазовой характеристикой, что означает одинаковую задержку для всех частотных компонент сигнала. Это свойство критически важно для сохранения временных соотношений между различными ритмами и позволяет более точно интерпретировать результаты анализа. Однако КИХ-фильтры требуют больших вычислительных ресурсов по сравнению с БИХ-фильтрами.

БИХ-фильтры (IIR), в свою очередь, более экономичны с точки зрения вычислительной сложности и потребления памяти. Однако, их нелинейная фазовая характеристика может приводить к искажению формы сигнала, что может затруднить интерпретацию результатов. Выбор между КИХ- и БИХ-фильтрами зависит от конкретных требований к точности анализа и доступных вычислительных ресурсов системы [2].

Важным параметром любого цифрового фильтра является его порядок. Порядок фильтра определяет крутизну среза частотной характеристики и, соответственно, эффективность подавления нежелательных частот и помех. Чем выше порядок фильтра, тем более резкий срез он обеспечивает. Однако, увеличение порядка фильтра также приводит к увеличению задержки сигнала и росту вычислительной сложности.

В контексте БОС-систем реального времени, особенно при использовании малого числа каналов ЭЭГ, критически важно минимизировать задержку обработки сигнала. Поэтому в таких системах часто применяются фильтры низкого порядка (например, от 2 до 4), что позволяет достичь приемлемого компромисса между точностью фильтрации и минимальной задержкой [3].

Ограниченное число каналов ЭЭГ создает дополнительные трудности при подавлении артефактов. Во-первых, источники артефактов (например, мигания, движения глаз или мышц) могут быть пространственно близки к источникам интересующих нас ритмов мозга, что затрудняет их разделение. Во-вторых, при малом числе каналов усиливается влияние перекрестных помех, когда активность в одном канале мешает регистрации сигнала в другом.

В таких условиях ограниченного количества каналов эффективны алгоритмы, анализирующие амплитуду, вариабельность и статистические характеристики сигнала в каждом канале отдельно, поскольку возможности пространственной фильтрации ограничены [4].

Простейшим и часто используемым методом является пороговая обработка. Устанавливаются пороговые значения для амплитуды и производной (скорости изменения) сигнала. Превышение этих порогов свидетельствует о наличии артефакта. Например, резкие скачки амплитуды и высокая производная характерны для миганий и движений глаз. Однако, пороговые значения нужно подбирать индивидуально для каждого пациента и типа артефакта, что усложняет автоматизацию процесса.

Более сложные методы основаны на анализе статистических моментов сигнала. Вычисляются такие характеристики, как среднее значение, дисперсия и куртозис (мера «остроты» распределения). Отклонения этих показателей от нормы могут указывать на присутствие артефактов. Например, высокий куртозис может свидетельствовать о мышечных артефактах.

Автоматическое удаление артефактов при малом числе каналов затруднено. Алгоритмы могут ошибочно принимать физиологические ритмы за артефакты или, наоборот, пропускать артефакты, маскирующиеся под нормальную активность мозга. Поэтому рекомендуется комбинировать автоматические методы с визуальной проверкой специалистом. Экспертная оценка позволяет более точно классифицировать сомнительные участки записи и минимизировать потерю ценных данных.

Классический метод независимых компонент (ICA), широко используемый для удаления артефактов в многоканальной ЭЭГ, менее эффективен при ограниченном числе каналов. Это связано с тем, что ICA требует, чтобы число каналов было не меньше числа источников сигнала (включая артефакты и ритмы мозга). Однако, существуют модифицированные варианты ICA, специально разработанные для работы с малым числом каналов. Кроме того, исследуются альтернативные методы слепого разделения источников, которые могут быть более эффективными в этой ситуации. Выбор подходящего метода зависит от конкретной задачи и характеристик имеющихся данных.

После предобработки проводится спектральный анализ для выделения ритмов. Быстрое Преобразование Фурье (БПФ) вычислительно эффективно, но предполагает стационарность сигнала, что не всегда верно для ЭЭГ. Вейвлет-преобразование обеспечивает хорошее временное и частотное разрешение, подходящее для анализа нестационарных сигналов, но более ресурсоемко. Авторегрессионные модели (AR) позволяют оценивать спектральную плотность мощности с высоким разрешением, но требуют подбора порядка модели и чувствительны к шуму [5]. У пациентов с ПТСР могут быть специфические отклонения в спектральной мощности ритмов (например, снижение альфа-ритма), что необходимо учитывать при выборе

целевых ритмов для БОС и интерпретации результатов. Адаптивные алгоритмы, динамически подстраивающие параметры выделения ритмов, повышают эффективность тренинга.

Для эффективной БОС в реальном времени важна минимальная задержка (менее 250 мс) между регистрацией ЭЭГ, обработкой и обратной связью. Это достигается оптимизацией алгоритмов и использованием быстрых платформ. Фильтры низкого порядка и оптимизированный спектральный анализ снижают задержку. Алгоритмы обработки должны быть устойчивы к артефактам в реальном времени, используя, например, сглаживание и медианную фильтрацию.

В заключение, обработка ЭЭГ с малым количеством каналов для БОС-терапии при ПТСР требует тщательного выбора методов и параметров обработки, учитывающих специфику сигнала и ограничения, накладываемые малым числом электродов. Дальнейшие исследования в этой области направлены на разработку более эффективных и устойчивых алгоритмов, позволяющих максимально использовать потенциал БОС-терапии при ПТСР с использованием доступных и портативных систем.

Библиографический список

1. Askovic M., Soh N., Elhindi J., Harris A.W. Neurofeedback for post-traumatic stress disorder: systematic review and meta-analysis of clinical and neurophysiological outcomes // European Journal of Psychotraumatology. — 2023. — Vol. 14. — Neurofeedback for post-traumatic stress disorder. — No. 2. — P. 2257435.
2. Khatter A., Bansal D., Mahajan R. Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing // International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering. — 2019. — T. 8.
3. Karpel I., Kurasz Z., Kurasz R., Duch K. The Influence of Filters on EEG-ERP Testing: Analysis of Motor Cortex in Healthy Subjects // Sensors (Basel, Switzerland). — 2021. — Vol. 21. — The Influence of Filters on EEG-ERP Testing. — No. 22. — P. 7711.
4. Kaya İ. A Brief Summary of EEG Artifact Handling // Brain-Computer Interface. — IntechOpen, 2021.
5. Kim D.-W., Im C.-H. EEG Spectral Analysis // Computational EEG Analysis: Methods and Applications/ ed. C.-H. Im. — Singapore: Springer, 2018. — P. 35-53.

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ, ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ И ДИАГНОСТИКИ ТРЕМОРА

М.В. Беликова, С.Г. Гуржин

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

Рассмотрены современные методы регистрации, анализа и измерения параметров тремора. Предложена автоматизированная система тестовых заданий для выявления тремора и виртуальные приборы регистрации и измерения информативных параметров тремора.

Ключевые слова: тремор, методы регистрации, веб-камера, виртуальные приборы.

AUTOMATED SYSTEMS FOR REGISTRATION, MEASUREMENT OF PARAMETERS AND DIAGNOSTICS OF TREMOR

M.V. Belikova, S.G. Gurzhin

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

Modern methods of recording, analyzing and measuring tremor parameters are considered. An automated system of test tasks for detecting tremor and virtual devices for recording and measuring informative tremor parameters are proposed.

Key words: tremor, recording methods, web camera, virtual devices.

Тремор – это непроизвольные, ритмические, дрожательные движения различных частей тела человека. Тремор рук считается основной причиной ряда неврологических заболеваний, а его частота и амплитуда характеризуют тип и степень прогрессирования заболевания. Тремор является одним из наиболее распространенных видов двигательных нарушений, которые могут иметь разные причины и формы проявления [1].

Анализ методов и технических средств регистрации тремора человека включает оценку их точности, удобства использования и пригодности для клинических и исследовательских приложений. Основные методы регистрации тремора широко известны. Они используются в научных и медицинских целях. Однако с развитием современных технологий появляются новые методы регистрации и определения тремора на базе стандартных технических средств.

Контактные методы

Большинство методов регистрации и оценки тремора в настоящее время основаны на применении встроенных в мобильные устройства различных сенсоров в виде инерциальных датчиков, изготовленных по новой технологии MEMS (микроэлектромеханические системы) – акселерометров и гироскопов, которые работают только при непосредственном контакте с определенной частью тела человека.

Одним из наглядных примеров реализации контактных методов может служить автоматизированная система на базе компьютера и инерциального измерительного модуля IMU (inertial measurement unit) – MOD-MPU6050, состоящего из набора чувствительных элементов (3-осевого гироскопа и 3-осевого акселерометра), регистрирующих двигательные флуктуации пальца и мощного DMP (Digital Motion Processor) процессора, способного производить сложную обработку [2]. Для уменьшения влияния всевозможных помех и артефактов на измерительную информацию применяют разнообразные фильтры с конечной FIR (Finite Impulse Response) и бесконечной IIR (Infinite Impulse Response) импульсными характеристиками и осуществляют анализ спектральной плотности мощности PSD (Power Spectral Density) полезного сигнала тремора.

На рис. 1 представлен общий вид автоматизированной контактной системы.

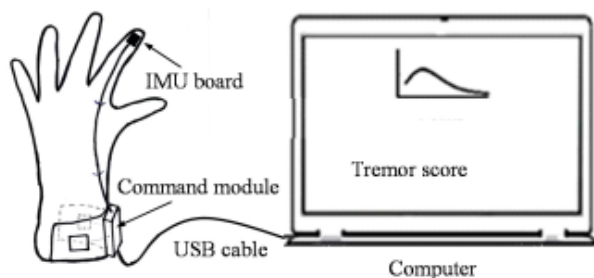


Рис. 1 – Портативная система регистрации и оценки тремора

Бесконтактные методы

Однако более перспективными считаются методы, основанные на современных технологиях компьютерного зрения и обеспечивающие полную бесконтактность съема информации с пациента, исключая тем самым ряд неустраняемых погрешностей. Важными достоинствами методов видеорегистрации являются также визуализация с высоким разрешением участков тела, подверженных тремору в реальном масштабе времени, быстрая и точная разметка интересующих контрольных точек на исследуемых участках, и одновременная регистрация двигательных колебаний во всех отмеченных точках с возможностью автоматического измерения их доминирующих значений амплитуды и частоты.

В качестве примера можно представить исследования, проведенные авторами статьи [3], с использованием метода бесконтактного измерения амплитуды тремора руки с помощью смартфона iPhone XR. Ими был создан конвейер компьютерного зрения, который по записанным видеоданным автоматически измеряет и отслеживает координаты характерных точек руки с помощью трекера рук Mediapipe и регистрирует их двигательные колебания

в виде временных функций $f(x, y, t)$, где x и y – координаты точек в пикселях, а t – время в секундах. Для повышения надежности и точности измерений отслеживаются движения в нескольких точках руки, включая основание (пястная кость), среднюю часть (межфаланговая кость) и кончики большого и указательного пальцев. На рис. 2 показан фрагмент типичного сигнала тремора руки.

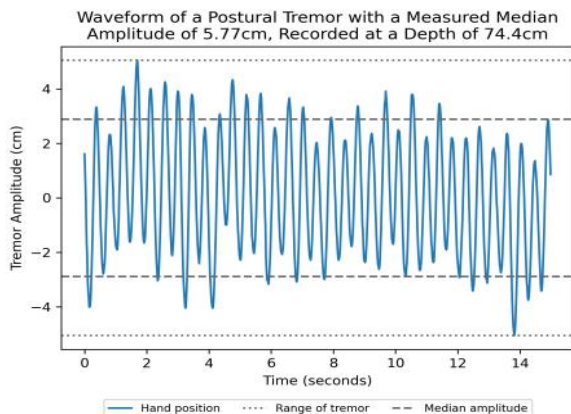


Рис. 2 – Типичный сигнал тремора с постоянной доминирующей частотой

В контролируемых условиях основное направление тремора было горизонтальным, поэтому использовались только координаты $\{x, y\}$ для представления формы дрожательных движений во времени. Для фильтрации низкочастотных колебаний, вызванных грубыми движениями рук, сигнал обрабатывался, путем выделения пиков и впадин с применением метода forward difference, позволяющего оценить градиент и определить места пересечения с нулем.

Преобразование амплитуды из пикселей в единицы длины (м), которое зависит от расстояния между смартфоном и рукой, производилось с помощью датчика глубины Apple TrueDepth, используя фронтальную камеру на iPhone XR. Оценивалась среднеквадратическая погрешность измерения расстояния датчиком глубины при заданных расстояниях 40 см и 100 см, которая составила значения 0,12 см и 0,38 см соответственно, что подтверждает высокую точность метода бесконтактной регистрации тремора.

Для оценки выраженности симптомов тремора врачами-неврологами было предложено пациентам дополнительно выполнять три тестовых задания (рис. 3), необходимых для более надежного выявления тремора покоя (левое задание), постурального тремора (среднее задание) и тремора действия (правое задание).



Рис. 3 – Тестовые задания для оценки тремора

В работах [4, 5] предложена функциональная схема и конкретная реализация системы бесконтактной регистрации и определения параметров тремора на основе персонального компьютера, веб-камеры DEXP Chat M100R1 высокого разрешения, разработанных виртуальных приборов (ВП) в среде графического программирования LabVIEW и библиотеки средств обработки и анализа изображений IMAQ Vision.

На рис. 4 представлены передние панели ВП исходного видеоизображения указательного пальца в реальном времени, ВП выделения области анализа тремора в виде зеленой рамки, ВП бинарного изображения пальца, ВП формирования сигнала тремора, ВП спектральной характеристики тремора, а также измеренные и рассчитанные значения параметров тремора.

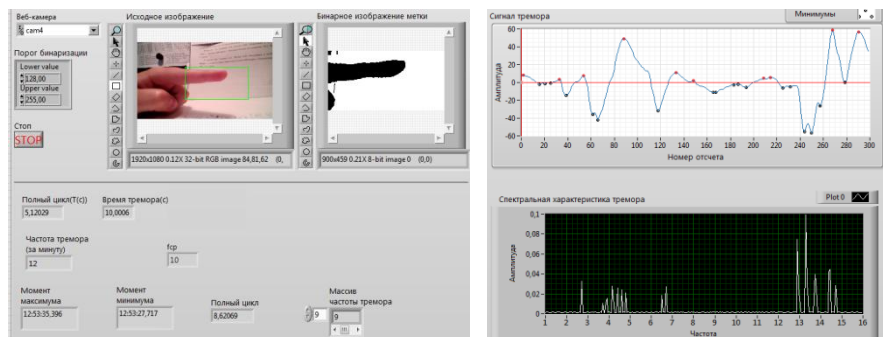


Рис. 4 – Панель управления и визуализации результатов регистрации, анализа и измерения параметров тремора в среде LabVIEW

Проведенные экспериментальные исследования подтвердили высокие метрологические характеристики разработанной системы, высокую информативность и наглядность рабочего интерфейса, удобство пользования его инструментами, гибкость и наращиваемость программных средств, а также способность к расширению функциональных возможностей.

Библиографический список

1. Говорова Т.Г., Тапшахов А.А., Попова Т.Е., Антипина У.Д. Тремор: классификация, клиническая характеристика / Consilium Medicum, Т. 20. №9. 2018. С. 95-100.

2. Houde Dai, Pengyue Zhang and Tim C. Lueth. Quantitative Assessment of Parkinsonian Tremor Based on an Inertial Measurement Unit // *Sensors*, 15. 2015. pp. 25055-25071.
3. James Bungay, Osasenaga Emokpa, Samuel D. Relton, Jane Alty, Stefan Williams, Hui Fang and David C Wong. Contactless hand tremor amplitude measurement using smartphones: development and pilot evaluation // *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 311. 2019. pp. 451–458.
4. Беликова М.В., Гуржин С.Г. Система для бесконтактной регистрации и определения параметров тремора // *Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2022: сб. тр. XXXV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2022. – 484 с. С. 84-87.*
5. Беликова М.В., Гуржин С.Г., Шуляков А.В. Реализация системы бесконтактной регистрации и определения параметров тремора // *Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2023: сб. тр. XXXVI Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2023. – 332 с. С. 279-284.*

УДК 616-71

СИСТЕМА СОВМЕСТНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА СИГНАЛОВ РЕОГРАММЫ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ НА БАЗЕ КОМПЬЮТЕРА

А.И. Маевский, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков

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

Предложен вариант построения системы совместной регистрации и анализа сигналов реограммы и фотоплетизмограммы на базе компьютера, стандартных аппаратных модулей гальванической развязки, микропроцессора со встроенным АЦП, датчиков, а также виртуальных приборов в среде LabVIEW. Система позволяет синхронно регистрировать физиологические сигналы и проводить системный анализ гемодинамики и десинхронизации процессов регуляции организма пациента в реальном времени.

Ключевые слова: *реография, фотоплетизмография, совместная регистрация и анализ, виртуальные приборы в среде LabVIEW.*

COMPUTER-BASED SYSTEM FOR JOINT REGISTRATION AND ANALYSIS OF RHEOGRAMS AND PHOTOPLETHISMOGRAMS

A.I. Maevskiy, S.G. Gurzhin, A.V. Shulyakov

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

A variant of constructing a system for joint registration and analysis of rheogram and photoplethysmogram signals based on a computer, standard hardware modules of galvanic isolation, a microprocessor with a built-in ADC, sensors, and virtual devices in the LabVIEW environment is proposed. The system allows synchronous registration of physiological signals and conducting a system analysis of hemodynamics and desynchronization of the patient's body regulation processes in real time.

Key words: *rheography, photoplethysmography, joint registration and analysis, virtual devices in the LabVIEW environment.*

Современные полиграфические средства одновременной регистрации нескольких физиологических сигналов на базе компьютеров позволяют более глубоко и детально анализировать и исследовать различные системы организма человека, повысить уровень автоматизации, оперативность получения диагностической информации, точность оцениваемых параметров и показателей, а также расширить их функциональные возможности [1].

Предлагается один из вариантов построения такой системы, использующей только два датчика для регистрации сигналов реограммы (РГ) и фотоплетизмограммы (ФПГ).

На рис. 1 представлена функциональная схема разрабатываемой системы. В ее состав входят аппаратные средства: компьютер, модуль гальванической развязки ADUM3160, модуль микропроцессорный ESP32-DevKitC, датчик ФПГ MAX30102, датчик РГ в виде двух электродов, формирователь зондирующего тока (ФЗТ), детектор сигнала РГ. Программные средства представляют собой виртуальные приборы (ВП) в среде LabVIEW для генерации зондирующего тока, а также для регистрации и анализа сигналов РГ и ФПГ.

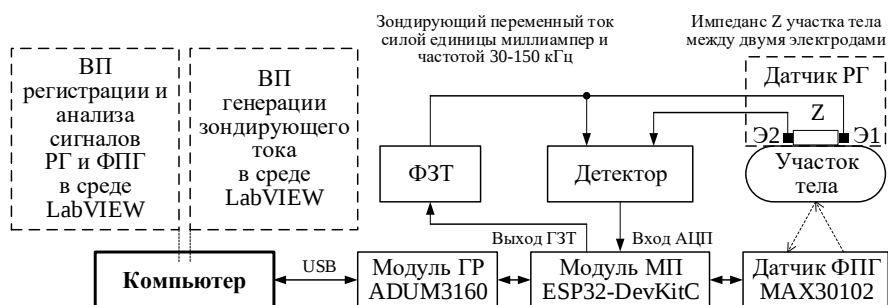


Рис. 1 – Система совместной регистрации и анализа сигналов реограммы и фотоплетизмограммы

Первой отличительной особенностью и достоинством предлагаемой системы является использование для питания всех её аппаратных средств одного источника постоянного напряжения 5 В, которое формируется в

компьютере и передается по USB порту к внешним модулям и датчикам. Поскольку датчик РГ (электроды) непосредственно и гальванически подключается и к пациенту, и к электронным модулям системы, то, прежде всего, в соответствии с медицинскими стандартами необходимо обеспечить между ними электрическую изоляцию, а также защиту от короткого замыкания самого источника 5 В, и полное исключение всевозможных помех, которые могут передаваться по проводам питания, идущим к внешним устройствам.

Данные функции в системе выполняет изолятор порта USB ADuM3160 компании Analog Devices, Inc., который позволяет быстро, стандартно и безопасно подсоединять диагностические средства системы через высокоскоростной интерфейс USB к компьютеру [2].

Генерация зондирующим током, необходимым для работы датчика РГ (импедансной плетизмограммы), производится модулем микропроцессорным (МП) ESP32-DevKitC в диапазоне частот 30-150 кГц, конкретное значение которой задается в зависимости от исследуемого участка тела пациента [3]. Измеренные с помощью электродов непрерывные значения электрического сопротивления $Z(t)$ преобразуются в детекторе в аналоговое напряжение $U(t)$, из которого здесь же удаляется высокочастотная составляющая ГЗТ, и уже выделенный полезный сигнал РГ поступает на вход модуля МП с предварительным усилением для аналого-цифрового преобразования (АЦП).

Выбор модуля МП ESP32-DevKitC компании Espressif Systems сделан исходя из его широкого функционала, развитой периферии, малых размеров, низкого энергопотребления и достаточно высоких характеристик:

- Предварительный усилитель по аналоговому входу;
- АЦП разрядностью 12 бит с числом каналов до 18;
- Два ЦАП с разрядностью 8 бит;
- Встроенный генератор 150 кГц с низким энергопотреблением;
- Двухъядерный центральный процессор (ЦП) с индивидуальным управлением каждым;
- Тактовая частота ЦП регулируется в диапазоне 80-240 МГц и др.

Цифровой датчик ФПГ MAX30102 [4], совмещенный с датчиком сатурации, также имеет достаточно высокие характеристики при относительно малых размерах, важными из которых для системы являются:

- Сверхнизкое энергопотребление (<1 мВт);
- Встроенный сигма-дельта АЦП разрядностью 18 бит;
- Частота дискретизации АЦП 10,24 МГц;
- Программируемая скорость вывода данных с АЦП в диапазоне 50-3200 выборок/с;
- Высокий показатель отношения сигнал/шум;
- Устойчивость к вибрациям при измерениях.

На рис. 2 показаны средства регистрации сигналов РГ и ФПГ.



Рис. 2 – Внешний вид стандартных средств каналов регистрации сигналов реограммы и фотоплетизмограммы

Данные устройства очень компактны и вместе с компьютером и программами ВП могут быть эффективно использованы в качестве мобильной системы для скрининговой диагностики.

Программные средства системы на сегодняшний день находятся в стадии разработки, но один из каналов регистрации сигнала ФПГ уже апробирован, и с помощью него можно исследовать реальные ФПГ, измерять их информативные параметры и оценивать различные диагностические показатели по методу анализа variability сердечного ритма (VSR) [5].

На рис. 3 представлены элементы программы ВП в виде блок-диаграммы (а) и панели отображения (б) осциллограммы сигнала ФПГ.

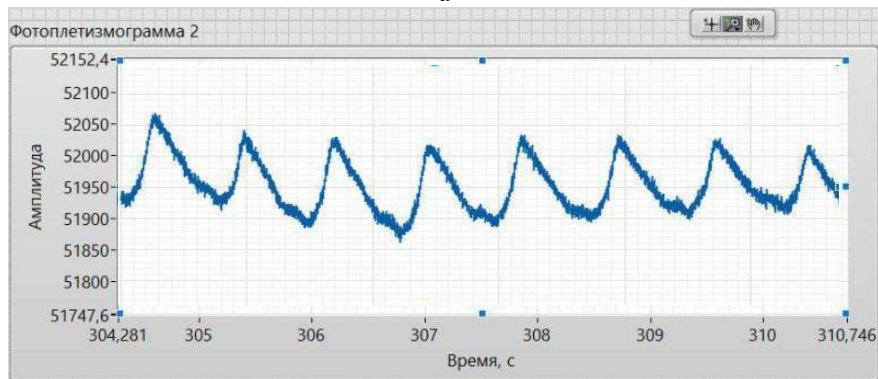
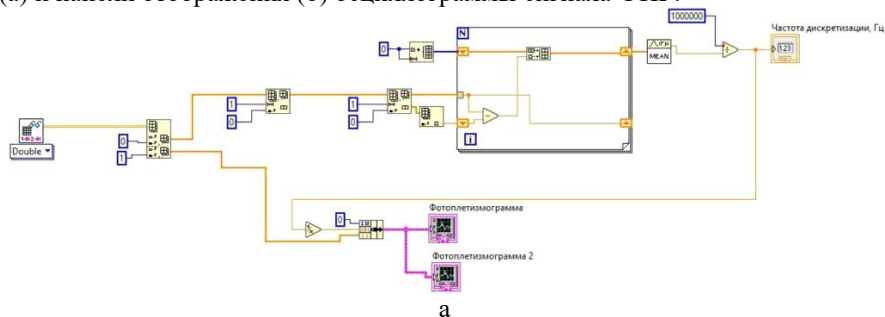


Рис. 3 – Элементы ВП регистрации сигнала ФПГ

Второй отличительной особенностью и достоинством разрабатываемой системы является возможность одновременного многостороннего анализа регистрируемых сигналов РГ и ФПГ, измерения их параметров и расчёта диагностических показателей в реальном времени, что позволяет объективно, оперативно и количественно оценивать функциональное состояние человека на момент его обследования и своевременно принимать меры.

Для выявления патологий и нарушений в сердечно-сосудистой системе (ССС) в работе [6] предложен важный интегральный показатель оценки *синхронизированности* процессов вегетативной регуляции сердечного ритма и уровня кровенаполнения сосудов по сигналам электрокардиограммы (ЭКГ) и ФПГ. Им служит *суммарный процент фазовой синхронизации* или *индекс S*, который может также быть использован для любых физиологических процессов, в том числе и для сигналов РГ и ФПГ.

Достоинством предлагаемой системы является в перспективе возможность анализа сразу нескольких (более двух) физиологических сигналов, поступающих от других аналоговых и цифровых датчиков, которую обеспечивает модуль МП ESP32-DevKitC.

Таким образом, разработана и частично реализована полиграфическая многофункциональная система совместной регистрации и анализа сигналов РГ и ФПГ для комплексной оценки ССС человека и его функционального состояния.

Библиографический список

1. Описание типа средства измерений. Реографы-полианализаторы шестиканальные для комплексного исследования параметров кровообращения РГПА-6/12 «Реоан-Поли». – 10 с. [Электронный ресурс] // URL: <https://www.ktopoverit.ru/prof/opisanie/18112-08.pdf>.
2. Кракауэр Д. Гальванически развязанный USB в медицинских системах // Компоненты и технологии, № 7. 2010. С. 84-86.
3. Стукало С. Компания Espressif. Обзор продукции // Беспроводные технологии, №4. 2018. С. 8-13.
4. Чистяков В. Пульсоксиметрия от Maxim: новый датчик MAX30102 / Новости электроники, № 7. 2016. С. 36-39.
5. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем // Вестник аритмологии, №24. 2001. С. 65-87.
6. Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И. и др. Метод оценки степени синхронизации низкочастотных колебаний в вариабельности ритма сердца и фотоплетизмограмме // Кардио-ИТ, Т. 3. Вып. 1. Статья e0101. 2016. С. 1-17.

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМОВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТЕЙ КАРДИОИНТЕРВАЛОВ РЕАЛЬНЫХ СИГНАЛОВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММ

А.В. Шуляков, С.Г. Гуржин

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

Произведена оценка эффективности разработанных алгоритмов определения длительностей кардиоинтервалов на основе реальных сигналов фотоплетизмограмм (ФПГ) из базы данных «PhysioNet». Представленные также в базе данных сигналы электрокардиограмм (ЭКГ), синхронизированные с сигналами ФПГ, и их кардиоинтервалы, послужили в качестве эталонных сигналов для проверки алгоритмов.

Ключевые слова: сигнал фотоплетизмограммы, сигнал электрокардиограммы, измерение длительностей кардиоинтервалов, интервалограмма, погрешности измерения.

ASSESSMENT OF THE EFFICIENCY OF ALGORITHMS FOR DETERMINING THE DURATIONS OF CARDIAC INTERVALS OF REAL PHOTOPLETHISMOGRAM SIGNALS

A.V. Shulyakov, S.G. Gurzhin

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

The efficiency of the developed algorithms for determining the duration of cardiointervals based on real photoplethysmogram (PPG) signals from the PhysioNet database was assessed. Electrocardiogram (ECG) signals synchronized with PPG signals and their cardiointervals, also presented in the database, served as reference signals for testing the algorithms.

Key words: photoplethysmogram signal, electrocardiogram signal, measurement of cardiointerval durations, intervalogram, measurement errors.

В работах [1-4] авторами были предложены помехоустойчивые методики и аппаратно-программные средства для регистрации сигнала ФПГ и измерения длительностей кардиоинтервалов (КИ) при действии различного рода помех и артефактов, позволяющие повысить диагностическую точность оперативного оценивания функционального состояния пациента во время сеанса магнитотерапии. Для подтверждения работоспособности и эффективности разработанных алгоритмов в условиях действия мешающих факторов была разработана модель variability КИ сигнала ФПГ – сигнал кардиоинтервалограммы (КИГ), на основе которого был создан эталонный сигнал ФПГ $x_s(t)$.

Для имитации искажающих воздействий на сформированный эталонный

сигнал ФПГ $x_s(t)$ накладывалась случайная помеха с нормальным законом распределения вероятности $\xi_n(t)$, с математическим ожиданием (МО) равным $m_\xi = 0$ и среднеквадратическим отклонением (СКО) равным $\sigma_\xi = 1/\sqrt{10}$ относительно СКО исходного сигнала $\sigma_x = 1$.

Таким образом, была получена модель испытательного сигнала $y_u(t) = x_s(t) + \xi_n(t)$, приближенная по своим свойствам к реальным сигналам и условиям, которая использовалась для измерения длительностей КИ, предложенными и реализованными методами:

1. на основе корреляционного анализа и синхронного накопления с усреднением квазипериодов сигнала ФПГ;
2. на основе определения временных положений максимумов сигнала ФПГ и измерения длительностей между ними.

Оценка точности методов производилась путем расчета трех видов погрешностей:

- абсолютной погрешности определения каждого КИ;
- средней относительной погрешности;
- среднеквадратической абсолютной погрешности.

Полученные результаты подтвердили высокие точностные характеристики обоих методов с преимуществом корреляционного метода.

Для оценки реальной эффективности методов и объективного сравнения между собой алгоритмов, реализованных на их основе, пришлось обратиться к общедоступной базе данных аннотированных записей сигналов «Pulse Transit Time PPG Dataset», находящейся в исследовательском ресурсе PhysioNet. Архив ее записей «PhysioBank» содержит большой и постоянно расширяющийся набор различных экспериментально зарегистрированных физиологических и биомедицинских сигналов.

Авторами были использованы из базы данных синхронно зарегистрированные сигналы ЭКГ и ФПГ 22 пациентов в состоянии сидя, во время ходьбы и во время бега.

Предлагается с помощью разработанных алгоритмов определять длительности КИ реальных сигналов ФПГ, формировать из КИ соответствующие интервалограммы и сравнивать их с эталонными. В качестве эталонных были приняты интервалограммы, полученные из сигналов ЭКГ и хранящиеся в базе данных в виде самостоятельных записей. Выбор эталонных интервалограмм объясняется тем, что КИ сигналов ЭКГ измеряются между соседними R зубцами, максимумы которых четко выражены и их временное положение точнее определяется по отношению к максимумам сигналов ФПГ.

На рис. 1 представлена лицевая панель (интерфейс пользователя) программы виртуального прибора (ВП) с фрагментами интервалограммы сигнала ЭКГ и двух интервалограмм сигнала ФПГ, определяемых методами:

1. Метод 1 – *корреляционного анализа и синхронного накопления с*

усреднением;

2. Метод 2 – определения временных положений максимумов сигнала ФПГ и измерения длительностей между ними.

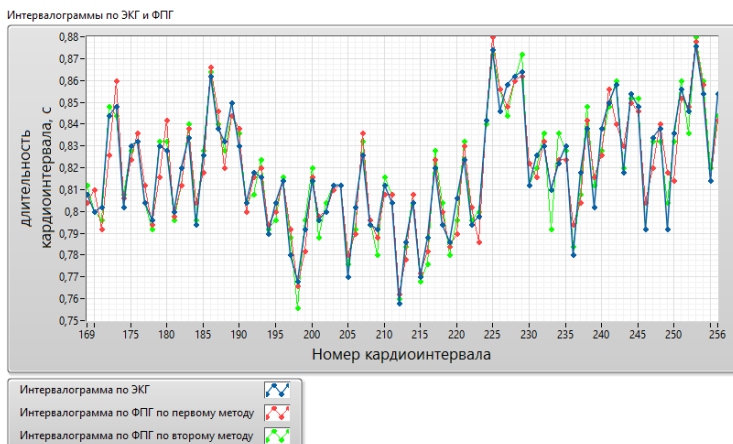


Рис. 1 – Фрагменты интервалограмм, определенных по сигналам ЭКГ и ФПГ

Оценка погрешностей измерения длительностей КИ сигналов ФПГ производилась путем сравнения интервалограмм, полученных с помощью каждого из методов, с эталонной интервалограммой сигнала ЭКГ базы данных ресурса PhysioNet.

Определялась абсолютная погрешность или разность отсчетов на каждом КИ для обоих методов:

$$\Delta_i = RR_i - PP_i,$$

где i – номер КИ, RR_i – длительность КИ измеряемого по сигналу ЭКГ, PP_i – длительность КИ измеряемого по сигналу ФПГ.

Среднеквадратическое отклонение абсолютной погрешности:

$$CKO = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\Delta_i - \bar{\Delta})^2},$$

где N – объем массива КИ, $\bar{\Delta}$ – среднее арифметическое значение абсолютной погрешности в массиве.

На рис. 2 представлены результаты сравнения отсчетов КИ в виде абсолютных погрешностей и СКО погрешности, которые наглядно свидетельствуют о более высокой точности первого метода.

Однако сравнение двух интервалограмм предполагает их полную синхронность, поскольку сдвиг одной интервалограммы относительно другой хотя бы на один отсчет приводит к тому, что сравниваются уже разные интервалы и оценка абсолютных погрешностей двух интервалограмм Δ_i , в виде разности интервалов, теряет всякий смысл, как видно на рисунке

2,6.

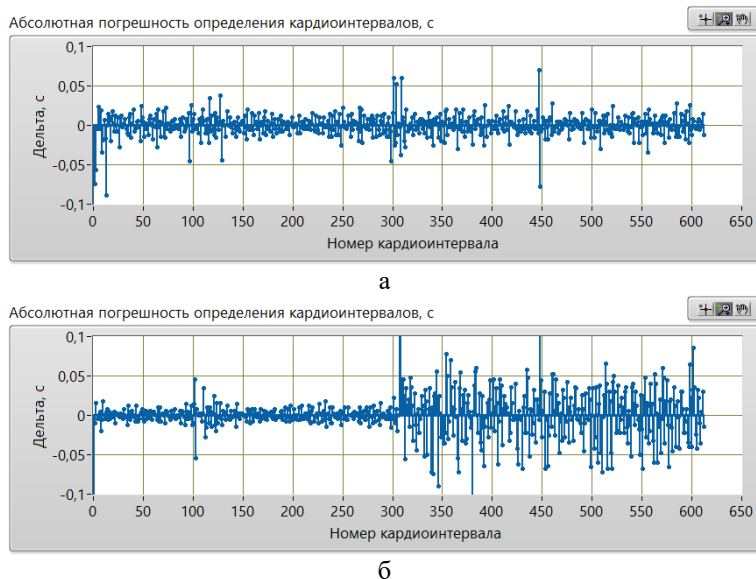


Рис. 2 – Абсолютная и СКО погрешности измерения КИ, определяемых по ФПГ (а) первым, $СКО = 0,02$ и (б) вторым, $СКО = 0,05$ методами

Другой способ сравнения интервалограмм предполагает сравнение моментов временного положения характеристических точек (ХТ), по которым определялись интервалограммы в зарегистрированных сигналах [5].

В ЭКГ сигнале ХТ представляют собой максимумы R зубцов сигнала.

В сигнале ФПГ по первому методу определения интервалограммы ХТ – это моменты начала очередной реализации сигнала.

В сигнале ФПГ по второму методу определения интервалограммы ХТ – это моменты максимумов пульсовых колебаний в сигнале.

Поскольку сигналы ЭКГ и ФПГ регистрировались синхронно, то длительности КИ, измеряемых по сигналу ЭКГ и по сигналу ФПГ должны иметь в идеале одинаковое значение, и разности моментов временных положений ХТ в сигналах ЭКГ и ФПГ должны быть равны на всех КИ (рис. 3). Это свидетельствует о том, что методы измерения КИ работают без погрешностей, в противном случае, если разности моментов временных положений ХТ в сигналах ЭКГ и ФПГ не равны на всех КИ, то возникает погрешность их измерения.

В результате проведенных исследований выяснилось, что СКО абсолютной погрешности первого метода ($СКО = 0,04$) стала больше чем у второго метода ($СКО = 0,02$).

Таким образом, по полученным значениям СКО можно сделать вывод,

что оба разработанных метода достаточно точно измеряют КИ (сотые доли секунды) даже у реальных сигналов ЭКГ и ФПГ, взятых из базы данных. Отличия в значениях СКО можно объяснить неучтенными артефактами у реальных сигналов.

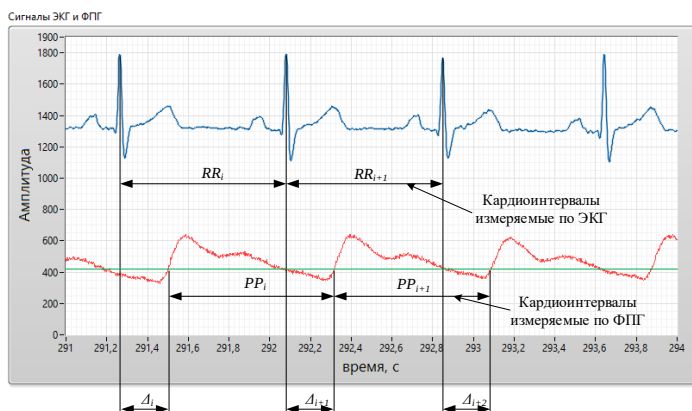


Рис. 3 – Реальные сигналы ЭКГ и ФПГ, взятые из базы данных

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Шуляков А.В. Повышение точности определения длительностей кардиоинтервалов сердечного ритма пациента во время сеанса магнитотерапии // Сб. тр. Всероссийской НТК «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2023» / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2023. – 332 с. С. 292-297.
2. Гуржин С.Г., Шуляков А.В., Жулев В.И. Методика измерения длительностей кардиоинтервалов пульсовой волны при действии помех и артефактов в ходе сеанса магнитотерапии // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2024: сб. тр. VII междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6. / под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2024. – 238 с. С. 198-204.
3. Свид. 2024660998 РФ. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа измерения длительностей кардиоинтервалов сигнала фотоплетизмограммы / С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков; заявитель и правообладатель ФГБОУ ВО «РГРТУ». Оpubл. 15.05.2024, Бюл. № 5.
4. Гуржин С.Г., Шуляков А.В., Прошин Е.М. Помехоустойчивая методика регистрации пульсовой волны и измерения кардиоинтервалов для повышения точности оперативного оценивания функционального состояния пациента во время сеанса магнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника, № 4. Т. 27. 2024. С. 6-14.
5. Стригина М.И., Чайванов Д.Б., Чудина Ю.А. Исследование погрешностей данных фотоплетизмограммы для анализа вариабельности сердечного ритма // Биомедицина, №4. 2013. С. 139-148.

СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 004.652.6

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА С ФУНКЦИОНАЛОМ ЭЛЕКТРОННОЙ МЕДИЦИНСКОЙ КАРТЫ

Т.А. Витязева, К.Е. Гусев, А.А. Михеев, Е.Ю. Тюняева
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрен вариант информационной системы на основе электронных медицинских карт для автоматизации обработки всей информации в медицинском учреждении с целью повышения скорости и достоверности ее обработки, а также снижения административной нагрузки на весь медицинский персонал.

Ключевые слова: данные, информационная система, электронная медицинская карта.

THE PROCESS OF CREATING A DATA MODEL FOR AN ELECTRONIC MEDICAL RECORDS SYSTEM

T.A. Vityazeva, K.E. Gusev, A.A. Mikheev, E.Yu. Tyunyaeva
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A variant of an information system based on electronic medical records is considered for automating the processing of all information in a medical institution in order to increase the speed and reliability of its processing, as well as reduce the administrative burden on all medical personnel.

Key words: data, information system, electronic medical record.

В РФ насчитывается 27 тысяч медицинских учреждений, из которых большинство являются частными; в 2014 г. доля частных клиник составила 71,1 % от общего числа медучреждений в стране [1]. На настоящее время этот показатель стал еще выше. В таком многообразии медицинских учреждений основная проблема – взаимодействие между медицинскими работниками и пациентами.

Использование традиционных бумажных медицинских карт ограничивает эффективность и точность работы персонала, вызывает затруднения в доступе к данным и может привести к возникновению следующих рисков:

- фрагментация медицинской информации: медицинские данные о пациенте часто распределены между различными системами и учреждениями (поликлиниками, больницами, лабораториями), что затрудняет комплексное ведение истории болезни и не исключает ошибок в лечении;

- ошибки и неэффективность в ручном вводе данных: ведение бумажных записей требует времени, подвержено человеческим ошибкам (например, неправильное или неполное заполнение карт), что может приводить к неправильной диагностике или лечению.

Снижение рисков возможно за счет использования современных информационных систем в медицинском технологическом процессе [2].

В значительной мере риски могут быть устранены при использовании информационной системы, основанной на применении электронных медицинских карт (ЭМК).

Понятие «Электронная медицинская карта» связано с комплексом задач, охватывающих документирование с помощью информационных технологий процессов обследования (в том числе при профосмотрах), диагностику и лечение конкретного пациента, реабилитацию, ведение здорового образа жизни, а также и любую другую информацию, связанную со здоровьем конкретного индивида. Информация, собираемая в электронной медицинской карте, служит, в первую очередь, для обеспечения непрерывности, преемственности и качества оказания медицинской помощи, а также для проведения своевременной профилактики и иных мероприятий по обеспечению здоровья конкретного индивида [3].

Информационная система построенная с применением ЭМК и полностью обладающая их функционалом обеспечит доступность, надежность и безопасность медицинской информации, хранение и управление данными, включая истории всех болезней, результаты анализов, что позволит врачам в комплексе оценивать состояние пациентов, а также автоматизацию рутинных процессов.

Для рассмотрения структуры данных, используемых в системе, и связей между этими данными воспользуемся ER–диаграммой [4]. ER–диаграмма является важным инструментом проектирования баз данных и позволяет снизить вероятность возникновения ошибок в процессе разработки программного обеспечения. Кроме того, она облегчает коммуникацию между разработчиками и заказчиками, позволяя общаться на общем языке и иметь общее представление о структуре базы данных.

Для информационной системы с функционалом ЭМК ER-диаграмму можно представить в следующем виде (рис. 1).

При первичном обращении пациента в медицинское учреждение создается его уникальная «Медицинская карта», которая связывается с личными данными «Пациента». Каждый визит пациента фиксируется в системе с указанием «Цели визита» — будь то лечение конкретного «Заболевания» или проведение «Обследования».

В случае выявления заболевания фиксируются «Дата ухода на больничный» пациента и «Дата выписки», что помогает следить за периодом временной нетрудоспособности пациента, а также служат основой для учета рабочего времени и предоставления больничных листов. Если цель визита — прохождение обследования, в системе фиксируются данные об

обследовании: цель (медицинская комиссия, плановое обследование, профилактическое обследование) и итоговый результат.

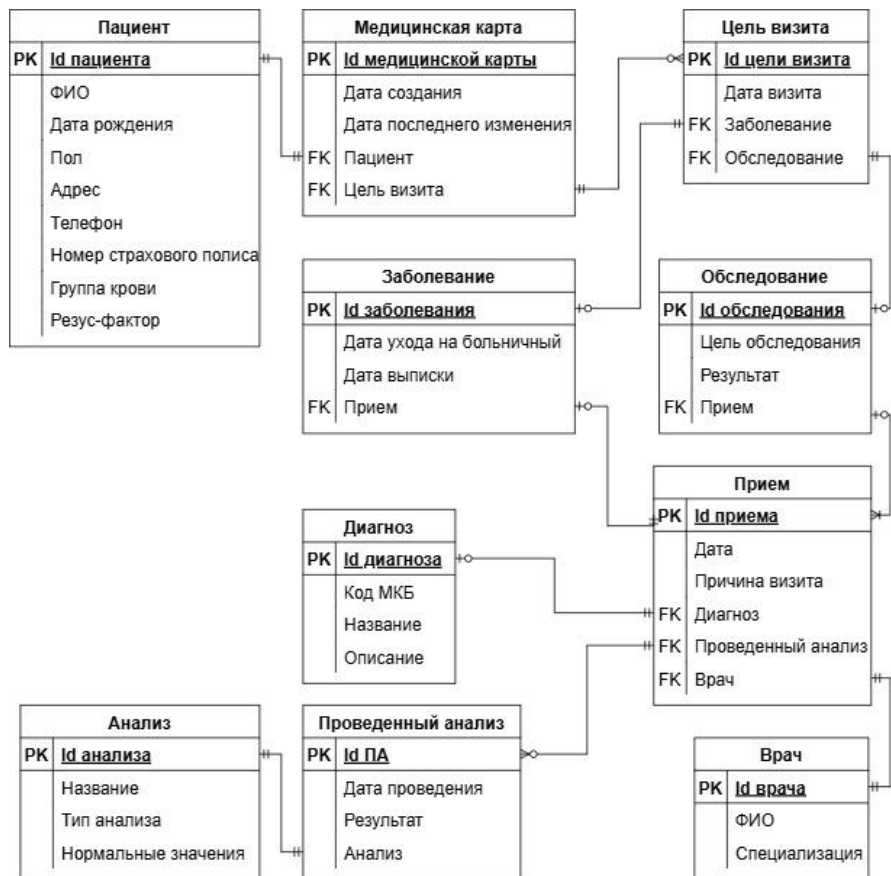


Рис. 1 – Логическая модель данных

На приеме «Врач» фиксирует все действия, включая постановку «Диагноза», «Анализа состояния», назначение «Обследований» или выдачу направления на больничный (если диагностировано «Заболевание»). История приемов позволяет врачу легко проследить, какой специалист и по какой причине проводил осмотр. Врач, проводящий прием, фиксируется в системе для каждого визита.

При необходимости также ставится «*Диагноз*», который связан с приемом. Список диагнозов составлен в соответствии с международной классификацией болезней (МКБ-10) [5]. Также, на приеме врач может назначить «*Анализы*». После их выполнения данные о каждом анализе

фиксируются с указанием даты проведения, описания и результатов, что позволяет легко отслеживать динамику *«Результатов»* и их соответствие норме.

Сущность *«Анализ»* описывает сам *«Тип анализа»*, включающий *«Название»*, тип и *«Нормальные значения»*, которые могут быть полезны для интерпретации *«Результатов»* *«Проведенного анализа»*. Это позволяет системе стандартизировать описание анализов и сопоставлять результаты проведенных анализов с нормальными значениями для быстрой оценки состояния пациента.

Помимо быстрого доступа к информации представленная модель данных позволяет собирать статистические данные: объединив таблицы *«Заболевание»*, *«Прием»* и *«Диагноз»*, можно найти полный перечень заболеваний (даты и диагнозы), добавив к этому перечню пациентов (по цепочке: *«Заболевание»* - *«Цель визита»* - *«Медицинская карта»* - *«Пациент»*), появляется возможность отслеживать заболевания по выбранному критерию таблицы *«Пациент»*.

Переход на электронные медицинские карты позволит за счёт автоматизации и упрощения работы с документами уменьшить административную нагрузку, в том числе и ответственность, на врачей, медсестёр и прочих персонал. Это, в свою очередь, позволит улучшить качество обслуживания пациентов за счет уделения большего времени самому пациенту. Также такая информационная система позволит отказаться от бумажных носителей и связанных с ними затрат на хранение, транспортировку и архивацию документов.

Таким образом, предлагаемая информационная система обеспечивает работу с множеством электронных медицинских карт, позволяя эффективно хранить, обрабатывать и анализировать медицинскую информацию. Это не только способствует улучшению качества медицинской помощи, но и позволяет значительно экономить ресурсы и оптимизировать работу медицинских учреждений. Сбор и анализ статистических данных на основе ЭМК предоставляет возможность лучше понимать состояние здоровья пациентов, отслеживать эффективность лечения и улучшать процессы оказания медицинской помощи.

Библиографический список

1. Кухтичев А. А. Электронная медицинская карта как основа сервисов цифровой медицины информационной системы «ЦифроМед» // Вестн. Новосиб. гос. ун-та. Серия: Информационные технологии. 2016. Т. 14, № 1. С. 61–75.
2. Крошилин, А.В. Использование нечеткой кластеризации для оптимизации информационных данных в медицинском технологическом процессе /А.В. Крошилин //Вестник РГРТУ. – 2015. – №2(52). – С. 144-149.
3. Электронная медицинская карта: основные принципы, термины и определения [Электронный ресурс] URL: <http://docs.spbmiac.ru/docs/drugim->

regionam/konferenciya-opyt-vnedreniya-otchestvennyh-informacionnyh-sistem-v-zdravooxranenii/proekty-gost-emk-iemk/elektronnaya-medicinskaya-karta-osnovnye-principy-terminy-i-opredeleniya (дата обращения: 22.10.2024)

4. Кара-Ушанов, В.Ю. Модель «сущность-связь»: учебное пособие / В.Ю. Кара-Ушанов. – Екатеринбург: Уральский Федеральный университет, 2017. – С. 4-6.

5. МКБ - 10 Международная классификация болезней [Электронный ресурс] URL: <https://mkb-10.com/> (дата обращения: 22.10.2024)

УДК 004.451.54

МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ МОНИТОРИНГА И АНАЛИЗА МЕНТАЛЬНОГО ЗДОРОВЬЯ. НЕОБХОДИМЫЕ ФУНКЦИИ

Т.А. Витязева, К.Е. Гусев, А.А. Михеев, Е.Ю. Тюняева

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

Показан процесс разработки мобильного приложения для мониторинга психоэмоционального состояния пользователя, которое включает функции дневника настроения, учет времени на свежем воздухе и оценку риска депрессии и тревожности. Внедрение таких технологий в практику способствует ранней диагностике психических расстройств и повышению осведомленности пользователей о своем психическом здоровье.

Ключевые слова: мобильное приложение, ментальное здоровье, мониторинг состояния, психопрофилактика, геймификация.

MOBILE APPLICATION FOR MONITORING AND ANALYZING MENTAL HEALTH

T.A. Vityazeva, K.E. Gusev, A.A. Mikhееv, E.Yu. Tyunyaeva

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

The process of developing a mobile application for monitoring the psycho-emotional state of the user is presented, which includes features such as a mood diary, tracking time spent outdoors, and assessing the risk of depression and anxiety. The implementation of such technologies in practice contributes to the early diagnosis of mental disorders and enhances users' awareness of their mental health.

Key words: mobile application, mental health, state monitoring, psychoprophylaxis, gamification.

Ментальное здоровье играет важную роль в жизни каждого человека. Оно определяет способность адаптироваться к изменениям, строить отношения, справляться со стрессами и работать продуктивно. Всемирная организация здравоохранения (ВОЗ) определяет психическое здоровье как состояние

благополучия, при котором человек может реализовать свой потенциал, эффективно управлять жизненными стрессами, работать и вносить вклад в общество [1]. Однако, по данным ВОЗ, каждый восьмой человек в мире страдает от психических расстройств. Особенно тревожен тот факт, что около 70% таких людей не получают необходимой помощи [2]. В России ситуация усугубляется дефицитом квалифицированных специалистов и слабым развитием амбулаторной помощи, что приводит к недооценке проблем ментального здоровья.

Важно отметить, что ментальное здоровье — это не просто отсутствие расстройств, но основа полноценной жизни. По мнению специалистов, современный мир предъявляет всё более высокие требования к ментальному здоровью человека, что порождает новые научные направления и термины, такие как "ментальная экология" и "ментальная превентология" [3]. Эти понятия выходят за рамки традиционного психического здоровья и охватывают более широкие аспекты ментальной и социальной сферы. Разработка технологий, которые помогают следить за ментальным состоянием, становится особенно важной задачей в наше время.

Одним из наиболее эффективных решений для поддержки ментального здоровья становится создание мобильных приложений. Они позволяют пользователям отслеживать свое психоэмоциональное состояние в режиме реального времени, выявлять риски депрессии или тревожности, а также получать рекомендации для улучшения состояния. Эти приложения могут играть значительную роль в самостоятельном отслеживании своего психического состояния, т.е. психопрофилактике и раннем выявлении психических расстройств.

Приложение для ментального здоровья может включать несколько важных функций:

- *запись настроений и эмоций.* Пользователи смогут вести дневник настроений, записывая свои эмоции в течение дня. Это поможет выявить закономерности и факторы, влияющие на эмоциональное состояние. Введение такого дневника позволит пользователю проследить динамику своего настроения на графике и обнаружить элементы, которые могут требовать внимания для улучшения психоэмоционального состояния.

- *время, проведенное на свежем воздухе.* Доказано, что пребывание на свежем воздухе позитивно влияет как на физическое, так и на психическое здоровье. Для детей ежедневное пребывание на улице может снижать риск развития миопии, а для взрослых — уменьшать психическое напряжение. В приложении можно будет отслеживать количество времени, проведенного на улице, и можно будет давать рекомендации для улучшения этого показателя.

- *минуты осознанности.* Важной частью психического здоровья является практика осознанности — способность находиться в моменте и наблюдать за своими мыслями и чувствами без оценки. Это помогает справляться с повседневными стрессами и быть более внимательным к своему психоэмоциональному состоянию [4].

-оценка рисков депрессии и тревожности. Приложение поможет проводить анализ риска депрессии с помощью опросника депрессии Бернса, который широко используется для оценки симптомов депрессии. Этот инструмент позволяет пользователям оценить степень депрессивного состояния на основе данных о симптомах, наблюдаемых в течение последних двух недель [5]. Риск тревожности определяется с помощью опросника, который измеряет симптомы тревожных расстройств [6]. Эти анкеты помогают оценить текущее психическое состояние пользователя и вовремя заметить тревожные признаки.

Для повышения мотивации пользователей многие разработчики внедряют элементы геймификации в приложения для ментального здоровья. Геймификация подразумевает добавление игровых элементов, таких как награды за достижения или задания с возможностью получения призов. Это помогает сделать процесс использования приложения более интересным и увлекательным, мотивируя пользователей регулярно заходить в приложение и следить за своим состоянием. Однако важно помнить, что в вопросах ментального здоровья необходимо соблюдать баланс между игровыми элементами и серьезностью задачи. Внимание к психическому состоянию должно оставаться в центре, и геймификация должна лишь способствовать вовлечению пользователей, не отодвигая на задний план основные цели приложения [7].

Основное преимущество разработки мобильного приложения для ментального здоровья заключается в возможности предоставить пользователю инструмент для самостоятельного мониторинга своего состояния. Собранные данные могут быть представлены в виде графиков и отчетов, которые помогают пользователю лучше понять динамику своего психоэмоционального состояния. Приложение также может позволять пользователям делиться своими данными с врачами, психологами или членами семьи. Это делает процесс взаимодействия с медицинскими специалистами более удобным и эффективным, поскольку врачу будет предоставлен готовый анализ с историей изменений состояния пользователя [8].

Кроме того, приложение может стать важным инструментом в повышении осведомленности населения о ментальном здоровье. Используя приложение, пользователи могут узнавать больше о том, как определенные факторы, такие как стресс, сон или физическая активность, влияют на их психоэмоциональное состояние. Это способствует более ответственному подходу к своему здоровью и может стимулировать раннее обращение за медицинской помощью в случае необходимости.

Современные технологии открывают новые горизонты в поддержке ментального здоровья. Разработка мобильного приложения, которое собирает и анализирует данные о психоэмоциональном состоянии пользователя, может стать важным шагом в профилактике психических расстройств. Такие приложения дают возможность контролировать свое состояние, выявлять

потенциальные проблемы на ранней стадии и при необходимости обращаться за помощью к специалистам. Важно отметить, что ментальное здоровье — это не только медицинская проблема, но и важная составляющая повседневной жизни, которая требует регулярного внимания и заботы.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. "Психическое здоровье" [Электронный ресурс]. URL: <https://support.apple.com/ru-ru/105070> (дата обращения: 19.10.2024).
2. База данных ЕРБ ВОЗ "Здоровье для всех" [Электронный ресурс]. URL: <https://gateway.euro.who.int/ru/datasets/european-health-for-all-database/> (дата обращения: 20.10.2024).
3. Сидоров П.И. "Системный анализ ментальной медицины" // Экология человека, 2013. №10, с. 37-46.
4. Приложение "Здоровье" и ментальное состояние [Электронный ресурс]. URL: <https://support.apple.com/ru-ru/105070> (дата обращения: 19.10.2024).
5. Опросник депрессии Бернса для выявления депрессии [Электронный ресурс]. URL: <https://psytests.org/depr/burnsdc.html> (дата обращения: 20.10.2024).
6. Опросник для выявления тревожности [Электронный ресурс]. URL: <https://psytests.org/anxiety/tmasG-run.html> (дата обращения: 22.10.2024).
7. Геймификация в приложениях для ментального здоровья [Электронный ресурс]. URL: <https://www.purrweb.com/ru/blog/razrabotka-prilozheniya-dlya-mentalnogo-zdorovya/> (дата обращения: 21.10.2024).
8. Разработка приложений для мониторинга здоровья [Электронный ресурс]. URL: <https://support.apple.com/ru-ru/105070> (дата обращения: 20.10.2024).
9. Бонкало Т.И., Полякова О.Б. Здоровьесберегающие технологии в учебной и профессиональной деятельности: учебник для обучающихся по направлениям медицинского и психологического образования. М.: Государственное бюджетное учреждение города Москвы «Научно-исследовательский институт организации здравоохранения и медицинского менеджмента Департамента здравоохранения города Москвы», 2023. 206 с.
10. Бонкало Т.И., Полякова О.Б. Психологические основы профессиональной деятельности: уч.-метод. пособие для обучающихся по направлениям медицинского образования. М.: Научно-исследовательский институт организации здравоохранения и медицинского менеджмента, 2021. 326 с.
11. Шувалов А.В. Психологическое здоровье человека // Вестник ПСТГУ. 2009. Вып. 4 (15). С. 87-101.

**ПРИМЕНЕНИЕ КЭШИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА
ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ СЛОЖНЫХ
ДИСКРЕТНЫХ ОТСЧЕТОВ НА МИКРОКОНТРОЛЛЕРЕ**

Ю.А. Булгаков, Т.А. Витязева, А.А. Михеев

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

Предложен способ обработки электрокардиосигнала на микроконтроллере, с сохранением значений периодов сигнала для расчета ключевых параметров сложных дискретных отсчетов. Проведено тестирование предложенного способа с использованием микроконтроллера.

Ключевые слова: дрейф изолинии, сложные дискретные отсчеты, вариабельность периода дискретизации, микроконтроллер.

**THE USE OF CACHING OF THE ELECTROCARDIOSIGNAL TO FORM
A SEQUENCE OF COMPLEX DISCRETE SAMPLES ON A
MICROCONTROLLER**

Yu.A. Bulgakov, T.A. Vitiazeva, A.A. Mikheev

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

The method for processing an electrocardiosignal on a microcontroller, while preserving the signal periods for calculating the key parameters of complex discrete samples has been proposed. The proposed method has been tested using a microcontroller.

Key words: isoline drift, complex discrete samples, sampling period variability, microcontroller.

При обработке электрокардиосигнала одной из важных задач является устранение дрейфа изолинии, для выделения которого эффективно использовать алгоритмы на основе использования сложных дискретных отсчетов (СДО) [1].

Такая обработка электрокардиосигнала в реальном времени может быть выполнена на микроконтроллере, однако расчет параметров формирования последовательности СДО требует сохранения значений периодов дискретизации, неравномерность которых обусловлена изменением частоты сердечных сокращений [2]. Для использования известных способов формирования СДО [3, 4], требуется модификация алгоритма обработки сигнала на микроконтроллере.

Процесс формирования СДО можно разделить на две ключевые подзадачи: считывание и сохранение значений сигнала, кэширование, (рис. 1), а также формирование последовательности отсчетов (рис. 2).

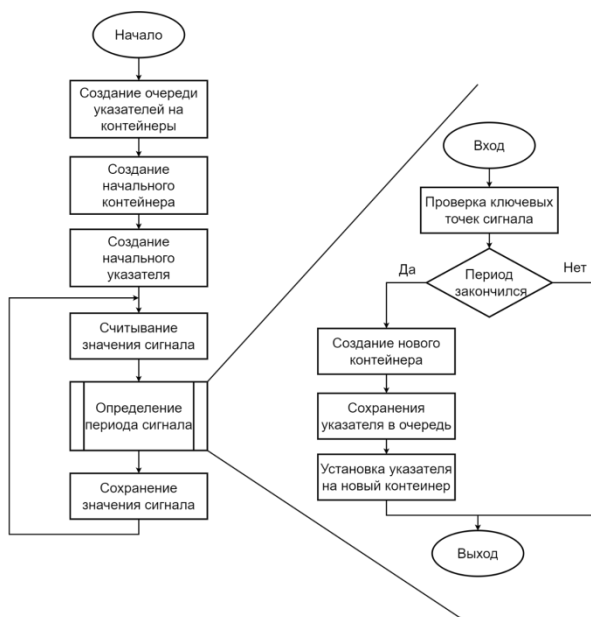


Рис. 1 – Блок-схема алгоритма считывания и сохранения значений сигнала

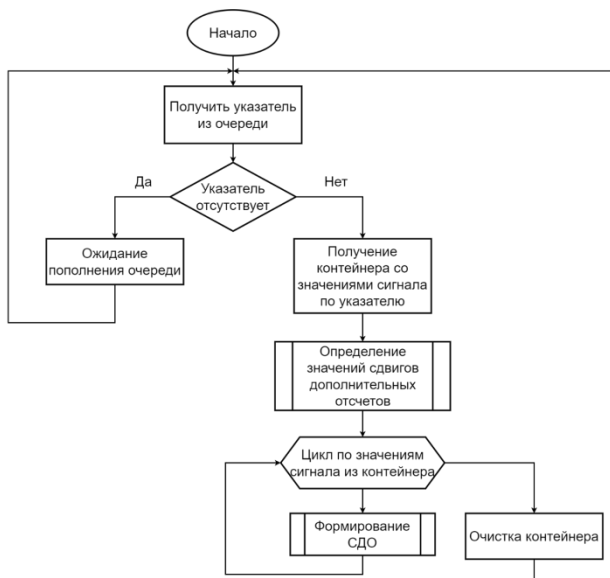


Рис. 2 – Блок-схема алгоритма формирования последовательности СДО

Первый этап данной задачи включает в себя следующие шаги:

1. Создание исходного контейнера для хранения сигнала и очереди с указателями на этот контейнер.
2. Установка указателя на текущий контейнер для сохранения значений сигнала.
3. Считывание текущего значения сигнала.
4. Определение текущего периода сигнала на основе контрольных точек (начала и конца периода повторения). При начале нового периода создается новый контейнер, текущий указатель на контейнер, завершивший период, добавляется в очередь, и указатель для сохранения устанавливается на новый контейнер.
5. Сохранение значения сигнала в контейнер в соответствии с указателем.

Процесс формирования последовательности СДО в соответствии спедложенным алгоритмом (рис. 2) осуществляется следующим образом. Сначала извлекается указатель на контейнер, содержащий сохраненные значения периода. Если указатель отсутствует в очереди, процесс ожидает его добавления. После получения указателя осуществляется доступ к контейнеру со значениями периода, затем определяются значения сдвигов дополнительных отсчетов и последовательно обрабатывается каждое значение периода в соответствии с заданными параметрами СДО [3]. По завершении обработки текущего периода контейнер очищается, извлекается новый указатель из очереди, и процесс повторяется.

Данный алгоритм позволил сформировать последовательность СДО для модельного сигнала последовательности R зубцов с дрейфом изолинии на микроконтроллере SAM3X8E (рис. 3). Частота сигнала дрейфа изолинии 0,6Гц, относительное изменение периода дискретизации 0,05.

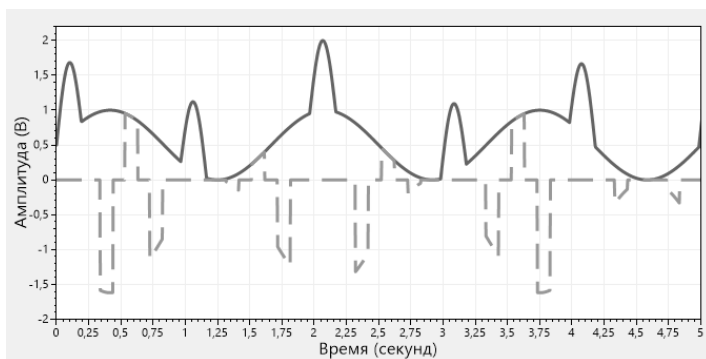


Рис. 3 – Сигнал с дрейфом изолинии и последовательность СДО

Приведенный способ обработки электрокардиосигнала на микроконтроллере с применением кеширования значений периодов дискретизации сигнала дрейфа изолинии подтвердил свою работоспособность в результате тестирования на микроконтроллере. Данная разработка может оказать влияние на дальнейшие исследования в области цифровой обработки электрокардиосигнала, а также открывает возможность использования достоинств СДО [4] при их реализации на микроконтроллере.

Библиографический список

1. Yu. Bulgakov, T. Vitiazeva and A. Mikheev Research of the Spectrum of a Complex Discrete Samples with Sample Rate Variability/ 10th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO – 2021) Proceedings. Budva, Montenegro.IEEE Catalog Number: CFP2039T-ART. pp.
2. Блинов П.А., Михеев А.А. Анализ методов компенсации дрейфа изолинии электрокардиосигнала // Вестник РГРТУ. 2009. № 4 (выпуск 30). С. 94-97.
3. Yu. Bulgakov, T. Vitiazeva and A. Mikheev Formation of Complex Discrete Samples of Measuring Signals with a Sampling Period Variability/ 11th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO – 2022) Proceedings. Budva, Montenegro.IEEE Catalog Number: CFP2239T-USB. pp. 275-278.
4. Карасёв В.В., Михеев А.А., Нечаев Г.И. Измерительные системы для вращающихся узлов и механизмов. М.: Энергоатомиздат. 1996. – 176 с.

УДК 616.37

ИНТЕГРАЦИЯ РАДИОЛОГИЧЕСКИХ И КЛИНИЧЕСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ ТОЧНОСТИ КЛАССИФИКАЦИИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПОДЖЕЛУДОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Д.В. Сергеев

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

В статье исследуется интеграция радиологических и клинических данных для повышения точности классификации томографических изображений поджелудочной железы с использованием методов машинного обучения.

Ключевые слова: радиология, клинические данные, машинное обучение, диагностика, томография, поджелудочная железа, валидация

INTEGRATION OF RADIOLOGICAL AND CLINICAL DATA TO IMPROVE THE ACCURACY OF CLASSIFICATION OF TOMOGRAPHIC IMAGES OF THE PANCREAS

D.V. Sergeev

South-Western State University, Kursk

The article explores the integration of radiological and clinical data to improve the accuracy of classification of tomographic images of the pancreas using machine learning methods.

Key words: radiology, clinical data, machine learning, diagnostics, tomography, pancreas, validation.

Современная медицинская диагностика претерпевает значительные изменения благодаря внедрению передовых технологий, что особенно актуально в контексте визуализации и обработки медицинских изображений: использование методов машинного обучения и глубокого обучения для анализа томографических данных предоставляет уникальные возможности для повышения точности и скорости диагностики заболеваний. Учитывая, что томографические исследования, такие как КТ и МРТ, занимают центральное место в диагностике заболеваний поджелудочной железы, разработка эффективных алгоритмов для автоматизированной классификации изображений становится крайне важной задачей, поскольку это может значительно улучшить результаты клинических исследований и уменьшить время, необходимое для постановки диагноза.

Обоснование необходимости интеграции радиологических и клинических данных в процессе диагностики и лечения заболеваний поджелудочной железы основывается на ряде факторов, среди которых первостепенное значение имеет взаимодополняемость этих типов информации: радиологические данные предоставляют визуализацию структурных изменений, тогда как клинические данные позволяют уточнить их клиническое значение [1]. Важно учитывать, что точность постановки диагноза существенно возрастает при комплексном подходе: например, использование КТ или МРТ сканов, совместно с биохимическими маркерами и анамнезом пациента, обеспечивает более глубокое понимание патологии [1].

При этом необходимо отметить ряд специфических моментов. Прежде всего, изображения, полученные при радиологических исследованиях, часто демонстрируют изменения эхогенности или плотности тканей, которые могут быть следствием воспаления, фиброза или новообразований — их количественная оценка с использованием клинических данных (таких как уровень амилазы, липазы, наличие болевого синдрома и т.д.) значительно повышает достоверность результатов [1]. В частности, при исследовании поджелудочной железы важны такие технические параметры, как коэффициенты яркости пикселей ультразвукового изображения [1].

Также интеграция данных значительно упрощает автоматизированные методы классификации. Например, алгоритмы машинного обучения, которые используют как структурные изображения, так и клинические маркеры, позволяют с высокой точностью определять степень эхогенности поджелудочной железы, а также прогнозировать вероятность развития осложнений, таких как острый или хронический панкреатит.

Радиологические данные, используемые для анализа поджелудочной железы, включают несколько типов снимков, различающихся по временным этапам и состоянию органа: контрольные, преддиагностические и диагностические КТ-сканы [2]. Каждый из этих типов изображений имеет свою роль в выявлении признаков рака поджелудочной железы (РПЖ) и помогает построить более точную картину изменений в тканях органа [2].

Контрастно-усиленные КТ-сканы, применяемые для диагностики РПЖ, представляют собой основной источник радиологических данных. Они фиксируют морфологические особенности органа, текстурные и структурные отклонения, которые могут быть не заметны при визуальном осмотре [2]. Важным аспектом является анализ текстурных признаков — радиомных характеристик, получаемых при обработке изображений с использованием машинного обучения [2]. Эти признаки включают параметры формы, размера, плотности и однородности тканей, такие как контраст, гомогенность, энтропия и другие статистические показатели.

Один из ключевых этапов исследования — это выделение подрегиона с наибольшим риском опухолевого поражения [2]. Например, если опухоль наблюдается в головке поджелудочной железы на диагностическом снимке, то соответствующий подрегион на преддиагностическом снимке маркируется как зона высокого риска [2]. Такой подход позволяет выявлять скрытые патологические изменения, которые могли бы остаться незамеченными при стандартной интерпретации КТ-данных.

Дополнительно, применение многопараметрического анализа, включая различные фазы КТ-сканирования (артериальную, венозную и другие), значительно повышает точность прогнозов [2]. Например, венозная фаза, которая используется в большинстве случаев, наиболее точно отображает края опухоли и изменения в кровеносных сосудах, что критично для ранней диагностики и планирования лечения.

Разработка алгоритмов обработки данных в современных задачах сегментации медицинских изображений требует комплексного подхода к проектированию архитектуры нейронных сетей. В рамках данной работы предлагается улучшенная версия сети на основе Unet — AX-Unet, которая интегрирует несколько ключевых компонентов: модифицированный модуль ASPP, глубинные свертки и резидуальные блоки, что позволяет более точно обрабатывать томографические изображения [3].

Основная архитектурная особенность модели заключается в использовании U-образной структуры энкодера и декодера, где процесс кодирования значительно улучшен за счёт групповой свертки — такая замена стандартных сверток способствует независимому извлечению межканальной и внутриканальной корреляции [3]. На каждом уровне кодирования модель обрабатывает перекрывающиеся срезы изображений, что позволяет более детально анализировать различия между смежными срезами — это особенно важно для сегментации объектов с размытыми границами, таких как поджелудочная железа на КТ-изображениях [3]. Важной инновацией

является введение резидуальной структуры между смежными блоками сверток, что снижает потерю семантической информации при поэтапном уменьшении размерности изображения.

В качестве дополнительного усовершенствования на этапе кодирования используется модуль ASPP (модуль с атриальными свертками), который отвечает за параллельное извлечение информации на нескольких масштабах — это позволяет эффективно захватывать контекст изображения и минимизировать потерю информации при уменьшении разрешения [3]. За счет изменения коэффициента дилатации сверток (до значений 2, 4, 6), модуль ASPP способен извлекать многоуровневую информацию о положении объектов на изображении, что особенно важно для задач сегментации небольших и изменчивых структур [3].

Применение глубинных разделённых сверток вместо стандартных сверток в модели также играет ключевую роль: такие свертки позволяют декомпозировать совместное представление пространственной и межканальной информации, что увеличивает экспрессивную способность сети [3]. Сравнение параметров показывает, что использование глубинных сверток позволяет значительно сократить количество параметров сети — для полной сегментации требуются 700 544 ядра сверток, что почти на треть меньше, чем при использовании обычных сверток (1 040 768) [3].

Также важную роль в улучшении точности играет предложенная нами гибридная функция потерь, которая учитывает три компонента: обобщённую функцию Dice, фокальную функцию потерь и контурно-осознающую функцию потерь [3]. Эти компоненты оптимизированы для задач, связанных с небольшими объектами на изображениях, где баланс между фоном и объектом особенно важен.

Валидация моделей и их эффективность играют ключевую роль в обеспечении точности и надёжности алгоритмов, особенно в медицинских приложениях, где ошибка может привести к критическим последствиям [4]. Для адекватной оценки модели важно не только оценить её точность на обучающей выборке, но и провести внешнюю валидацию: процесс, предполагающий тестирование модели на данных, которые не использовались при её обучении.

К примеру, в исследовании Sehrish Javed [5] была выполнена внешняя валидация классификатора на выборке из 56 субрегионов, полученных в ходе 28 томографических сканирований (14 контрольных и 14 преддиагностических) [5]. Это позволило получить комплексные результаты, которые характеризовали не только общую точность модели (среднее значение составило 89,3%), но и её отдельные показатели: чувствительность достигла 86%, а специфичность составила 93% [5]. Такое распределение значений позволяет сделать вывод о высокой надёжности модели для медицинской диагностики, особенно в контексте классификации изображений.

Таким образом, в заключение можно утверждать, что проведенная валидация модели, основанной на анализе томографических изображений, продемонстрировала впечатляющие результаты: средняя точность классификации составила 89,3%, что подчеркивает высокую эффективность алгоритма в контексте медицинской диагностики, а показатели чувствительности и специфичности, достигшие 86% и 93% соответственно, свидетельствуют о надежности модели в различении преддиагностических и контрольных образцов.

Библиографический список

1. Кузьмин А.А., Сухомлинов А.Ю., Часиб Хасан А., Томакова Р.А., Долженков С.Д., Шульга Л.В. Автоматизированная классификация абдоминальных ультразвуковых изображений поджелудочной железы на основе спектрального представления контуров ее границы. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024;14(1):67-87. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-67-87>
2. Javed S, Qureshi TA, Gaddam S, Wang L, Azab L, Wachsman AM, Chen W, Asadpour V, Jeon CY, Wu B, Xie Y, Pandol SJ and Li D (2022) Risk prediction of pancreatic cancer using AI analysis of pancreatic subregions in computed tomography images. *Front. Oncol.* 12:1007990. doi: 10.3389/fonc.2022.1007990
3. Yang M, Zhang Y, Chen H, Wang W, Ni H, Chen X, Li Z and Mao C (2022) AX-Unet: A Deep Learning Framework for Image Segmentation to Assist Pancreatic Tumor Diagnosis. *Front. Oncol.* 12:894970. doi: 10.3389/fonc.2022.894970
4. Замятина К.А., Жарикова А.В., Кондратьев Е.В., Усталов А.А., Староверов Н.Е., Нефедьев Н.А., Гожева А.Р., Шмелева С.А., Кармазановский Г.Г. Оценка диагностической ценности глубокого машинного обучения для автоматизированной сегментации паренхимы поджелудочной железы и ее гипо- и гиперваскулярных образований по КТ-изображениям с помощью U-net нейросети. Медицинская визуализация. 2024;28(3):12-21. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1483>
5. Javed S, Qureshi TA, Gaddam S, Wang L, Azab L, Wachsman AM, Chen W, Asadpour V, Jeon CY, Wu B, Xie Y, Pandol SJ and Li D (2022) Risk prediction of pancreatic cancer using AI analysis of pancreatic subregions in computed tomography images. *Front. Oncol.* 12:1007990. doi: 10.3389/fonc.2022.1007990

МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ПОЛУЧЕНИЯ, АНАЛИЗА И ПЕРЕДАЧИ СИГНАЛОВ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

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

Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук, г. Москва

В данной работе рассмотрен прибор для беспроводной регистрации пульсовых волн человека, который благодаря своей оригинальной конструкции позволяет упростить работу оператора в труднодоступных местах, например, на сонной артерии. Рассмотрен принцип его работы. Представлена функциональная схема.

Ключевые слова: волоконно-оптический датчик, пульсовая волна, преобразователь сигнала, метрологический модуль, механопульсография.

METHODS AND DEVICES FOR NON-INVASIVE ACQUISITION AND ANALYSIS AND TRANSMISSION OF PULSE WAVE SIGNALS

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

Mechanical Engineering Research Institute of the Russian Academy of Sciences,
Moscow.

In this paper, we consider a device for wireless registration of pulse waves on the human body, which, thanks to its original design, makes it possible to simplify the operator's work in hard-to-reach places, for example, on the carotid artery. The principle of its operation is considered. A functional diagram is presented.

Key words: fiber-optic sensor, pulse wave, signal converter, metrological module, mechanopulsography.

В настоящее время достижения в области физики, оптики, электроники, медицины, позволили создать новые методы и средства для получения и передачи важных диагностических сигналов с тела человека. Сюда относятся, в частности, сигналы пульсовых волн (ПВ) [1, 2, 3]. Рассмотрим принцип работы кардиоваскулярного беспроводного метрологического модуля, предназначенного для регистрации ПВ (рис. 1). Оператор устанавливает модуль на сонную артерию испытуемого в районе шеи, удерживая его рукой за держатель (8). Прибор соприкасается с кожей испытуемого головкой датчика (1).

В центральной части головки датчика расположен чувствительный элемент - пелот (2). Он воспринимает колебания стенки сосуда. Пелот жестко связан с тонкой мембраной (3) с помощью винта (4), который имеет плоский заполированный торец, являющийся мишенью, модулирующей световой поток волоконно – оптического коллектора (5) полезным сигналом. Таким образом колебания стенки сосуда вызывают модуляцию светового

потока. Отраженный световой сигнал проходит через волоконно - оптический коллектор (5) и попадает на оптоэлектронный элемент (6), который запыан в электронную плату (7).

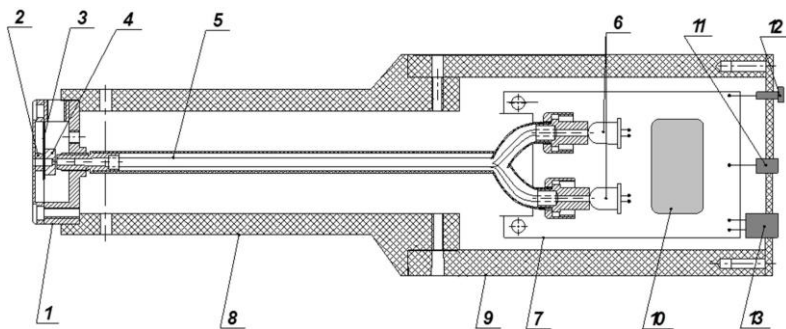


Рис. 1 – Схема беспроводного модуля

После преобразования светового сигнала в электрический он преобразуется из аналоговой формы в цифровую. Затем сигнал с помощью беспроводной связи передаётся на компьютер, где происходит его дальнейшая обработка с использованием оригинального программного обеспечения. Модуль запитан с помощью АКБ (10) и имеет кнопку включения (12), световой индикатор (11) и USB разъем (13). Все эти элементы помещены в корпус (9). Предлагаемое устройство пригодно для регистрации ПВ как с лучевой артерии, так и с других крупных артерий. Но особенно удобно им пользоваться для измерения ПВ сонной артерии, где недопустимо длительное пережатие сосуда.

Выводы. 1. Создан прибор - осевой кардиоваскулярный беспроводный метрологический модуль, позволяющий регистрировать сигналы ПВ с крупных артерий. Прибор удобен и для измерения ПВ на сонной артерии, где нежелательно длительное пережатие сосуда.

2. С помощью разработанных волоконно-оптических датчиков возможно получение кривых, связывающих периферийные и центральные ПВ для различных значений скорости ПВ.

Финансирование. Работа выполнена в рамках Государственного задания, шифр научной темы FFGU-2024-0019.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Библиографический список

1. Явелов И.С. Механопульсография и основные феномены сердечно-сосудистой системы. – Институт компьютерных исследований, 2020. – 196 с. ISBN 978-5-4344-0877-6.

2. Гогин Е.Е. Емельяненко В.Н. Пульсовая волна и артериальная гемодинамика. - М.: Кафедра терапии государственного института усовершенствование врачей МО РФ. 2008. – 64 с.
3. Котовская Ю.В., Кобалава Ж.Д. Центральное давление в клинической практике: современное состояние проблемы. *Кардиоваскулярная терапия и профилактика*. 2009;8(4):8-13.

УДК 004.42

ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

К.С. Комаров, В.А. Карфидова

Научный руководитель – Юлдашев З.М., зав. каф. БТС, д.т.н., проф.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

В данной работе рассматриваются подходящие модели разработки мобильного приложения как ПО для неинвазивного прибора для мониторинга уровня сахара в крови, а также предлагается дополнительный функционал рекомендательной системы на основе искусственного интеллекта.

Ключевые слова: удаленный мониторинг, сахарный диабет, глюкоза, неинвазивное измерение

APPLICATION FOR REMOTE GLUCOSE MONITORING

K.S. Komarov, V.A. Karfidova

Thesis advisor – Yuldashev Z.M.
Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

The following thesis describes appropriate models for the development of mobile application for the non-invasive glucose monitor device, and suggests some additional functions of recommendation system based on artificial intelligence.

Key words: remote monitoring, diabetes mellitus, glucose, non-invasive measurement

По данным Минздрава РФ, на апрель 2024 года в России количество больных, имеющих диагноз сахарный диабет, находится в диапазоне от 10 до 12 миллионов человек, а число граждан с преддиабетом достигает 30 миллионов [1], причем около 95% больных страдает диабетом второго типа, обуславливающийся невосприимчивостью клеток к инсулину [2]. По этой причине регулярный мониторинг уровня сахара в крови является одним из ключевых аспектов в лечении заболевания, а также его профилактике, если пациент находится в группе риска.

Разрабатываемый аппаратно-программный комплекс представляет собой носимый наушный аппарат неинвазивного типа, основанный на методе

спектрофотометрии. Пара «источник-приемник» представляет собой систему из трех светодиодов, находящихся на разных длинах волн для регистрации показателей на разных пиках спектра поглощения глюкозы, и фотодиод. Передача усиленного сигнала фотодиода с микроконтроллера на мобильное устройство производится с помощью Bluetooth, а питание осуществляется с помощью встроенного заряжаемого аккумулятора. Данные, полученные мобильным устройством, обрабатываются в мобильном приложении, где строится график временной зависимости концентрации глюкозы. При обнаружении существенных отклонений от диапазона рекомендательная система предлагает уведомить врача о завышенном показателе для дальнейшей консультации.

Из множества подходов к разработке программного обеспечения для проектов и систем выделяют следующие основные:

- *Итеративная модель*, при которой программная система разделяется на модули, разрабатываемые в отсутствие конечного представления ввиду сложности или инновационности проекта, что делает план разработки довольно гибким.
- *Инкрементная модель* подразумевает создание в начале основного «стержневого» функционала и последовательное наращивание дополнительных опций. Применяется при наличии конечного представления о виде продукта.
- *Каскадная модель*: каждый последующий этап начинается с окончанием предыдущего
- *Спиральная модель*. Каждый из этапов разработки системы проходит многократные проверки и/или переработки перед тем, как перейти к следующему этапу усовершенствования продукта.
- *V-модель*. Этапы разработки сопровождаются тестированием командой программистов, что позволяет решать проблемы на текущем шаге и минимизировать количество ошибок.

Разработка программного обеспечения для вышеописанного устройства проводится по спиральной модели разработки программной системы, которая подразумевает многократное повторение четырех этапов (планирование, анализ рисков, разработка, оценивание промежуточного результата) с целью выявления и устранения ошибок и рисков на ранней стадии. Данная модель также применяется в случаях, когда окончательное представление о ПО не сформировано или находится в подвешенном состоянии, и в случае отмены проекта или смены подхода к процессу планирования существующие наработки на разных «витках» спирали можно использовать в качестве опоры или готовых решений при изменении модели разработки.

В рассматриваемом случае данная модель подходит по той причине, что ввиду внедрения модели искусственного интеллекта и опции уведомления врача и пациента об отклонении значения сахара в крови, разрабатываемому программному обеспечению требуется многократное тестирование для

обучения сверточной нейронной сети, что говорит об итеративности модели разработки ввиду неясности итогового результата.

Применение ИИ обусловлено тем, что ввиду индивидуальных особенностей организма и различного метаболизма в разных условиях физической активности, границы нормы в 3,5-5,5 ммоль/л и отклонение от нее различаются, поэтому система сверточной нейронной сети, основываясь на динамике предыдущих регистрируемых значений, делает вывод о значимости отклонения от «индивидуальной» нормы. Чтобы избежать ложных уведомлений об отклонении, устройство регистрирует значение пульсовой волны синхронно с глюкозой, что позволяет системе делать вывод о состоянии организма в данный момент: покой, стресс, физическая активность и др.

Новизна системы заключается в том, что на рынке медицинской техники отсутствуют сертифицированные и внесенные в реестр неинвазивные глюкометры с возможностью длительного мониторинга. Все мобильные приложения либо не являются практически применимыми, либо несертифицированные, если они являются ПО для существующих глюкометров. Несмотря на то, что большую часть рынка занимают инвазивные глюкометры с тест-полосками [3], даже полуинвазивные модели от Freestyle Libre, зарегистрированные в медицинском реестре РФ, имеют приложения, не являющиеся частью медицинских информационных систем.

Библиографический список

1. Статья: «Эксперт: «В РФ около 12 млн пациентов с сахарным диабетом» // Электронный ресурс: <https://o-diabete.ru/news/tpost/mjchuykud1-ekspert-v-rf-okolo-12-mln-patsientov-s-s>, (дата обращения: 28.10.24).
2. Ленинджер А. Основы биохимии: в 3-х т. Т. 1. – 1985, стр. 556
3. Прожерина Ю. Аптечный рынок глюкометров и тест-полосок к ним //Ремедиум. Журнал о российском рынке лекарств и медицинской технике. – 2019. – №. 1-2. – С. 20-22.

УДК 621.317.616

ОЦЕНКА НАРУШЕНИЙ ФУНКЦИЙ ПАМЯТИ ПО ЭНЕРГЕТИЧЕСКОМУ РАЗБАЛАНСУ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

А.Ю. Рыбаков

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

Исследовалось влияние биоактивных точек, «связанных» по данным атласа Г. Лувсан с памятью, на появление и развитие патологии когнитивной функции внимания. В результате проведенного анализа было установлено точки, которые «связаны» с функцией памяти. Построены функции принадлежности к соответствующим лингвистическим переменным, характеризующим состояние памяти.

Ключевые слова: биологически активные точки, память.

ASSESSMENT OF MEMORY FUNCTION DISORDERS BY ENERGY IMBALANCE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

A.Yu. Rybakov

South-West State University, Kursk

The influence of bioactive points, "associated" with memory according to the G. Louvsan atlas, on the emergence and development of pathology of the cognitive function of attention was studied. As a result of the analysis, points were established that were "associated" with the memory function. Membership functions were constructed for the corresponding linguistic variables characterizing the state of memory.

Key words: biologically active points, memory.

В работе [1] исследовалось влияние биоактивных точек (БАТ), «связанных» по данным атласа Г. Лувсан [2] с памятью, на появление и развитие патологии когнитивной функции внимания. В результате проведенного анализа было установлено, что с функциями памяти «связаны» точки во французской классификации [1]. Анатомия расположения «точек памяти» представлена в [1, 2].

Синтез нечетких гибридных решающих правил оценки состояния оперативной памяти по БАТ производится с учетом рекомендаций работ [3]. Одним из важных элементов гибридных нечетких решающих правил принятия решений по энергетическим характеристикам БАТ являются диагностически значимые точки (ДЗТ), по реакции которых можно минимизировать системную ошибку классификации [3].

В работе [1] показано, что пары точек разных меридиан {C3, V15} и {C3, V43} обладают свойством, позволяющим их отнести к ДЗТ, если исключить наличие рвоты простым опросом.

Учитывая, что эти точки неудобны для измерительного процесса, в работе [1] предлагается в качестве ДЗТ выбрать точки меридиана сердца C3 и C7 (C7 главная точка (седативная и пособник), C3 – обычная точка). С учетом рекомендаций работ [3, 4] для построения функций принадлежности для лингвистической переменной «степень нарушений функций оперативной памяти» было принято решение использовать базовую переменную по энергетическому разбалансу БАТ ER_s , который в общем виде определяется выражением вида [4]:

$$ЕСЛИ \left[\left(\delta R_{Y_1}^D > \delta R^H \right) u \left(\delta R_{Y_2}^D > \delta R^H \right) \dots \left(\delta R_{ms}^D > \delta R^H \right) \right], \quad (1) \\ ТО \left[ER_s = F_E(EY_j) \right], ИНАЧЕ (ER_s = 0)$$

где s – идентификатор ситуаций, представляемых на БАТ;

j – имя БАТ по используемому атласу меридиан связанных с ситуацией s ;

EY_{sj} – энергетический разбаланс информативных БАТ с идентификатором Y_{sj} для оценки ситуации s ;

$\delta R_{Y_j}^D$ – относительное отклонение сопротивления R_{Y_j} от своего номинала для группы ДЗТ;

δR^D – порог отклонения БАТ от номинального значения.

В качестве агрегатора F_E предлагается использовать среднее арифметическое $EY_j(\delta R_j)$ [4]:

$$ER_s = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J EY_j. \quad (2)$$

С учетом рекомендаций работ [3, 4] уровень энергетического разбаланса (ЭР) определим функциями принадлежности $\mu_{\mathcal{EP}}(\delta R_j)$ к лингвистической переменной «высокий уровень энергетического разбаланса». В качестве базовой переменной функций принадлежности выбрано относительное отклонение сопротивления БАТ с идентификатором j от своего номинального значения – δR_j . Для точек СЗ и С7 эксперты, используя метод Дельфы, с учетом иерархии этих БАТ на меридиане сердца, построили графики функций принадлежности к лингвистической переменной «высокий уровень энергетического разбаланса» (ВУЭР). Графики этих функций описываются выражениями:

$$\mu_{\mathcal{EP}}(\delta R_{C3}) = \begin{cases} 0, \text{если } \delta R_{C3} < 15\%; \\ 0,009\delta R_{C3} - 0,135, \text{если } 15\% \leq \delta R_{C3} < 80\%; \\ 0,6, \text{если } \delta R_{C3} \geq 80\%, \end{cases} \quad (3)$$

$$\mu_{\mathcal{EP}}(\delta R_{C7}) = \begin{cases} 0, \text{если } \delta R_{C7} < 15\%; \\ 0,018\delta R_{C7} - 0,27, \text{если } 15\% \leq \delta R_{C7} < 70\%; \\ 1,0, \text{если } \delta R_{C7} \geq 70\%. \end{cases} \quad (4)$$

С учетом (3), энергетический разбаланс «точек памяти» определяется выражением:

$$ER_{II} = \frac{[\mu_{\mathcal{EP}}(\delta R_{C3}) + \mu_{\mathcal{EP}}(\delta R_{C7})]}{2}. \quad (5)$$

С учетом рекомендаций работ [1, 4] эксперты, используя метод Дельфы, построили графики функций принадлежности к лингвистическим переменным «высокий риск появления и развития нарушений функции памяти» (ВРПП) и «наличие ранних стадий поражения функций памяти» (НРСП) по энергетической реакции БАТ описываются уравнениями вида:

$$\mu_{III}(ER_{II}) = \begin{cases} 0, \text{если } ER_{II} < 0,1; \\ 4,8(ER_{II} - 0,1)^2, \text{если } 0,1 \leq ER_{II} < 0,35; \\ 0,6 - 4,8(ER_{II} - 0,6)^2, \text{если } 0,35 \leq ER_{II} < 0,6; \\ 0,6, \text{если } ER_{II} \geq 0,6. \end{cases} \quad (6)$$

$$\mu_{PI}(ER_{II}) = \begin{cases} 0, \text{если } ER_{II} < 0,2; \\ 3,9(ER_{II} - 0,2)^2, \text{если } 0,2 \leq ER_{II} < 0,5; \\ 0,7 - 3,9(ER_{II} - 0,8)^2, \text{если } 0,5 \leq ER_{II} < 0,8; \\ 0,7, \text{если } ER_{II} \geq 0,8. \end{cases} \quad (7)$$

Принимая, что уверенности в прогнозе появления и развития нарушений функций памяти (*UPP*) и в наличии ранних стадий нарушений функций памяти (*URP*) определяются соответствующими значениями функций принадлежности получаем:

$$UPP = \mu_{III}(ER_{II}); \quad (8)$$

$$URP = \mu_{PI}(ER_{II}). \quad (9)$$

В первой главе была показана роль психоэмоционального напряжения (*ПЭН*) и хронического утомления (*ХУ*) в появлении и развитии нарушений функций памяти. Кроме того, характеристики памяти достаточно сильно меняются при текущем изменении уровней *ПЭН* и утомления. В работе [5] показано, что эти факторы достаточно надежно определяются по *БАТ* «связанными» с этими характеристиками *ФС*.

В данной работе эти важные для оценки состояния функций оперативной памяти показатели будем определять так как это приведено в работе [1].

Уровень *ПЭН* определяется выражением:

$$Y_{P_b}(j+1) = Y_{P_b}(j) + f_p(\delta R_{j+1})[1 - Y_{P_b}(j)], \quad (10)$$

где $Y_{P_b}(1) = f_p(\delta R_{R_8}); R_2 = R_{VB20}; R_3 = R_{P_9}$.

Выражения для $f_p(\delta R_{i_1})$ имеют вид:

$$f_p(\delta R_{R_8}) = \begin{cases} 0, \text{если } \delta R_{R_8} < 10\%; \\ 0,004\delta R_{R_8} - 0,04, \text{если } 10\% \leq \delta R_{R_8} < 60\%; \\ 0,65, \text{если } \delta R_{R_8} \geq 60\%, \end{cases} \quad (11)$$

$$f_p(\delta R_{VB20}) = \begin{cases} 0, \text{если } \delta R_{VB20} < 10\%; \\ 0,0025\delta R_{VB20} - 0,025, \text{если } 10\% \leq \delta R_{VB20} < 70\%; \\ 0,15, \text{если } \delta R_{VB20} \geq 70\%, \end{cases} \quad (12)$$

$$f_p(\delta R_{p9}) = \begin{cases} 0, & \text{если } \delta R_{p9} < 10\%; \\ 0,004\delta R_{p9} - 0,04, & \text{если } 10\% \leq \delta R_{p9} < 60\%; \\ 0,2, & \text{если } \delta R_{p9} \geq 60\%. \end{cases} \quad (13)$$

Аналогично уровень утомления определяется выражением:

$$YU_B(j+1) = YU_B(j) + f_U(\delta R_{j+1})[1 - YU_B(j)], \quad (14)$$

где δR_j – относительное отклонение сопротивления *БАТ* с именем *j* от своего номинального значения $YU_B(1) = f_U(\delta R_{E23})$.

$$R_2 = R_{E36}, R_3 = R_{V40}, R_4 = R_{V60}, R_5 = R_{V20}, R_6 = R_{RP6}, \delta R^{\Pi} = 10\%.$$

В работе [1] подчеркивается, что показатели YR_B и YU_B можно использовать в процессе реабилитации путем изменения режимов работы реабилитационного оборудования и организации чередований реабилитационных процедур и отдыха. Используя рекомендации работы [6], точки, «связанные» с состоянием памяти, можно использовать для построения моделей оценки уровня защиты когнитивной функции памяти, использование которых позволяет улучшить качество принятия решений при решении задач прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики, включая состояние оперативной памяти.

Библиографический список

1. Поляков, А.В. Методы и средства прогнозирования и ранней диагностики нарушений когнитивной функции внимания : дис. ... канд. техн. наук : 05.11.17 : защищена 12.03.21 / Поляков Андрей Викторович. – Тула, 2020. – 153 с.
2. Лувсан, Г. Очерк методов восточной рефлексотерапии / Г. Лувсан. – 3-е изд., перераб. и доп. – Новосибирск: Наука, Сиб. отд-ние, 1991. – 432 с.
3. Корневский, Н.А. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в медицине, психологии и экологии на основе нечетких сетевых моделей / Н.А. Корневский, Р.А. Крупчатников, Р.Т. Аль-Касасбех.- Старый Оскол: ТНТ, 2013.-528с.
4. Титова, А.В. Прогнозирование и диагностика заболеваний провоцируемых воздействием электромагнитных полей радиочастотного диапазона на основе гибридных нечетких моделей : дис. ... канд. техн. наук : 2.2.12 : защищена 29.10.21 / Титова Анна Владимировна. – Курск, 2021. – 183 с.
5. Шуткин, А.Н. Использование гибридных нечетких моделей для оценки степени утомления / А.Н. Шуткин, Е.А. Бойцова, А.В. Бойцов, С.Н. Корневская // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2015. – № 2. – С. 107-118.

6. Корневский, Н.А. Количественная оценка защитных механизмов организма по энергетическому разбалансу меридианных структур/ Н.А. Корневский, Л.В. Шульга, С.Н. Родионова, К.В. Разумова, А.Ю. Рыбаков // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Техника и технологии. – 2023. Т.13. № 3. С. 82-101.

УДК 004.89

ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДОБУЧЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ YAMNET В ЗАДАЧЕ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ ШУМОВ СЕРДЦА НА ФОНОКАРДИОГРАММАХ

Т.А. Смирнова

Научный руководитель – Топников А.И., к.т.н., доцент
Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова, г. Ярославль

Рассмотрено применение трансферного обучения нейронных сетей для решения задачи детектирования шумов сердца на фонокардиограммах. Предложен нейросетевой алгоритм принятия решения о наличии или отсутствии шумов сердца у человека. В работе описывается актуальность задачи, процесс предобработки данных и дообучения нейронной сети, оценивается взвешенная точность классификации.

Ключевые слова: *шумы сердца, фонокардиограмма, трансферное обучение, нейронная сеть.*

APPLICATION OF A PRE-TRAINED YAMNET NEURAL NETWORK IN THE TASK OF DETECTING HEART MURMURS IN PHONOCARDIOGRAMS

T.A. Smirnova

P.G. Demidov Yaroslavl State University, Yaroslavl

The application of transfer learning of a neural network for the task of detecting heart murmurs from phonocardiograms is considered. An algorithm is proposed for making decisions about the presence or absence of human heart murmurs. The paper describes the relevance of the task, the process of data preprocessing and transfer learning of the neural network, evaluates the weighted accuracy of classification

Key words: *heart murmur, phonocardiogram, transfer learning, neural network.*

Тема применения нейронных сетей и глубокого обучения в задаче детектирования шумов сердца на фонокардиограммах имеет большую востребованность в современной медицинской диагностике. Стабильно растущее количество пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями и развитие новых технологий в области медицинского оборудования требует разработки эффективных методов анализа медицинских данных.

Сердце – жизненно важный орган, поэтому любые проблемы, связанные с его деятельностью, вызывают сильное беспокойство о общем состоянии здоровья человека. Функциональный шум сердца у ребенка может быть «невинным», в то время как у взрослых может свидетельствовать о наличии серьезного заболевания. Основной метод выявления шумов – аускультация – выслушивание звуковых явлений, связанных с деятельностью сердечно-сосудистой системы.

Основные звуковые сигналы сердца (S1 и S2) генерируются вибрациями клапанов, когда они открываются и закрываются во время сердечного цикла [1]. Неисправность клапана вызывает турбулентность кровотока в камерах сердца и вблизи сердца, что приводит к аномальным звукам, известным как шумы. Анализ шумов дает важную информацию о состоянии функционирования клапанов сердца.

Цель работы заключается в разработке алгоритма, основанного на трансферном обучении, для детектирования шумов в сердце по фонокардиограммам. В основе исследования лежит предположение о том, что дообученная на данных, содержащих записи сердцебиений с наличием и отсутствием шумов, нейронная сеть сможет успешно детектировать эти шумы на новых записях и выступать в качестве составной части системы поддержки принятия медицинских решений, облегчающей работу специалистов и снижающей риски, вызванные человеческим фактором.

Для обучения и тестирования алгоритма выбрана база данных, использованная для проведения научного конкурса 2022 года по обнаружению шумов сердца и предсказанию исхода (в шкале Normal – Abnormal) по фонокардиограммам [2, 3]. В основе базы лежат записи фонокардиограмм, сделанные в ходе двух кампаний, проводимых в Бразилии в 2014 и 2015 годах. В общей сложности обследовано 1568 пациентов в возрасте от 0 до 21 года и получено 5272 аудиозаписи, преимущественно из основных четырех мест аускультации сердца. Частота дискретизации сигналов составляет 4 кГц. Предварительная сегментация сердечных звуков в наборе данных выполнена путем голосования между тремя алгоритмами на основе машинного обучения. Затем кардиолог размечал данные вручную всякий раз, когда алгоритмы расходились или их решение было неприемлемо для эксперта. Детектирование шумов и их описание производилось кардиологами. В открытом доступе имеется только обучающая выборка (3163 записи) с размеченными данными, что составляет 60% от полного набора данных, подготовленных для конкурса 2022 года. Оставшиеся 40% использовались организаторами конкурса для валидации и тестирования алгоритмов участников и в настоящий момент в открытом доступе не представлены.

С точки зрения наличия шума в используемой базе выделяется три класса: Absent (отсутствие шума), Present (наличие шума) и Unknown. Класс Unknown возникает в случае невозможности уверенной интерпретации

фонокардиограммы специалистом, в основном, в связи с сильной зашумленностью сигнала.

Отличительной особенностью базы является ее крайняя несбалансированность – преобладание записей с отсутствием шума, что имеет очевидное практическое объяснение. Всего в доступной части базы сигналов представлено 695 пациентов с отсутствием шума, 179 с наличием и 68 пациентов отнесены к классу Unkown. Длительность сигналов варьируется от нескольких секунд до нескольких десятков секунд.

Поскольку в рамках данного исследования решалась только задача детектирования наличия шумов на записях (предсказание исхода не выполнялось), то информация о поле, возрасте, росте, весе и т.д. не использовалась. Для разделения имеющихся звукозаписей на 3 подвыборки: обучающую, валидационную и тестовую использовался алгоритм, представленный одним из участников научного конкурса 2022 года [4].

На основе информации, содержащейся в исходном csv-файле с разметкой, сформирован свой, содержащий всю необходимую для обучения и тестирования нейронной сети информацию для каждого звукового файла.

С учетом ограниченного и несбалансированного по классам набора данных, недостаточного для качественно обучения современных нейронных сетей, принято решение использовать предобученную нейронную сеть YAMNet. Эта сеть построена на основе архитектуры MobileNet V1 и использует спектрограммы сигналов в качестве входных признаков.

Задача создания классификатора звуков сердца решалась путем обучения классификатора на выходе нейронной сети YAMNet, состоящего из 2 полносвязных слоев. Размер выходного слоя определяется числом классов.

Поскольку сеть YAMNet изначально обучалась ее создателями на базе звуковых сигналов AudioSet, состоящей из записей с частотой дискретизации 16 кГц, то для адекватной обработки фонокардиограмм их частота дискретизации повышалась до данного значения.

Также для решения проблемы несбалансированности данных принято решение использовать веса классов при вычислении функции потерь (категориальной кросс-энтропии). В качестве весов классов в исследовании выбраны значения, используемые в конкурсе 2022 года для вычисления взвешенной точности: Absent – 1, Present – 5, Unknown – 3 [3]. Класс Present для задачи обнаружения шумов сердца имеет большую значимость, потому что более предпочтительным исходом является выявление шума в случаях, когда его нет, а не наоборот.

Для обучения классификатора выбран оптимизатор Adam. Значение коэффициента, отвечающего за скорость обучения, выбрано равным $1 \cdot 10^{-6}$, поскольку при более высоких значениях наблюдалось немонотонное поведение кривых обучения для валидационного подмножества. Для избежания переобучения применялась методика ранней остановки (Early Stopping).

Проведены исследования влияния количества нейронов в первом полносвязном слое классификатора (32, 64, 128, 256 и 512 нейронов) на взвешенную точность. Наибольшее значение взвешенной точности достигнуто при 512 нейронах и составило 61,45%.

Применение методики исключения (dropout) с точки зрения взвешенной точности не дал ощутимых улучшений точности. Применение L2-регуляризации улучшило результат, но так же незначительно. Взвешенная точность на этом этапе составила 61,56%

К лучшему результату с точки зрения взвешенной точности привело обучение со следующими параметрами: learning rate= 1×10^{-6} ; 512 нейронов; время обучения – 200 эпох; параметр L2-регуляризации 0,001, предобработка сигналов фильтром нижних частот (фильтр Баттерворта 6 порядка с бесконечной импульсной характеристикой). В ходе исследования менялась частота среза фильтра: 600 Гц, 900 Гц и 1200 Гц. Применение фильтрации дало ощутимый результат. Максимальная взвешенная точность составила 63,49% при частоте среза равной 600 Гц (рис. 3).

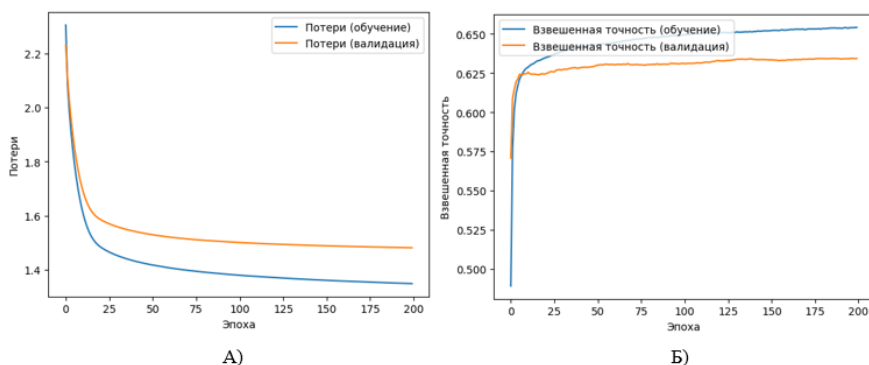


Рис. 3 – Изменение А) потерь и Б) взвешенной точности с ростом числа эпох

После обучения проводилось тестирование алгоритма. Алгоритм, как и при валидации, предсказывал принадлежность к классам отдельных звуковых записей (рис. 4). На основе этих данных принималось решение по пациенту (рис. 5). Если хотя бы в одной точке аускультации алгоритм детектировал наличие шумов сердца, то аналогичное решение принималось для пациента в целом. Взвешенная точность на тестовой выборке составила 67,69%.

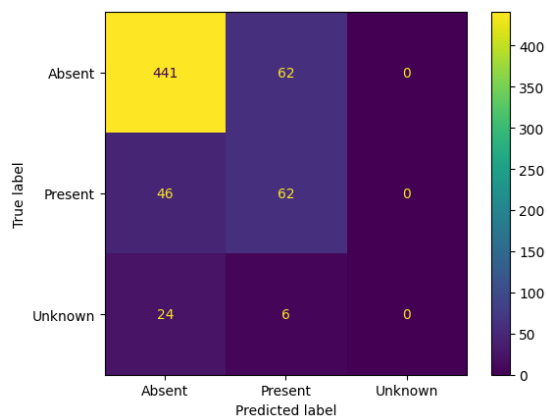


Рис. 4 – Матрица ошибок (принятие решения по отдельным записям)

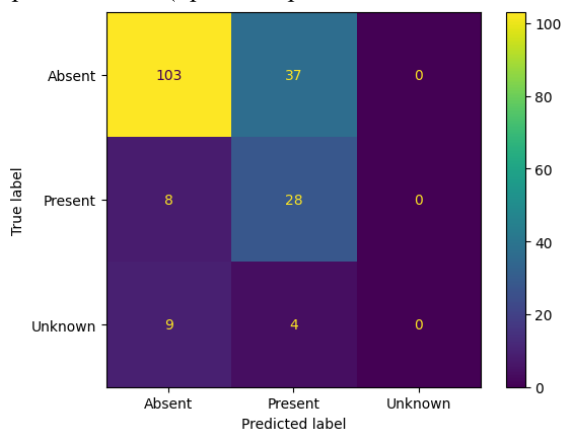


Рис. 5 – Матрица ошибок (принятие решения по пациентам)

Аналогичные исследования для нейронной сети VGGish показали более низкие значения взвешенной точности, нежели для сети YAMNet.

Таким образом, на основе трансферного обучения нейронной сети YAMNet разработан алгоритм детектирования шумов сердца на фонокардиограммах. Итоговая взвешенная точность классификации по пациентам составила 67,69%, что является удовлетворительным результатом, так как для обучения использовался ограниченный, несбалансированный по классам набор данных, часть записей в котором сильно зашумлена. Дальнейшие исследования будут направлены на достижение уровня точности, достаточного для использования классификатора в системах поддержки принятия врачебных решений.

Библиографический список

1. Ослопова Ю.В., Ослопов В.Н., Богоявленская О.В. Аускультация сердца. Шумы сердца. Учебное пособие для студентов – Казань: 2015. – 100 с.
2. Oliveira J., Renna F., Costa P., Nogueira M., Oliveira A. C., Elola A., Ferreira C., Jorge A., Bahrami Rad A., Reyna M., Sameni R., Clifford G., Coimbra M. The CirCor DigiScope Phonocardiogram Dataset // PhysioNet [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://physionet.org/content/circor-heart-sound/1.0.3/>
3. Reyna M. A., Kiarashi Y., Elola A., Oliveira J., Renna F., Gu A., Perez-Alday E. A., Sadr N., Sharma A., Mattos S., Coimbra M. T., Sameni R., Rad A. B., Clifford G. D. Heart murmur detection from phonocardiogram recordings: The George B. Moody PhysioNet Challenge 2022 // MedarXiv [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.medrxiv.org/content/10.1101/2022.08.11.22278688>
4. Walker B., Krones F, Kiskin I., Parsons G., Lyons T., Mahdi A. Dual Bayesian ResNet: A deep learning approach to heart murmur detection // Computing in Cardiology Conference (CinC). 2022. 4p.

УДК 615.47; 004.415.25

АЛГОРИТМ РАБОТЫ БЛОКА РЕГИСТРАЦИИ В МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ

А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Т.Л.Н. Чьонг

Национальный исследовательский университет «МЭИ», г. Москва

Основная задача работы – регистрация электрокардиосигналов в многоэлектродной электрокардиологической системе с последующей компьютерной обработкой с целью получения карт электрического потенциала на поверхности эпикарда. Рассмотрена структурная схема блока регистрации множественных отведений. Предложен алгоритм работы вычислительного модуля блока регистрации устройства, позволяющий проводить многоканальную регистрацию, диагностику неисправностей и коммуницировать с персональным компьютером.

Ключевые слова: многоканальный блок регистрации, алгоритм регистрации, структурная схема блока регистрации.

ALGORITHM OF THE REGISTRATION UNIT IN A MULTI- ELECTRODE ELECTROCARDIOLOGY SYSTEM

A.Y. Bodin, M.N. Kramm, O.N. Bodin, T.L.N. Truong

National Research. University «Moscow Power Engineering Institute», Moscow

The main task of the work is recording of electrocardiosignals in a multi-electrode electrocardiological system with subsequent computer processing in order to

obtain electrical potential maps on the epicardial surface. The structural diagram of the registration block with multiple leads is considered. The operation algorithm of the computing module of the registration block is proposed. The algorithm allows to carry out multi-channel registration, fault diagnosis and communicates with a personal computer.

Key words: multi-channel registration block, registration algorithm, structural scheme of the registration block.

Основная задача работы – регистрация электрокардиосигналов (ЭКС) в многоэлектродной электрокардиологической системе с последующей компьютерной обработкой с целью визуализации карт электрического потенциала на поверхности эпикарда [1, 2]. Использование блока регистрации многоканальных ЭКС совместно с кардиожилетом из эластичного материала нескольких типоразмеров, на котором предустановлены электроды в количестве 64 [2], позволяет оперативно проводить обследования пациентов в скрининговой системе электрокардиодиагностики [3]. В работе рассмотрен и проанализирован подход к написанию программного обеспечения для блока регистрации множественных отведений.

Структурная схема блока регистрации представлена на рисунке 1. Основными модулями блока регистрации является микроконтроллер, специализированные микросхемы АЦП, микросхема преобразователь USB, схема мультиплексирования, схема защиты от статического электричества, схема фильтрации, кнопки и модуль индикации.

Схема защиты от статического электричества состоит из диодов, предназначенных для защиты от статического напряжения.

Схема мультиплексирования состоит группы мультиплексоров, управляемых с помощью выходов микроконтроллера.

Блок кнопок, включает в себя кнопку сброса питания, при нажатии на кнопку происходит перезапуск всей системы.

В системе предусмотрен комплекс визуального контроля работы прибора – модуль индикации, который выполнен на 4 светодиодах, сигнализирующих о наличии доменов питания и о статусе работы программы «Исправность» или «Неисправность».

Компоненты элементной базы для многоканального блока регистрации выбирались в соответствии со следующими требованиями, пригодность для использования в медицинских приборах, диапазон питания до 5 вольт, доступность на рынке, корпус пригодный для SMT монтажа и оптимальное соотношение цены и качества.

Одним из ключевых элементов в схеме блока регистрации являются микросхемы внешних АЦП. Оптимальным выбором по вышеприведенным критериям стала микросхема ADS1298. Данная микросхема отличается наличием 8 каналов, каждый канал имеет отдельный АЦП.

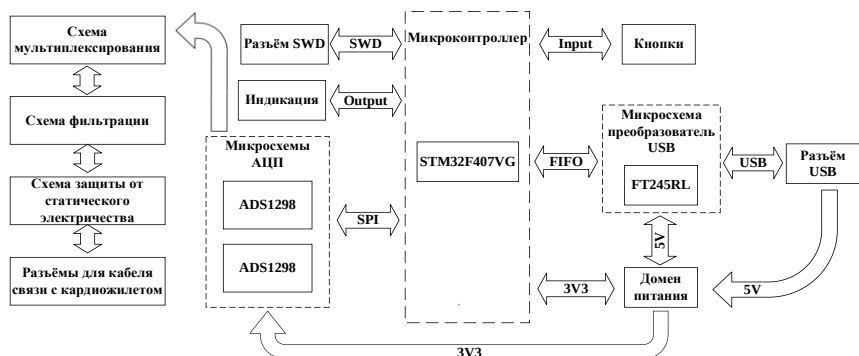


Рис. 1 – Структурная схема блока регистрации

ADS1298 оснащен встроенным аналоговым интегрированным интерфейсом для упрощения дизайна и экономии места на печатной плате, благодаря использованию до 95% меньшего числа компонентов, интеграции основных функций, которые требуются для аналоговых интерфейсов.

Основным вычислительным блоком устройства является микроконтроллер, алгоритм работы которого представлен на рисунке 2. В соответствии с рисунком 2.а, при старте работы блока регистрации запускается инициализация внутренних модулей микроконтроллера, в задаче многоканальной регистрации были задействованы такие внутренние модули, как таймеры, дискретные входы и выходы, внутренний ADC, DMA, блоки SPI и USART.

Затем происходит инициализация внешней периферии, это настройка мультиплексоров, конфигурирование внешних микросхем АЦП и настройка преобразователя USB.

После прохождения инициализации запускается основной цикл, разделенный на несколько обработчиков с явно разграниченным функционалом. Однако каждый обработчик имеет возможность уведомить другой обработчик, посредством общей, глобальной структуры данных.

Обработчик внешних воздействий и индикации (рис. 2.б), позволяет считывать состояния кнопок и позволяет управлять индикацией. Обработчик считывает текущее состояние флагов в глобальной структуре и принимает решение о требуемом состоянии индикации. Далее по алгоритму идет блок программной защиты от дребезга контактов, после которого считывается состояние кнопок и заполняются поля структуры.

Обработчик ошибок (рис. 2.в) производит регулярную диагностику всей системы, информирует оператора о текущем состоянии системы. При обнаружении неисправности, обработчик информирует модуль индикации, путем заполнения глобальной структуры.

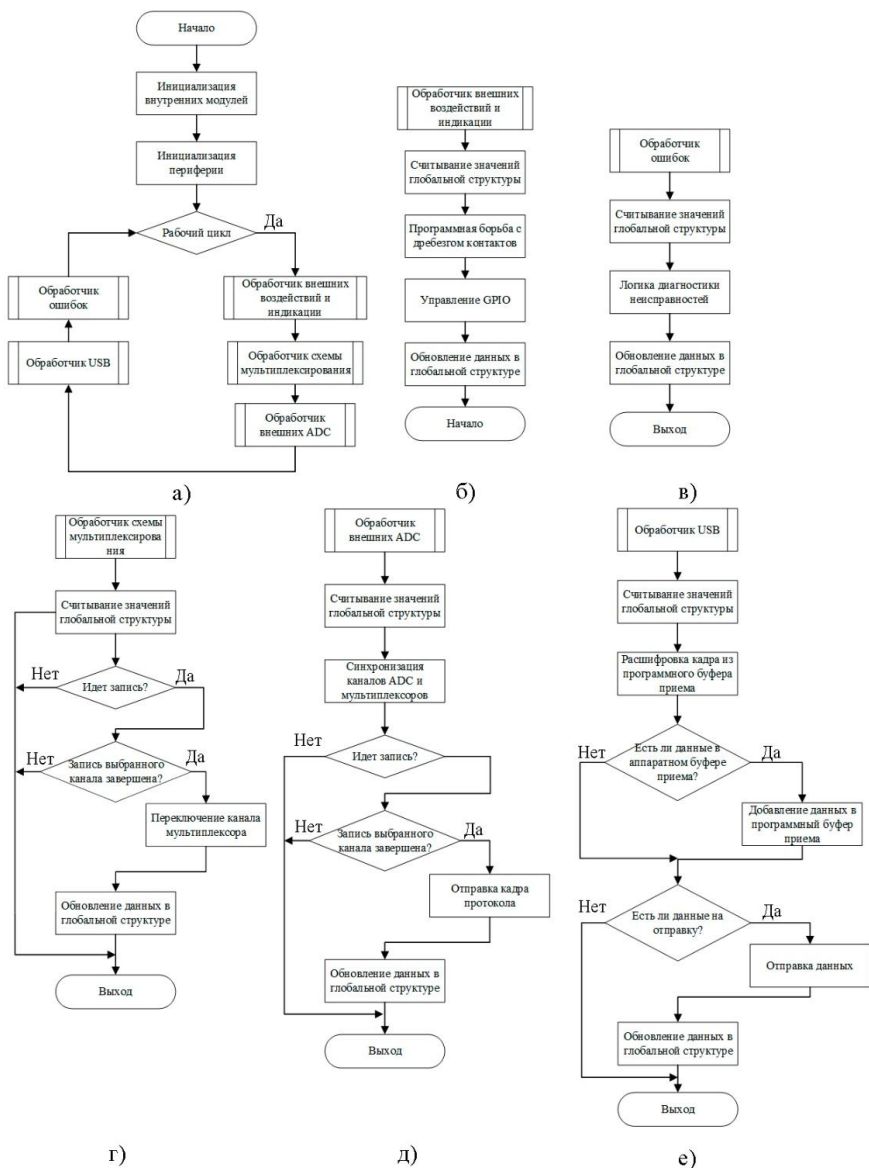


Рис. 2 – Алгоритм работы вычислительно модуля блока регистрации

Обработчик схемы мультимплексирования, (рис. 2.г) тесно связан с обработчиком внешних ADC, ввиду необходимости синхронизации каналов. При получении команды о начале регистрации, по интерфейсу USB, обработчик переключает каналы мультимплексора, и ожидает флага от

обработчика внешних АЦП, об окончании опроса выбранного канала, после чего переключает канал мультиплексора.

Обработчик внешних АЦП (рис. 2.д), обеспечивает возможность настройки и возможность управления внешними АЦП. При получении команды о начале регистрации от обработчика USB, модуль начинает синхронную работу с обработчиком мультиплексоров, полученные от АЦП данные, отправляются в буфер в USB на отправку.

Обработчик USB (рис. 2.е), отвечает за настройку преобразователя FIFO-USB (рис. 1), а именно микросхемы FTDI 245 RL, а также реализует сам протокол обмена с персональным компьютером [4]. С помощью обработчика USB, остальные модули получают команды от оператора, например команду о начале и остановке записи.

Приведенный в работе алгоритм работы блока регистрации многоканальных ЭКС, ориентирован на получение карт электрической активности сердца на поверхности эпикарда. Описанный подход, позволяет производить регистрацию 64 каналов, без потерь данных, что экспериментально подтверждено в литературе [5].

Библиографический список

1. Особенности регистрации множественных отведений электрокардиосигналов, Бодин А.Ю., Бодин О.Н., Крамм М.Н., Чыонг Тхи Лан Нхи, Гомзин Д.С. ФРЭМЭ XV Международная Научная Конференция "Физика и Радиоэлектроника в Медицине и Экологии" 2022
2. Патент № 2651068 Российская Федерация. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца / Бодин О. Н., Бодин А. Ю., Жихарева Г. В., Крамм М. Н., Палютина Ю. А., Стрелков Н. И., Черников А. И. // Опубл. 18.04.2018, Бюл. № 11
3. Особенности регистрации и обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной электрокардиографической скрининговой системе / Крамм М.Н., Бодин А.Ю., Бодин О.Н., Чыонг Т.Л.Н. / Статья в журнале российский кардиологический журнал, том 29, номер S7, 2024
4. Передача данных с электронного устройства на компьютер с использованием микросхемы FTDI при решении задачи многоканальной регистрации ЭКС / Тезисы докладов Двадцать девятой Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов. Москва, 2023 Издательство: Общество с ограниченной ответственностью "Центр полиграфических услуг "РАДУГА" (Москва)
5. Многопоточный интерфейс для считывания данных при многоканальной обработке электрокардиосигналов / Бодин А.Ю. / Статья в сборнике трудов конференции биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - БИОМЕДСИСТЕМЫ-2023 / Год 2023.

СИСТЕМА КОРРЕКЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ УСТРОЙСТВ КОМПЛЕКСНОЙ МАГНИТОТЕРАПИИ

А.С. Тогулов

Научный руководитель – Каплан М.Б., канд. техн. наук, доцент
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена система автоматической коррекции распределения магнитного поля, формируемого магнитотерапевтическими аппаратами. Акцент сделан на учет разброса параметров индукторов, входящих в состав магнитотерапевтических устройств. Предложен алгоритм и схема реализации для автоматической коррекции.

Ключевые слова: автоматическое управление, регулирование, индуктор.

MAGNETIC FIELD CORRECTION SYSTEM OF COMPLEX MAGNETOTHERAPY DEVICES

A.S. Togulov

Supervisor – Kaplan M.B., Candidate of Sciences, Associate Professor
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The system of automatic correction of magnetic field distribution generated by magnetotherapeutic devices is considered. The emphasis is placed on taking into account the spread of parameters of inductors included in magnetotherapeutic devices. An algorithm and implementation scheme for automatic correction are proposed.

Key words: automatic control, regulation, inductor.

Целью является описание процесса автоматической коррекции магнитного поля, формируемого системой индукторов в устройствах комплексной магнитотерапии.

Для аппаратов комплексной магнитотерапии при генерации воздействующий магнитных полей следует обеспечить выполнение ряда условий:

- пространственно-временные изменения магнитного поля должны выполняться в соответствии с заданным законом;
- учет разброса параметров полеформирующих элементов;
- учет антропометрических показателей пациента.

Выполнение условий может быть достигнуто за счет использования автоматического регулирования управляющего сигнала индуктор $x(t)$ [1]. В ходе выполнения алгоритма регулирования следует определить на какую величину $u(t)$ будет меняться управляющее воздействие. Контур управление может быть представлен в виде структуры с обратной связью (рис. 1).

Для обеспечения системе свойство робастности (малочувствительности к

возмущающим воздействиям, связанным с параметрами объекта управления $f(t)$ необходимо найти такое значение $\varkappa(t)$, которое обеспечило бы равенство $\varkappa(t) \approx x(t)$. Соответственно их разность позволит оценить степень ошибки воспроизведения в определённый момент времени t :

$$\varepsilon(t) = \varkappa(t) - x(t) \quad (1)$$



Рис. 1 – Структурная схема алгоритма управления

При стремлении данного значения к нулю, можно говорить о робастности системы [2]. Соответственно на этой основе будет строиться алгоритм однократной коррекции возмущений параметров индукторов.

В качестве индуктора в магнитотерапевтических аппаратах чаще всего используются электромагниты, представляющие собой соленоид с сердечником.

Расчет магнитного поля основан на законе Био-Саввара:

$$dB = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{Idl}{r^2} \quad (2)$$

где I – ток, r – расстояние до точки пространства, μ_0 – магнитная проницаемость, магнитная индукция dB , создаваемое участком проводника длиной dl .

Для кругового витка с током радиуса R расчет проводится путем вычисления интеграла:

$$B = \int_0^{2\pi R} dB \cos\alpha = \int_0^{2\pi R} dB \frac{R}{r} = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{IR}{r^2} \int_0^{2\pi R} dl = \frac{\mu_0}{2\pi} \cdot \frac{IR}{r^2} \quad (3)$$

Для плоского индуктора следует выполнить масштабирование магнитного поля пропорционально количеству витков обмотки, а также следует учесть магнитную проницаемость сердечника. Применение сердечника увеличивает магнитное поле в μ_T раз, где μ_T – относительная магнитной проницаемости материала, зависящая от магнитных свойств и формы вещества [3]:

$$\mu_T = \frac{\mu}{1 + N(\mu - 1)} \quad (4)$$

где N – размагничивающий фактор.

Тогда магнитное поле может быть рассчитано следующим образом с учетом связи тока с напряжением [4]:

$$B = \mu_0 \mu_T w \cdot \frac{IR}{2\pi r^2} = \mu_0 \cdot \frac{\mu}{1 + N(\mu - 1)} \cdot w \cdot \frac{R}{2\pi r^2} \cdot \frac{U}{\frac{\rho l}{S}} \quad (5)$$

где R – радиус обмотки; ρ – удельное сопротивление провода обмотки; l – длина провода; S – площадь поперечного сечения обмотки; U – напряжение на обмотке.

Исходное выражение (5) с учетом ошибки ε , определяемой разбросом значение параметров индуктора, может быть представлена в следующем виде

$$B = (k + \varepsilon)U, \quad (6)$$

где k – коэффициент чувствительности, определяемый параметрами индуктора.

Исходя из данного выражения можно оценить величину ошибки, для этого следует использовать теоретически рассчитанное значение магнитной индукции B и величину магнитной индукции $\tilde{B}$, измеренную в результате исследования реального образца индуктора:

$$\begin{aligned} \tilde{B} &= (k + \varepsilon)U \\ B &= kU \end{aligned} \quad \Rightarrow \quad \frac{\tilde{B}}{k} = \frac{B}{k + \varepsilon} \quad \Rightarrow \quad \varepsilon = k \left(\frac{\tilde{B}}{B} - 1 \right).$$

Преобразования позволяют построить структурную схему регулирования управляющего сигнала, где в качестве объекта управления выступает индуктор (рис. 2).



Рис. 2 – Структурная схема системы управления по ошибке

Тогда алгоритм работы заключается в следующем: изначально формируется управляющий сигнала $V[B(r)]$ определяющий магнитное поле на расстояние r от индуктора, далее рассчитывается управляющее воздействие U , с учетом ошибки ε отлчия теоретического $B(r)$ и реального поля $\tilde{B}(r)$. Определение реального поля выполняется путем измерения с помощью датчика магнитного поля. Безусловно качество функционирования системы также будут зависеть от места и точности позиционирования датчика относительно индуктора. Сложность пространственного распределения магнитного поля определяет дополнительные требования по учету нелинейности коэффициента k [5].

Применение системы коррекции позволит повысить эффективность магнитотерапии за счет увеличения точности формирования магнитного поля. Практическая реализация требует использования специального канала измерения магнитного поля.

Библиографический список

1. Теория автоматического управления: учебное пособие / В.Ф. Дядик, С.А. Байдали, Н.С. Криницын; Национальный исследовательский Томский политехнический университет. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2011. – 196 с.
2. Саморукова О.Д., Крошилин А.В., Крошилина С.В., Жулева С.Ю. Задачи разработки систем медицинского назначения при выборе схемы медикаментозного лечения // Вестник РГРТУ, № 8, 2024. – С. 106-114.
3. Педонова З.Н. Разработка элементарного индуктора для системы магнитотерапии локального воздействия с дискретно-управляемой структурой поля // Электронный научный журнал «Инженерный вестник Дона», №3 – 2015.
4. Микерин А. А., Ильин М. Е. Математическая модель линейного генератора тока // Вестник РГРТУ, № 79, 2022. – С. 154-165.
5. Абрамов А.М. Учет нелинейной составляющей измерительного сигнала по связанным гистограммам при метрологических испытаниях АЦП // Вестник РГРТУ, № 88, 2024. – С. 95-105.

УДК 616.15-07

ГЕМАТОЛОГИЧЕСКИЕ АНАЛИЗАТОРЫ ЗАКРЫТОГО ТИПА И ВОЗМОЖНОСТИ ИХ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ

А.А. Сидоренко, М.О. Федоров

Научный руководитель – Т.А. Витязева

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

Рассмотрено устройство гематологического анализатора закрытого типа, и принципы его работы, достоинства и недостатки, а также возможности совершенствования.

Ключевые слова: гематологический анализатор, медицинская техника.

CLOSED-CASE HEMATOLOGICAL ANALYZERS AND POSSIBILITIES OF THEIR IMPROVEMENT

A.A. Sidorenko, M.O. Fedorov

Scientific Director T.A. Vityazeva

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

The design of a closed-type hematological analyzer, its operating principles, advantages and disadvantages, and improvement possibilities are considered.

Key words: hematological analyzer, medical equipment.

Гематологические анализаторы – оборудование, используемое в медицинской практике для анализа состава крови, которое играет ключевую роль в диагностике различных заболеваний, связанных с кроветворением и функцией крови. Эти устройства стали неотъемлемым звеном в лабораториях и больницах. Их продолжают совершенствовать, дорабатывать их технические характеристики, чтобы повысить точность и эффективность диагностики [1].

Гематологический анализатор закрытого типа - это высокотехнологичное устройство, предназначенное для автоматизированного анализа клеточного состава крови, обеспечивающее точные и надежные результаты благодаря изолированному процессу обработки образцов, минимизации риска загрязнения и повышения безопасности работы в лаборатории [2].

Анализатор крови закрытого типа включает в себя следующие компоненты [3]: устройства хранения и загрузки образцов и реагентов; хранения и загрузки микрокувет; блоки дозирования образцов и реагентов; инкубации и шейкирования; промывки микрокувет; внесения субстрата; анализатор результатов; накопления и хранения твердых и жидких отходов; программный комплекс для управления анализатором; считыватель штрих-кода для образцов и реагентов и транспортную систему для микрокувет.

Для реализации исполнительных устройств в различных элементах анализатора (загрузка образцов и реагентов, транспортировка, хранение и загрузка микрокувет) используют шаговые двигатели [3]. Для считывания результатов клинического анализа применяется хемилюминесцентный метод. Используются многоканальные оптоволоконные фотометры, обеспечивающие высокую точность измерения и характеризующиеся длительным сроком службы при небольших массогабаритных параметрах. Уровень жидкости предлагается измерять емкостными датчиками.

Для обработки игл, кювет и планшетов в анализаторе используется промыватель, который состоит из нескольких независимых устройств. Нанесение промывочного раствора производится волюметрическим способом с помощью перистальтического насоса. Аналогичным образом организован процесс дозирования реагентов. Отсос использованной жидкости производится с помощью диафрагменного насоса, так как перистальтический насос в этом случае неприменим в связи с открытым типом проведения всех типов иммуноферментных тестов [4].

Несмотря на множество преимуществ, гематологические анализаторы закрытого типа имеют и некоторые недостатки:

1. Высокая стоимость: закрытые анализаторы обычно стоят дороже, чем открытые системы. Это может быть значительным препятствием для небольших лабораторий или медицинских учреждений с ограниченным бюджетом.

2. Зависимость от поставщиков реагентов: использование предустановленных реагентов может ограничивать выбор конкретных

поставщиков. Это может привести к проблемам с доступностью или увеличению затрат на реагенты.

3. Ограниченная гибкость: закрытые системы часто имеют фиксированные протоколы и меню тестов, что может ограничивать возможность проведения нестандартных или специализированных анализов.

4. Сложность обслуживания и ремонт: эти устройства могут требовать специализированного обслуживания и ремонта, что может быть затруднительно, если нет доступных квалифицированных специалистов.

5. Ограничения по объему образцов: некоторые модели могут иметь ограничения на количество образцов, которые можно обрабатывать одновременно, что может быть проблемой в условиях высокой нагрузки.

6. Сложности с калибровкой и настройкой: хотя закрытые системы часто более стандартизированы, они требуют регулярной калибровки и настройки для поддержания точности.

7. Проблемы с совместимостью: закрытые анализаторы могут быть несовместимы с некоторыми типами образцов или не поддерживать определенные тесты, что может ограничивать их применение.

8. Потенциальные проблемы с надежностью: как и любое другое оборудование, закрытые анализаторы могут выходить из строя или давать сбой, что может повлиять на результаты анализов и вызвать задержки в диагностике [5].

Развитие современных информационных технологий и средств цифровой обработки информации дают возможности совершенствования гематологических анализаторов закрытого типа.

1. Интеграция искусственного интеллекта (ИИ) и машинного обучения: использование алгоритмов ИИ для анализа данных и выявления паттернов может улучшить точность диагностики и повысить скорость обработки образцов.

2. Автоматизация процессов: внедрение автоматических систем загрузки и выгрузки образцов, а также автоматической калибровки и очистки, управляемых ПО с искусственным интеллектом, может значительно упростить работу с анализатором [5].

Предложены усовершенствования могут сделать гематологические анализаторы закрытого типа более эффективными, надежными и удобными в использовании, что в конечном итоге приведет к улучшению качества диагностики и лечения пациентов.

Библиографический список

1. Kotani K., Minami T., Abe T., Sato J., Taniguchi N., Yamada T. Development of a new point-of-care testing system for measuring white blood cell and C-reactive protein levels in whole blood samples // Clinica Chimica Acta. 2014. N 433. P. 145—149.
2. Ratzinger F., Schmetterer K.G., Haslacher H., Perkmann T., Belik S., Quehenberger P. Evaluation of the automated coagulation analyzer CS-5100 and

its utility in high throughput laboratories // Clinical Chemistry and Laboratory Medicine. 2014. Vol. 52, N 8. P. 1193—1202.

3. Sharma P., Bhargava M., Sukhachev D., Datta S., Wattal C. LH750 hematology analyzers to identify malaria and dengue and distinguish them from other febrile illnesses // Intern. J. of Laboratory Hematology. 2014. Vol. 36, N 1. P. 45—55.

4. Сырыгина Е. П., Имельбаева Э. А., Гильманов А. Ж., Абзалов Р. Р. Опыт работы на анализаторе ABL-800 FLEX // Клиническая лабораторная диагностика. 2007. № 9. С. 23а—23.

5. Шакирова Э. М., Землякова Э. И. Оценка анализов крови в общей врачебной практике // Практическая медицина. 2011. Т. 49, № 1. С. 25—28.

УДК 004.451.5

МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЗДОРОВЬЯ. НЕОБХОДИМОСТЬ РАЗРАБОТКИ

И.С. Репин, М.О. Федоров

Научный руководитель – Т.А. Витязева

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

Сформулированы требования к разработке мобильного приложения для мониторинга состояния здоровья пользователя, которое включает различные виды диет и упражнений, при которых человек будет снижать избыточную массу тела и восстанавливать своё здоровье.

Ключевые слова: мобильное приложение, мониторинг состояния, здоровье, медицинская техника

AN APPLICATION THAT HELPS PEOPLE LOSE WEIGHT AND FIX HEALTH PROBLEMS

I.S. Repin, M.O. Fedorov

Scientific Director T.A. Vityazeva

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

Various types of diets and exercises are considered, in which a person will lose weight and not harm their health

Key words: health, diet, exercise, maintaining and improving health.

Известен тот факт, что много людей в нашей стране имеют проблемы с лишним весом [1]. Как следствие, могут появляться разные заболевания, которые приводит к сокращению жизни или даже смерти. Основные сложности заключаются в том, что сбросить лишний вес без медицинского сопровождения проблематично. Хотя и существует множество приложений и сайтов, которые предлагают различные диеты, упражнения для похудения,

однако эти методики не работают, поскольку большинство людей выполняют только одно из условий, а для положительного результата требуется совмещать множество рекомендаций. Для разрешения данной проблемы требуется создать специальный сервис, который будет учитывать индивидуальные особенности каждого человека и осуществлять подбор оптимальных условий для похудения и восстанавливать здоровье [2]. Важным фактором анализа состояния здоровья пользователя является врачебный контроль, отсутствие которого наблюдается в большом количестве существующих мобильных приложений. Разработка технологий, которые помогают следить за состоянием здоровья человека, становится особенно важной задачей в наше время[3-4].

Одним из наиболее эффективных решений для поддержания здорового образа жизни становится создание сервиса, позволяющего пользователям контролировать своё состояние в режиме реального времени, выявлять риски, связанные с избыточным весом, а также получать рекомендации для улучшения здоровья. Сервис должен включать две части: мобильное приложение и сайт. В базе данных сервиса может находиться большое количество разных диет. В создаваемую при регистрации пользователя анкету потребуется ввести ряд запрещенных продуктов. После заполнения анкеты будут отфильтрованы диеты, содержащие эти продукты. Далее пользователю потребуется регулярно заполнять определенного вида форму с выбранной диетой. Помимо диет будут подбираться спортивные упражнения для каждого пользователя индивидуально, учитывая его пожелания, а так же можно будет выбрать уровень сложности. Если же пользователь не будет укладываться в «дневную норму калорий» или наоборот не наберёт её, то в сервисе проанализируются введенные данные и приложение сократит или увеличит калорийность рациона на следующие дни. Каждые месяц, неделя, день будут создаваться отчёты об изменениях в весе. Если вес начал уменьшаться, то изменений в диету не вносят, в противном случае будут даны рекомендации по замене диеты и ряда спортивных упражнений. Главным отличием станет добавление в сервис перечня медицинских учреждений Рязани, Москвы и Санкт-Петербурга со списком ведущих врачей-диетологов, кардиологов и других специалистов. Через сервис можно будет сразу записаться на приём к выбранному пользователем врачу через регистратуру медицинского учреждения, или записаться через портал «Госуслуги». По результатам консультации врача можно будет создать индивидуальную диету для пользователя сервиса и добавить её в приложение. Таким образом, можно решить ряд вопросов у тех пользователей, которые имеют проблемы со здоровьем. Медицинские специалисты смогут вовремя прийти на помощь, поскольку, иногда решающим фактором для снижения веса являются сопутствующие избыточному весу заболевания. При регистрации кроме анкеты будет подложено записаться к диетологу. Пользователь также сможет отказаться от визита, если решит, что это ему не нужно.

Пользователь сервиса сможет создать свою индивидуальную диету, так же добавить свой спортивный блок, в котором пропишет свои упражнения, которые будут влиять на вес, а также использовать встроенные в сервис.

Разрабатываемый сервис, включает мобильное приложение и сайт, которые будут иметь одинаковые функции. Сайт предназначен для тех, кто предпочитает работать на персональном компьютере, а не в мобильном приложении.

Современные информационные технологии открывают новые возможности для мониторинга, анализа, контроля веса и поддержания здоровья. Разработка сервиса, который собирает и анализирует данные о пользователе, может стать важным шагом в профилактике различных заболеваний, которые связаны с избыточным весом. Важен и тот факт, что избыточный вес — одна из важнейших медицинских проблем, так же и важная составляющая повседневной жизни, которая требует постоянного контроля и внимания.

Библиографический список

1. Демидова Л. А., Соколова Ю. С. Классификация данных на основе SVM-алгоритма и алгоритма k-ближайших соседей // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2017. № 62. С. 119-132
2. Осовский С. Нейронные сети для обработки информации. Пер. с польского И. Д. Рудинского. М.: Финансы и статистика, 2002. 344 с.
3. Костюнина Л.И. Влияние двигательной памяти на результативность спортивной подготовки / Л.И. Костюнина, И.С. Колесник // Теория и практика физической культуры. – 2010. – № 4. – С. 66–68.
4. Капилевич Л.В. Физиологические основы координации двигательных действий в танцевальной паре / Л.В. Капилевич, Ю.П. Бредихина // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. – 2016. – Т. 102, № 2. – С. 225–236.

УДК 004.43

О ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ЯЗЫКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО ПРОГРАММИРОВАНИЯ HASKELL В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

А.А. Сидоренко, И.С. Репин

Научный руководитель – А.А. Михеев

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

Рассмотрены основные преимущества языка Haskell и возможности его использования для обработки медико-биологической информации.

Ключевые слова: функциональное программирование, язык Haskell.

ON THE POSSIBILITY OF APPLYING THE FUNCTIONAL PROGRAMMING LANGUAGE HASKELL IN MEDICAL AND BIOLOGICAL PRACTICE

A.A. Sidorenko, I.S. Repin
Scientific Director A.A. Mikheev

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

The main advantages of the Haskell language and the possibilities of its use for processing biomedical information are considered.

Key words: *functional programming, Haskell language.*

Введение

Концепция функционального программирования (ФП) базируется на математических функциях. Такой подход принципиально отличается от императивного, в котором ключевыми элементами выступают изменения состояния кода и последовательное выполнение команд. В ФП основное внимание уделено вычислению тех или иных значений через функции [1].

В функциональных языках код проще тестировать, корректировать и поддерживать в рабочем состоянии. Функции в ФП — это объекты первого класса, которые передаются как аргументы, могут быть возвращены из других функций и храниться в переменных.

Еще одна характерная особенность функционального программирования — более предсказуемый, чистый и безопасный код. Поскольку функции сами по себе не меняют состояния программы, с ними легче работать. По этой причине ФП — более предпочтительный инструмент для создания сложных продуктов, в которых первостепенное значение имеют надежность и предсказуемость кода [2].

Haskell входит в число наиболее востребованных функциональных языков программирования. Для него характерна полная, строгая и статическая типизация и поддержка так называемых ленивых вычислений.

Haskell считается сложным языком программирования — в нем используются концепции, которых нет в других языках. Однако эксперты считают, что для разработчиков освоение Haskell станет чрезвычайно полезным опытом [3].

Ключевые преимущества функционального языка Haskell

1. Слои языка четко подразделяются на «чистые» и «нечистые», поэтому разработчикам проще работать с каждым блоком по отдельности. Благодаря такому разделению код лучше понятен не только тем, кто с ним работал, но и сторонним программистам.

2. Разделение кода на независимые блоки существенно упрощает тестирование продуктов. Находить и исправлять ошибки в независимых модулях проще, при этом не приходится переписывать весь код. Устойчивость программы к ошибкам повышается, поскольку они локализованы в отдельных модулях.

3. Благодаря свободному доступу созданы тысячи инструкций, библиотек и рекомендаций для начинающих и опытных на Haskell. Поскольку типы назначаются и проверяются еще на стадии компиляции, этим не придется заниматься в процессе работы программы. Благодаря «ленивости» ПО не тратит ресурсы на вычисление функций, не задействованных в настоящий момент. Скорость реализации кода повышается, проще включать параллельное вычисление и работать в режиме многозадачности.

4. Для Haskell создано множество разных инструментов проверки, отладки и интеграции с продуктами на других языках. По этой причине Haskell успешно применяется в практических целях, в том числе для работы с математическими задачами и для разработки утилитарных продуктов [4].

Основные недостатки

1. Сложность в решении нестандартных задач. В репозиториях и библиотеках собрано множество решений, но значительная их часть посвящена работе с типовыми проблемами. Нестандартные задачи приходится решать самостоятельно либо просить помощи у сообщества.

2. Серьезной проблемой можно назвать отсутствие эффективных сред разработки. Те, что есть в наличии, оснащены ограниченным набором опций типа автозаполнения либо подсветки синтаксиса. Такие возможности, как навигация или рефакторинг (переформатирование структуры без изменения поведения программы) практически отсутствуют [4, 5].

Практическое применение Haskell в медицине

Биотехнологии и медицина требуют высокой точности и надежности, так как малейшая ошибка в алгоритмах может привести к серьезным последствиям. Haskell особенно ценится за строгую типизацию и математическую чистоту, которые минимизируют ошибки и позволяют писать более безопасный и правильный код. Это делает его привлекательным для обработки и анализа больших данных.

Стоит привести несколько примеров, где используется Haskell. Язык функционального программирования Haskell широко используется в российской биотехнологической компании BIOCAD.

В компании осуществляется полный цикл создания медикаментов, вплоть до массового производства и маркетинга. BIOCAD разрабатывает собственные внутренние сервисы для обработки и хранения данных при разработке препаратов. Бэкенд этих сервисов написан на Haskell, в нём используется графовая база данных Neo4j, для которой компания разработала и выложила в открытый доступ драйвер Hasbolt [6].

Среди направлений деятельности компании BIOCAD, в которых используется Haskell такие как [7]:

- анализ структуры белков, РНК и других биомолекул;
- геномный анализ и обработка данных – Haskell используется для обработки огромных массивов генетических данных, что позволяет находить закономерности и прогнозировать реакции на препараты;

- разработка и оптимизация лекарственных препаратов, требующие сложных расчётов, особенно при анализе взаимодействий между различными молекулами. Haskell помогает сделать эти расчёты точными и надёжными.

Закключение

Язык функционального программирования Haskell может быть использован в решении ряда задач биомедицинской практики, где точность и корректность результатов являются приоритетом:

- обработка больших данных с сенсоров, медицинских карт и других источников;
- построение моделей для отслеживания распространения инфекций и оценки эффективности различных мер по борьбе с эпидемиями;
- обработка изображений (например, рентгеновских снимков) или классификации данных для диагностики.

Библиографический список

1. Nishant Shukla «Haskell Data Analysis Cookbook» - Published by Packt Publishing Ltd. Livery Place 35 Livery Street Birmingham B3 2PB, UK, 2014. - 334 с.
2. Почему Haskell – лучший выбор для функционального программирования <https://tproger.ru/articles/vvedenie-v-funkcionalnoe-programmirovaniye-na-yazyke-haskell>, 6.11.2024 г.
3. Real World Haskell by Bryan O’Sullivan, John Goerzen, and Don Stewart Copyright 2009 Bryan O’Sullivan, John Goerzen, and Donald Stewart. Printed in the United States of America. - 712 с
4. Beginning Haskell: A Project-Based Approach Copyright © 2014 by Alejandro Serrano Mena - 405 с.
5. Функциональное программирование на языке Haskell, Роман Душкин, 2013. - 608 с.
6. Использование Haskell в разных сферах деятельности. <https://habr.com/ru/companies/typeable/articles/595289/>, 6.11.2024
7. Programming in Haskell Second Edition GRAHAM HUTTON, University Printing House, Cambridge CB2 8BS, United Kingdom - 272 с.

УДК 616-71

ОБЗОР МЕТОДОВ АНАЛИЗА МОЗГОВОЙ АКТИВНОСТИ

Р.В. Брыксин, В.Ю. Вишневецкий

Научный руководитель – В.Ю. Вишневецкий, к.т.н., доцент

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

Рассмотрены методы, позволяющие изучать структуру и функциональные особенности головного мозга, которые основаны на различных физических

принципах. Приведены их особенности и преимущества при исследовании структуры и функций головного мозга

Ключевые слова: *электроэнцефалография, ультразвуковое исследование, рентгенография, компьютерная томография, ядерно-магнитный резонанс, позитронная эмиссия, магнитоэнцефалография*

REVIEW OF METHODS FOR ANALYZING BRAIN ACTIVITY

R.V. Bryksin, V.Yu. Vishnevetsky

Supervisor – V.Yu. Vishnevetsky, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Southern Federal University, Institute of Nanotechnologies, Electronics and Equipment Engineering, Taganrog

The methods allowing to study the structure and functional features of the brain, which are based on various physical principles, are considered. Their features and advantages in the study of the structure and functions of the brain are given.

Key words: *electroencephalography, ultrasound, radiography, computed tomography, nuclear magnetic resonance, positron emission, magnetoencephalography.*

Человеческий мозг на протяжении десятилетий был в центре внимания научных исследований. Понимание его сложной работы имеет решающее значение для диагностики неврологических расстройств, оценки функций мозга и развития когнитивных исследований. Неинвазивная диагностика позволяет отслеживать и изучать деятельность мозга [1].

Ультразвуковая диагностика – эффективный метод визуализации различных органов и тканей организма человека. Она основана на применении ультразвуковых волн и принципе эхолокации, когда излучаемые сигналы регистрируются после их отражения от структур с различными акустическими свойствами [5]. Одномерные методики А- и М-режимы отображают отраженные эхосигналы в виде пиков на экране, а двухмерный формирует изображение путем сканирования движущимся излучателем и сбора данных из множества точек. Яркость точек на экране зависит от интенсивности отраженного сигнала, что связано с акустической плотностью ткани. Ключевым компонентом является пьезоэлектрический преобразователь. Он генерирует высокочастотный ультразвук от 0,5 до 15 МГц и регистрирует отраженные эхосигналы, преобразуя их в электрические импульсы.

Ультразвуковая диагностика головного мозга — это метод визуализации, использующий высокочастотные звуковые волны для получения изображений структур мозга, который в медицинской среде известен под различными названиями, включая эхоэнцефалографию, ультрасонографию или ультразвуковое сканирование мозга в реальном времени [3, 5].

Рентгеновское излучение является формой электромагнитного излучения, характеризующейся фотонами с энергией в диапазоне от 100 электронвольт

до 250 тысяч электронвольт. Это соответствует длинам волн от 0,005 до 10 нанометров и частотам от $3 \cdot 10^{16}$ до $6 \cdot 10^{19}$ Гц.

Принцип рентгенологического метода заключается в анализе прохождения пучка рентгеновских лучей через тело человека. Часть излучения поглощается и рассеивается различными тканями организма, в то время как остальная часть проходит через них насквозь. Дошедшее до детектора излучение преобразуется в видимое изображение, отражающее различную плотность и структуру внутренних органов и используемое для диагностики патологий.

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) позволяет получать изображения органов и тканей путем измерения и обработки различий в ослаблении прошедшего через ткани рентгеновского излучения [4, 5].

При сканировании пациента КТ-аппарат осуществляет многократные измерения под различными углами, а компьютерная система обрабатывает полученные данные для формирования изображений поперечных срезов и трехмерных реконструкций.

Этот метод является информативным для диагностики патологических процессов, позволяет детально изучать строение мозга и анатомических структур и получать их высококачественные изображения.

Ядерно-магнитный резонанс (ЯМР) – физическое явление, при котором ядра химических элементов, имеющие полужетый спин, способны поглощать энергию электромагнитных колебаний. Это происходит, когда данные ядра помещены в постоянное магнитное поле. Поглощение энергии радиоволн наблюдается только на определенной резонансной частоте, которая зависит от силы внешнего магнитного поля и характеристик конкретных химических элементов [4, 5]. Регистрация сигналов поглощения радиоволн позволяет получать информацию о химическом составе и структуре тканей организма.

Принцип магнитно-резонансной томографии (МРТ) основан на свойствах протонов водорода, присутствующих в биологических тканях. Под воздействием радиочастотного сигнала эти протоны начинают поглощать и переизлучать энергию электромагнитных волн.

Контрастность изображений в МРТ определяется особенностями ядерной структуры и физико-химических взаимодействий в тканях. Контрастность зависит от химического состава тканей, их молекулярной динамику (диффузии, кровотока) и других характеристик. Эта особенность позволяет не только различать нормальные и патологические ткани, но и оценивать функциональную активность отдельных структур организма. Варьируя параметры радиочастотного облучения, можно выделять влияние различных характеристик на формирование контраста в МРТ-изображениях.

Позитронная эмиссия. Позитроны являются положительно заряженными частицами, которые являются аналогом электрона. Они возникают в ядрах нестабильных радиоизотопов, в которых количество протонов превышает число нейтронов, то есть эти ядра "перегружены" положительным зарядом [5].

Чтобы достичь более стабильного состояния, такие ядра испускают позитрон. В этом процессе один из протонов в ядре превращается в нейтрон, а атомный номер вещества уменьшается на единицу.

Когда позитрон сталкивается с электроном, они претерпевают аннигиляцию - их масса преобразуется в два высокоэнергетических гамма-кванта, которые вылетают практически в противоположных направлениях.

Этот эффект лежит в основе метода позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ). В ПЭТ-исследовании пациенту вводят позитрон-испускающий радиоизотоп, распределяемый в органах и тканях.

Регистрируя пары гамма-квантов, возникающих при аннигиляции позитронов, томограф определяет места локализации введенного радиоизотопа и рассчитывает его концентрацию в разных областях. Так формируется изображение, отражающее активность исследуемых структур.

Важно, что в ПЭТ используются нерадиоактивные изотопы, образующиеся в результате позитронного распада.

Магнитоэнцефалография (МЭГ) основана на том, что электрические процессы в мозге, связанные с переносом ионов через клеточные мембраны, порождают слабые магнитные поля. МЭГ позволяет регистрировать и визуализировать магнитные поля, возникающие в результате электрической активности мозга. Для регистрации используются СКВИД-датчики.

Анализ силы и направления магнитных полей, исходящих от мозга, позволяет определить местоположение электрических токов, которые их вызывают.

Для этого используются два типа датчиков: магнетометры, измеряющие величину и направление магнитного поля в одной точке, и градиометры, измеряющие разницу магнитных полей между двумя точками.

Важной особенностью МЭГ является очень высокое временное разрешение (около 1 мс) и хорошее пространственное разрешение (до 5 мм). Это делает МЭГ ценным инструментом для исследования функциональной организации мозга [3, 5].

Для обнаружения слабых магнитных полей, создаваемых электрическими токами в мозге, датчики МЭГ-аппарата необходимо охлаждать до сверхнизких температур, чтобы они приобрели свойство сверхпроводимости.

Магнитоэнцефалография позволяет точно картировать функциональную активность различных областей мозга с высоким временным разрешением, что делает ее ценным инструментом нейрофизиологических исследований.

Электронцефалография (ЭЭГ) – это неинвазивный метод исследования функциональной активности мозга, основанный на регистрации его электрических потенциалов. Между различными отделами мозга, мозговыми структурами и удаленными тканями тела, возникают переменные разности электрических потенциалов. Они генерируются в результате процессов возбуждения и торможения нервных клеток.

Благодаря избирательной проницаемости клеточных мембран на внешней поверхности нервной клетки в состоянии покоя создается положительный

заряд, а на внутренней - отрицательный. Возникающие при этом биоэлектрические токи взаимодействуют между собой, формируя интерференционную картину электроэнцефалограммы [2, 6]. Задача ЭЭГ заключается в регистрации и анализе этих потенциалов с помощью электродов, расположенных на поверхности головы. ЭЭГ позволяет оценивать суммарную электрическую активность больших групп нервных клеток, объединенных в функциональные системы различных отделов мозга.

Анализ электроэнцефалограммы дает информацию о состоянии мозговых процессов в норме и при различных патологиях. ЭЭГ применяется в клинической практике и в фундаментальных исследованиях.

Таблица 1 – Сравнение основных методов анализа головного мозга

Физическое явление	Метод	Преимущества	Недостатки
Ультразвук	ЭхоЭГ	Безопасность. Отсутствуют противопоказания. Низкая стоимость. Высокое временное разрешение. Портативность.	Ограниченное пространственное разрешение Ограничения в глубине проникновения Воздействие артефактов.
Рентген-лучи	КТ	Высокая информативность. Быстрота проведения процедуры. Меньшая чувствительность к движениям. Возможность использования контрастного вещества	Использование ионизирующего излучения Ограниченное разрешение для мягких тканей Ограничения при использовании контрастного вещества
Ядерно-магнитный резонанс	МРТ	Высокая информативность. Неинвазивность. Высокое пространственное разрешение. Безопасность для здоровья Высокая детализация тканей	Высокая стоимость. Низкое временное разрешение. Длительное время сканирования. Необходимость в неподвижности. Ограничения для имплантов. Закрытое пространство.
Магнитные поля	МЭГ	Высокое временное разрешение Высокая пространственная локализация Неинвазивность Отсутствие помех от тканей	Ограниченное пространственное разрешение Чувствительность к помехам Необходимость в неподвижности Сложность интерпретации
Электрические биопотенциалы	ЭЭГ	Высокое временное разрешение. Неинвазивность. Относительная доступность и низкая стоимость. Высокая информативность. Портативность. Простота в использовании.	Низкое пространственное разрешение Ограничение в глубине проникновения Влияние артефактов
Позитронная эмиссия	ПЭТ	Возможность исследовать метаболизм мозга	Сложность метода, требуется введение радиоизотопов

При рассмотрении данных методов становится ясным, что они обладают своими преимуществами и играют важную роль в научных исследованиях и клиническом применении. МРТ и ПЭТ обеспечивают высокое пространственное разрешение и детальную информацию о метаболизме, но

ограничиваюся во временном разрешении и стоимости. МЭГ обеспечивает превосходное временное разрешение и повышенную пространственную точность по сравнению с ЭЭГ, но высокая стоимость и необходимость в специализированном оборудовании ограничивают применение. Однако электроэнцефалография является оптимальным выбором для многих областей применения благодаря сочетанию доступности, неинвазивности и высокого временного разрешения.

Библиографический список

1. Брыксин Р.В., Вишневецкий В.Ю. Исследование возможностей метода ЭЭГ для диагностики неврологических заболеваний в режиме реального времени. В сборнике: Проблемы автоматизации. Региональное управление. Связь и акустика. 2023. С. 231-236
2. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей // Л.Р.Зенков. – 8-е изд. – М. : МЕДпрессинформ, 2017. – 360 с.
3. Медицинские приборы. Разработка и применение. Авт. кол. Д.В. Кларк, М.Р. Ньюман, В.Х. Олсон, Д.Г. Вебстер. – К.: Медторг, 2004.
4. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий // Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист. – Курск, 1999. – 537 с.
5. Методы исследования структуры и функционального состояния головного мозга [Электронный ресурс]. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/metody-issledovaniya-struktury-i-funktsionalnogo-sostoyaniya-golovnogo-mozga/> (дата обращения: 01.11.2024).
6. Электроэнцефалография. Основы метода. = ШКОЛА НЕВРОЛОГА. ИМС НЕВРОНЕТ = [Электронный ресурс]. URL: <http://www.neuronet.ru/educ/100/met/eeg1.html???history=4&pfid=1&sample=9&ref=0> (дата обращения: 01.11.2024).

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА

УДК 621.3.087.92

ЭКОНОМИКА ТЕСТИРОВАНИЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ПРИБОРОВ

А.М. Абрамов

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

Рассматриваются основные факторы, влияющие на конечную стоимость полупроводниковых приборов. Ключевыми факторами выдвигаются время тестирования и стоимость испытательного оборудования, уменьшение которых приведет к повышению конкурентоспособности электротехнической продукции.

Ключевые слова: полупроводниковый прибор, интегральная схема, стоимость тестирования, время тестирования, экономика тестирования.

ECONOMICS OF SEMICONDUCTOR TESTING

A.M. Abramov

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

The main factors affecting the final cost of semiconductor devices are considered. The key factors put forward are testing time and cost of test equipment, the reduction of which will lead to an increase in the competitiveness of electrical products.

Key words: semiconductor device, integrated circuit, test cost, test time, test economics.

В современном обществе бытовая техника и электроника занимает все более заметное место в повседневной жизни людей. Интегральные схемы (ИС) широко используются и служат для решения множества задач в самых разных областях: приборостроение, биомедицина, робототехника, вычислительная техника и т.д.

Наряду с преимуществами использования современных интегральных технологий обостряется ряд проблем, связанных с обеспечением качества и надежности функционирования ИС. В связи с этим возрастает роль тестирования на всех стадиях производства ИС [1], а также увеличиваются временные и стоимостные затраты на реализацию тестовых мероприятий (рис. 1).

В то время как стоимость производства полупроводниковых приборов неуклонно снижается [2], стоимость тестирования остается относительно постоянной (рис. 2). Это связано с тем, что увеличение плотности

транзисторов на кристалле делает процесс тестирования все более сложным, особенно для микросхем, содержащих аналого-цифровые схемы.

В качестве примера на рис. 3 показано распределение времени тестирования для системы на кристалле мобильного телефона, содержащей радиочастотные, цифровые, аналого-цифровые схемы, память и др.

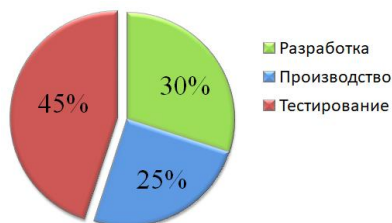


Рис. 1 – Влияние этапов разработки, производства и тестирования на конечную стоимость полупроводникового прибора

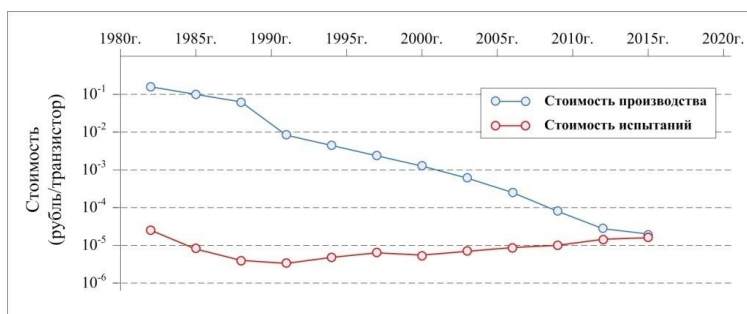


Рис. 2 – Стоимость производства и тестирования полупроводниковых приборов

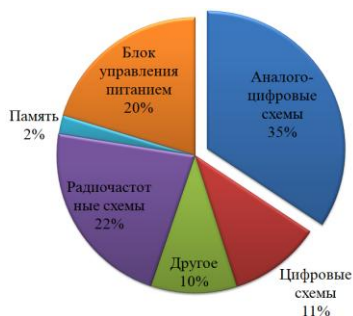


Рис. 3 – Круговая диаграмма распределения времени тестирования для каждой схемы системы на кристалле мобильного телефона

Из рис. 3 видно, что время тестирования блоков аналого-цифровых схем занимает более трети от общего времени тестирования. Блоки радиочастотных схем и управления питанием также требуют больших временных затрат на проведение испытаний по сравнению с цифровыми схемами и памятью, при том что общая занимаемая площадь цифровых схем составляет более 90% от общей площади современных систем на кристалле.

Тестирование таких высоко интегрированных систем является сложной задачей и требует дорогостоящего автоматического испытательного оборудования.

При тестировании полупроводниковых приборов необходимо учитывать следующие факторы: время выхода на рынок, ошибку тестирования 1 рода, ошибку тестирования 2 рода и стоимость тестирования.

Время выхода на рынок – ключевой показатель, используемый для оценки эффективности и скорости выхода нового продукта или услуги на рынок. Он измеряет временной интервал от идеи до момента запуска продукта на рынке или доступа к нему для конечных пользователей. Этот показатель особенно важен для технологической отрасли, разрабатывающей и производящей инновационные продукты, потому что ранний выход на рынок может обеспечить более высокие начальные цены продаж при меньшей конкуренции, по сравнению с длительным выходом продукта на рынок.

Чтобы избежать длительного выхода продукта на рынок, необходимо сократить время на этапах разработки, производства и тестирования.

Ошибки тестирования 1 и 2 рода напрямую связаны с качеством тестирования. Ошибка тестирования 1 рода относится к отбраковке качественных или надежных устройств, а ошибка тестирования 2 рода относится к принятию некачественных или дефектных устройств. Перед поставкой продукции заказчиком, все изделия должны пройти испытания для подтверждения своих заявленных характеристик. Устройства, не прошедшие испытания, должны быть исключены из поставок. Тестовые решения, уменьшающие ошибки тестирования 1 и 2 рода позволяют сэкономить на общей стоимости продукта и гарантировать его качество. Наконец, ключевыми факторами влияющими на стоимость тестирования являются: зарплата инженеров-испытателей, которая связана со временем испытаний, и стоимость автоматического испытательного оборудования. Идеальным вариантом для снижения стоимости тестирования является использование недорогого испытательного оборудования и уменьшение времени испытания.

В работах [4-6] авторы предлагают подходы для уменьшения стоимости испытательного оборудования и уменьшения времени испытания.

Библиографический список

1. R. Tummala, Fundamentals of Microsystems Packaging, 2004.
2. International Technology Roadmap for Semiconductors, 2015.

3. F. Poehl, F. Demmerle, J. Alt, and H. Obermeir, Production test challenges for highly integrated mobile phone SOCs. A case study, Proc. IEEE European Test Symposium (ETS), pp.17-22, 2010.
4. Абрамов А.М. Учет нелинейной составляющей измерительного сигнала по связанным гистограммам при метрологических испытаниях АЦП // Вестник РГРТУ. №88. Рязань, 2024. С. 95-105.
5. Абрамов А.М., Каплан М.Б., Никитин С.В., Садовский Г.А., Прошин Е.М. и др. Методы и средства автоматизации измерений и испытаний сложных объектов // Вестник РГРТУ. №2 – Выпуск 60. Рязань, 2017. С. 172-182.
6. Абрамов А.М., Бондарцев В.В., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б. и др. Виртуальные метрологические средства испытаний модулей АЦП для систем бортовых измерений // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 1. Рязань, 2014. С. 50-54.

УДК 621.3.087.92

РАСЧЕТ МУЛЬТИПЛИКАТИВНОЙ ПОГРЕШНОСТИ АЦП ПО МЕТОДУ НАИЛУЧШЕЙ ПРЯМОЙ

А.М. Абрамов

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

Показан расчет мультипликативной погрешности АЦП по методу наилучшей прямой на примере реальной функции преобразования.

Ключевые слова: АЦП, мультипликативная погрешность, метод наилучшей прямой, аддитивная погрешность, функция преобразования.

CALCULATION GAIN ERROR OF ADC USING THE BEST FITTING LINE METHOD

A.M. Abramov

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

The calculation the gain error of ADC by the method of the best fitting line on the example of a real conversion function is shown.

Key words: ADC, gain error, best fitting method, offset error, conversion function

Поскольку большое количество современных средств измерений (СИ) и медицинских диагностических приборов имеют в своем составе АЦП, то на этапе преобразования аналоговой величины в последовательность цифровых отсчетов всегда возникают погрешности от интегральной и дифференциальной нелинейностей АЦП [1-3].

В работе [4] авторы предлагают способ определения интегральной и дифференциальной нелинейностей АЦП по трем гистограммам при испытаниях диагностических каналов в комплексной магнитотерапии. С

помощью данного способа можно построить реальную функцию преобразования (ФП) и определить аддитивную (OFE) и мультипликативную погрешности (GE) АЦП.

Действительное значение входного напряжения в точке ФП, соответствующей номинальному нулевому значению этого напряжения, определяет аддитивное смещение, которое иногда принимают за аддитивную погрешность (OFE_v). Физически это показывает параллельный сдвиг ФП вдоль оси абсцисс или ординат (рис. 1а).

Мультипликативное смещение представляет собой разность между номинальной ФП и прямой, проведенной оптимальным образом относительно действительной ФП, в точке максимального выходного значения при условии нулевой аддитивной погрешности. Это проявляется как изменение наклона ФП, которое иллюстрируется на рисунке 1б. Иногда мультипликативное смещение относят к мультипликативной погрешности (GE_v).

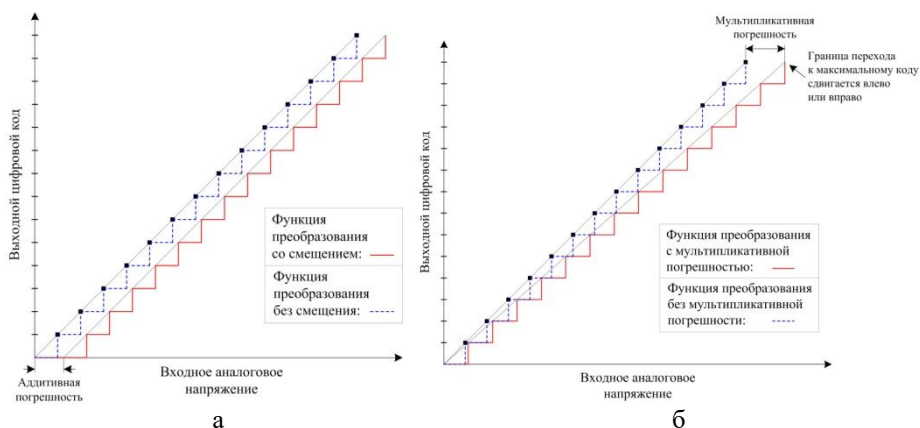


Рис. 1 – Аддитивная (а) и мультипликативная (б) погрешности АЦП

Покажем на примере реальной ФП АЦП (рис. 2) расчет аддитивной и мультипликативной погрешностей. В данном примере среднее значение кванта $h_{cp} = 1B$.

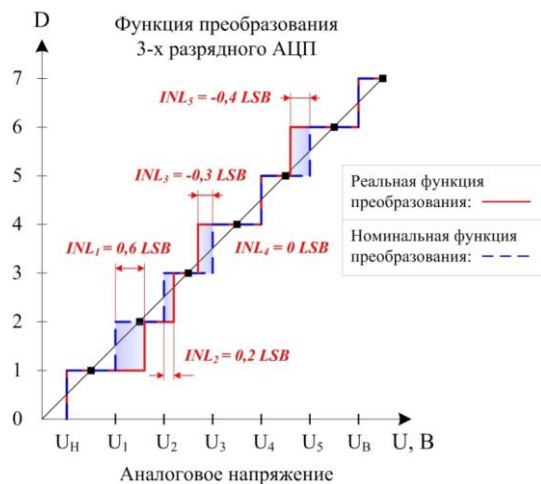


Рис. 2 – Реальная функция преобразования 3-х разрядного АЦП

Сначала необходимо провести аппроксимирующую линию по реальной ФП (рис. 3). Для решения этой задачи используется метод наименьших квадратов. В итоге уравнение наилучшей прямой будет иметь вид:

$$y = 0,92142x + 0,75 ,$$

где x – выходной код АЦП (D).

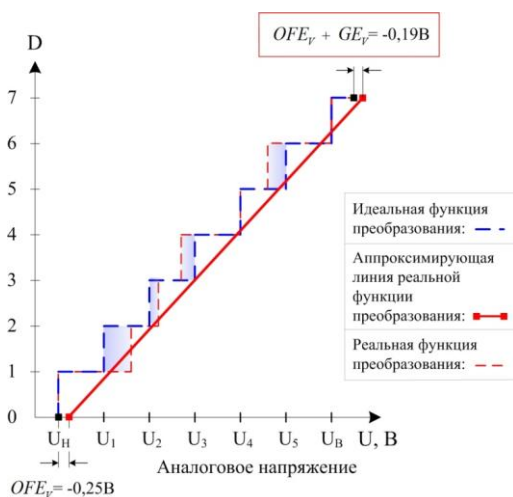


Рис. 3 – Построение наилучшей прямой по реальной ФП АЦП

По аппроксимирующей линии определяется аддитивная погрешность:

$$OFE_{LSB} = \frac{OFE_V}{h_{CP}} = \frac{-0,25B}{1B} = -0,25LSB.$$

С учетом аддитивной погрешности, определяется мультипликативная погрешность, как:

$$GE_{LSB} = \frac{GE_V}{h_{CP}} = \frac{-0,19B - OFE_V}{1B} = 0,06LSB.$$

Библиографический список

1. Абрамов А.М., Каплан М.Б., Никитин С.В., Садовский Г.А., Прошин Е.М. и др. Методы и средства автоматизации измерений и испытаний сложных объектов // Вестник РГРТУ. №2 – Выпуск 60. Рязань, 2017. С. 172-182.
2. Абрамов А.М., Бондарцев В.В., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б. и др. Виртуальные метрологические средства испытаний модулей АЦП для систем бортовых измерений // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 1. Рязань, 2014. С. 50-54.
3. Абрамов А.М., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Прошин Е.М., Садовский Г.А. и др. Математическое и имитационное моделирование измерительных модулей аналого-цифрового преобразования // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 2. Рязань, 2014. С. 36-41.
4. Абрамов А.М. Способ определения интегральной и дифференциальной нелинейностей АЦП по трем гистограммам при испытаниях диагностических каналов в комплексной магнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника, Том 27, №4. Москва, 2024. С. 25-35.

УДК 621.383

РЕФЛЕКТОМЕТР

Е.И. Чернов

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

Рассмотрен рефлектометр, обеспечивающий высокую точность измерения коэффициента отражения при нормальном падении излучения на исследуемое зеркало. Показано, что в описанном устройстве результат измерения коэффициента отражения исследуемого зеркала не зависит ни от величины светового потока, ни от характеристик оптических элементов и фотоприёмных устройств.

Ключевые слова: *рефлектометр, фотоприёмное устройство, оптический элемент, источник излучения.*

REFLECTOMETER

E.I. Chernov

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

A reflectometer is considered, which provides high accuracy of measuring the reflection coefficient at a normal incidence of radiation on the mirror under study. It is shown that in the described device, the result of measuring the reflection coefficient of the mirror under study does not depend either on the magnitude of the luminous flux or on the characteristics of optical elements and photodetectors.

Key words: reflectometer, photodetector, optical element, radiation source.

Разработка и производство газовых лазеров не обходятся без проведения высокоточных измерений коэффициентов лазерных зеркал. На рис. 1 представлена оптическая схема прецизионного рефлектометра.

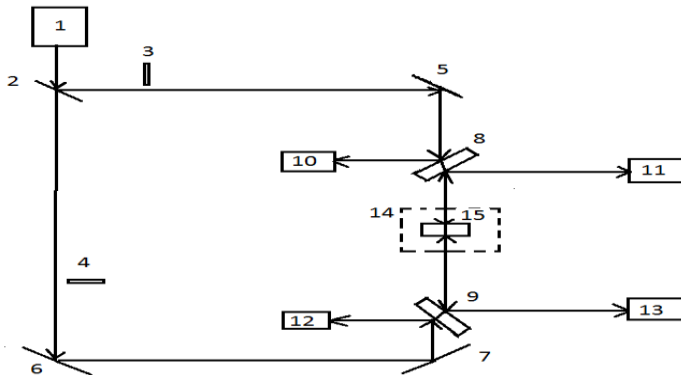


Рис. 1 – Оптическая схема прецизионного рефлектометра

На рис. 2 изображена фоточувствительная поверхность фотоприёмников 11, 13, оптически связанных с внутренней поверхностью светоделительных пластин 8, 9.

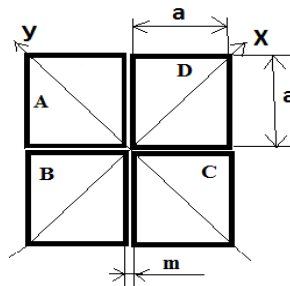


Рис. 2 – Фоточувствительная поверхность фотоприёмников 11, 13

Рефлектометр содержит: источник 1 излучения (лазер), полупрозрачное зеркало 2, съёмные заглушки 3 и 4, поворотные зеркала 5-7 и две светоделительные пластины 8 и 9. С фотоприёмниками (ФП) 10-13.

Между пластинами 8 и 9 расположен держатель 14 зеркала, в котором устанавливается исследуемый оптический элемент – зеркало 15.

ФП 10 и 12 оптически связаны с внешними поверхностями пластин 8 и 9 (по отношению к держателю 14 зеркала), а ФП 11 и 13 – с внутренними поверхностями пластин 8 и 9. Фоточувствительные поверхности ФП 11 и 13 выполнены в виде четырёх элементов (квадрантов) (рис.2). На рис. 2: А, В, С, D – фоточувствительные элементы фотоприёмника (11, 13); а – сторона фоточувствительного элемента, m – ширина зоны нечувствительности между фоточувствительными элементами; X, Y – оси условной системы координат.

Держатель 14 зеркала выполнен с возможностью вращения относительно двух взаимно перпендикулярных осей, лежащих в плоскости, перпендикулярной оптической оси рефлектометра.

Рефлектометр работает следующим образом.

Определение искомого коэффициента отражения зеркала 15 сводится к четырём измерениям.

При первом измерении заглушкой 4 перекрывают световой поток, поступающий на зеркало 6, заглушку 3 убирают. Убрано также зеркало 15. Часть светового потока Φ_{11} , падающего на пластину 8, отражается на ФП 10, а вторая часть этого потока проходит пластину 8, отражается от пластины 9 и попадает на ФП 13, выходной сигнал U_{13} которого пропорционален сумме сигналов фоточувствительных элементов А, В, С, D (рис. 2). Выходные сигналы U_{101} и U_{131} на ФП 10 и 13 соответственно оказываются равными

$$U_{101} = \Phi_{11} R_{81} G_{10}; \quad (1)$$

$$U_{131} = \Phi_{11} K_8 R_{92} G_{13}, \quad (2)$$

где R_{81} – коэффициент отражения от внешней поверхности пластины 8;

K_8 – коэффициент пропускания пластины 8;

R_{92} – коэффициент отражения от внутренней поверхности пластины 9;

G_{10} – чувствительность ФП 10;

G_{13} – чувствительность ФП 13 (суммарная чувствительность элементов А, В, С, D ФП 13 с учётом зон нечувствительности).

Результат первого измерения

$$X_1 = U_{101} / U_{131}. \quad (3)$$

При втором измерении устанавливают зеркало 15 зеркальной поверхностью к пластине 8. Держатель 14 зеркала поворачивают вокруг двух взаимно перпендикулярных осей, лежащих в плоскости, перпендикулярной оптической оси рефлектометра, таким образом, чтобы световой пучок, отражённый от зеркала 15 и затем отражённый от внутренней поверхности пластины 8, попадал в центр «креста» (рис.2) ФП 11, что достигается при разности сигналов элементов А и С, В и D равной «0». Выходные сигналы ФП 10 и 11 (равный сумме сигналов элементов А, В, С, D) при этом равны

$$U_{102} = \Phi_{12} R_{81} G_{10}; \quad (4)$$

$$U_{111} = \Phi_{12} K_8 R_x R_{82} G_{11}, \quad (5)$$

где Φ_{12} – текущее значение светового потока, падающего на пластину 8 во время второго измерения;

R_x – искомый коэффициент отражения зеркала 15;

G_{11} – чувствительность ФП 11.

Результат второго измерения

$$X_2 = U_{102} / U_{111}. \quad (6)$$

Перед третьем измерением устанавливают заглушку 3 и снимают заглушку 4. Убирают зеркало 15. Часть светового потока Φ_{21} , падающего на пластину 9, отражается на ФП 12, а вторая часть этого потока проходит пластину 9, отражается от пластины 8 и попадает на ФП 11, выходной сигнал U_{112} которого пропорционален сумме сигналов фоточувствительных элементов А, В, С, D (рис. 2). Выходные сигналы U_{121} и U_{112} на ФП 12 и 11 соответственно оказываются равными

$$U_{121} = \Phi_{21} R_{91} G_{12}; \quad (7)$$

$$U_{112} = \Phi_{21} K_9 R_{82} G_{11}, \quad (8)$$

где R_{91} – коэффициент отражения от внешней поверхности пластины 9;

K_9 – коэффициент пропускания пластины 9;

G_{12} – чувствительность ФП 12;

Результат третьего измерения

$$X_3 = U_{121} / U_{112}. \quad (9)$$

При четвёртом измерении устанавливают зеркало 15 зеркальной поверхностью к пластине 9. Держатель 14 зеркала поворачивают вокруг двух взаимно перпендикулярных осей, лежащих в плоскости, перпендикулярной оптической оси рефлектометра, таким образом, чтобы световой пучок, отражённый от зеркала 15 и затем отражённый от внутренней поверхности пластины 9, попадал в центр «креста» (рис.2) ФП 13, что достигается при разности сигналов элементов А и С, В и D равной «0». Выходные сигналы ФП 12 и 13 (равный сумме сигналов элементов А, В, С, D) при этом равны

$$U_{122} = \Phi_{22} R_{91} G_{12}; \quad (10)$$

$$U_{132} = \Phi_{22} K_9 R_x R_{92} G_{13}, \quad (11)$$

где Φ_{22} – текущее значение светового потока, падающего на пластину 9 во время четвёртого измерения.

Результат четвёртого измерения

$$X_4 = U_{122} / U_{132}. \quad (12)$$

Решая систему из выражений (1), (2), (4), (5), (7), (8), (10), (11) относительно R_x и переходя к значениям X_1 , X_2 , X_3 и X_4 , получаем искомый коэффициент отражения

$$R_x = (X_1 X_3 / X_2 X_4)^{1/2} \quad (13)$$

Полученный результат для коэффициента отражения зеркала 15 не зависит ни от величины светового потока, ни от характеристик оптических элементов и фотоприёмных устройств, что обеспечивает высокую точность измерения.

Библиографический список

1. Патент на изобретение № 2822502. Рефлектометр. Патентообладатель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Рязанский государственный радиотехнический университет». Автор: Чернов Е.И.. Заявка №2023126086. Приоритет изобретения 11.10.2023. Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации 08.07.2024. Срок действия патента истекает 11.10.2043 .

УДК 621.317.421.2

ПЛАШЕТНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ДИНАМИКИ ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

Д.А. Муравьев, Е.М. Прошин

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

Рассмотрен принцип построения планшетной системы регистрации динамики поля магнитотерапевтических аппаратов. Предложена структурная схема устройства и эскиз общего вида системы.

Ключевые слова: измерение магнитного поля, интерфейс I2C.

MAGNETIC FIELD CONTROL CHANNEL OF A MAGNETOTHERAPEUTIC APPARATUS

D.A. Muravyev, E.M. Proshin

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

The principle of construction a tablet system for recording the dynamics of the field of magnetic therapy devices The structural scheme of the device is proposed.

Key words: magnetic field measurement, I2C interface.

Лечебный эффект при магнитотерапии зависит от ряда факторов в том числе и от точности формирования магнитного поля, воздействующего на пациента [1]. Так отклонение значений биотропных параметров от заданных величин может не только снизить эффективность магнитотерапевтической процедуры, но и в критическом случае привести к отрицательным последствиям для здоровья человека [2]. В связи с чем, особое внимание при разработке современной магнитотерапевтической техники следует уделять вопросам контроля реального распределения магнитного поля применяемого при лечении для каждого конкретного пациента.

Анализ магнитных полей, применяемых для магнитотерапии, показывает применимость постоянных, переменных полей различной частоты и формы, а также импульсных полей, обеспечивающих формирования сложно

распределенных и высоконеоднородных пространственно-временных конфигураций.

Перспективными методиками лечения являются воздействия с помощью аппаратов общей магнитотерапии. Характерными особенностями создаваемых полей является низкочастотный диапазон, как правило, до 1000 Гц, применение излучения, амплитуда которого на рабочей поверхности не превышает 50 мТл. Отличительной особенностью является использование большого количества излучателей: до нескольких сотен штук [3].

В качестве основной характеристики магнитного поля, используемая в расчетах и оценках уровня силового воздействия при лечении, рассматривается плотность магнитного потока.

Определяя структуру измерительной системы магнитотерапевтического аппарата, предназначенного для контроля качества формируемых полей, делается выбор в использовании совокупности датчиков, способных зафиксировать мгновенно распределение магнитного поля в объеме соразмерном телу человека или на его поверхности [4]. При выборе рассмотрены два варианта первичных преобразователей: датчики на эффекте Холла и ферромодуляционные преобразователи [5]. Преобразователи Холла обладают малыми габаритами, широкий частотный диапазон, а также для них характерно отсутствие подвижных частей. Ферромодуляционные преобразователи, в частности феррозонды с поперечным возбуждением, обладают ориентационной чувствительностью, большим рабочим диапазоном, сравнительно малыми размерами и потребляемой мощностью, широко используются для измерения компонент вектора напряженности МП.

Разработанной конструкцией размещения датчиков является матрица из нескольких первичных преобразователей (рис. 1), расположенных на одной плоскости с определённым разрешением.

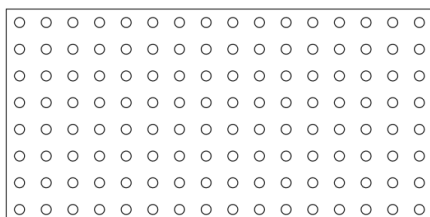


Рис. 1 – Система расположения датчиков

Предлагается разместить данную матрицу на подвижной платформе. Получение картины распределения магнитного поля в объёме достигается за счёт последовательного перемещения матрицы по вертикали с определённым шагом в некотором диапазоне и проведения измерений на каждом уровне над исследуемым объектом.

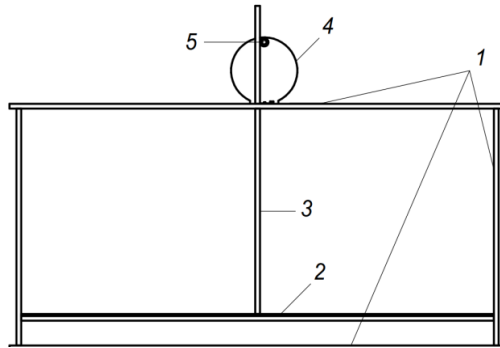


Рис. 2 – Эскиз корпуса измерительного устройства

Корпус измерительного устройства (рис. 2) состоит из открытого каркаса (1), платформы с матрицей с чувствительных элементов (2), стержня (3), шагового двигателя (4) и шестерни (5).

Перемещение платформы будет осуществляться шаговым двигателем, установленным на верхней крышке каркаса, за счёт использования которого достигается стабильность и безопасность перемещения платформы с чувствительными элементами.

Вращательное движение шагового двигателя за счёт шестерни преобразуется в поступательное и передаётся на стержень, жестко сцепленный с платформой. Таким образом матрица с чувствительными элементами может перемещаться вертикально относительно объекта.

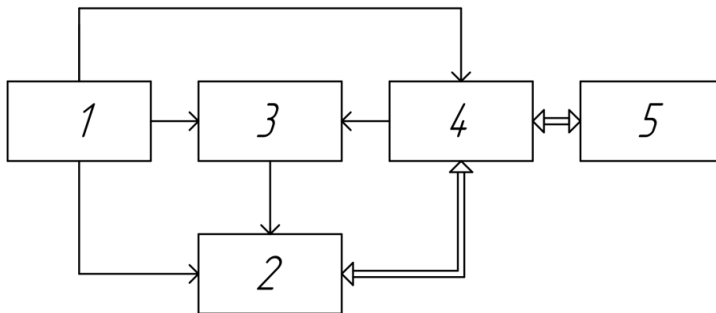


Рис. 3 – Структура измерительного устройства

Структура измерительного устройства (рис. 3) включает блок питания (1), систему чувствительных элементов магнитного поля с цифровым выходом (2), шаговый двигатель (3) с энкодером, блок управления (4) на базе микроконтроллера, разъём USB (6) для подключения к ЭВМ.

Каждый чувствительный элемент представляет собой связку цифрового трёхкомпонентного датчика и вспомогательного микроконтроллера, что позволяет инициировать процесс измерения всех элементов одновременно.

Энкодер отслеживает все реальные шаги двигателя и даёт обратную связь на блок управления для корректировки возможных промахов.

При проведении процесса измерений, исследуемый объект предполагается разместить между нижней частью каркаса и платформой с датчиками. С помощью ЭВМ задаются параметры проводимых измерений: начальный уровень измерений, количество уровней, шаг между ними, количество измерений на каждом уровне. Затем на каждом заданном уровне производится указанное количество измерений. Данные, полученные с датчиков записываются на вспомогательный микроконтроллер. По завершению проведения измерений вся информация с вспомогательных микроконтроллеров передаётся на блок управления и далее на ЭВМ для обработке и визуализации полученных данных.

Передача данных между датчиками, вспомогательными микроконтроллерами и блоком управления осуществляются через интерфейс I2C.

I2C это последовательная асимметричная синхронная шина для связи между интегральными схемами внутри электронных приборов. Использует две двунаправленные линии связи SDA (линия данных) и SCL (линия тактирования). К одной шине может подключаться до 127 устройств. Из них один ведущий (master) и ведомые (slave). На линии SCL такты генерирует master. В зависимости от направления передачи данных, линией SDA могут управлять и мастер, и ведомый. Единицей обмена информации является пакет, содержащий уникальные условия на шине - стартовое и стоповое условия. Мастер в начале каждого пакета данных передаёт один байт, указывая адрес и направление передачи данных ведомого, отправляющихся в формате 8-битного слова. После каждого машинного слова приемной стороной передается бит подтверждения приема.

Данный интерфейс позволяет через одну шину передать данные с нескольких чувствительных элементов на блок управления и избежать потерь информации, за счёт синхронизации передачи и расчёта контрольной суммы полученных данных.

Таким образом, было проведена разработка Планшетная система регистрации динамики поля магнитотерапевтических аппаратов, предназначенного для контроля качества лечебного воздействия на пациента и изучения магнитных полей, формируемых биомедицинскими устройствами. Следующий этап разработки требует натурных испытаний измерительной системы в условиях работы магнитных полей магнитотерапевтического аппарата.

Библиографический список

1. Сайт 3 «6-я поликлиника г. Могилёва». МАГНИТОТЕРАПИЯ Дата обращения 01.11.2023. <https://mp6.by/informatsia/poleznaya-informatsiya/magnitoterapiya>

2. Применение общей магнитотерапии в клинической практике: учебное пособие / А.Г. Куликов, О.В. Ярустовская, М.Ю. Герасименко, Е.В. Кузовлева, Т.Н. Зайцева, Д.Д. Воронина, М.Г. Лутошкина, И.С. Евстигнеева; ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования». – М.: ФГБОУ ДПО РМАНПО, 2017. – 48 с. ISBN 978-5-7249-2807-6
3. С.Г. Гуржин, В.И. Жулев, М. Б. Каплан, и др. Этапы развития систем комплексной хрономагнитотерапии // Вестник РГРТУ, No 60, 2017. – С. 184-194.
4. А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев Моделирование способа неразрушающего магнитоиндукционного исследования для получения изображения геометрии внутренней структуры ферромагнитных изделий. // Вестник РГРТУ, No 4, Вып. 50. Часть 2. 2014. – С. 184-194.
5. Сайт «МегаЛекции». Преобразователи на эффекте Холла. Дата обращения 01.11.2023. <https://megalektsii.ru/s21097t6.html>
6. А.М. Абрамов, В.В. Бондарцев, С.Г. Гуржин Методы и средства автоматизации измерений и испытаний сложных объектов // Вестник РГРТУ, No 60, 2017. – С. 172-182.

УДК 617.57–77

ПРИНЦИП И СПОСОБЫ СНЯТИЯ БИОПОТЕНЦИАЛОВ В БИОНИЧЕСКИХ ПРОТЕЗАХ КОНЕЧНОСТЕЙ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

Д.А. Грицкевич

Научный руководитель – Г.Т. Гарипова, начальник управления развития
образования

ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий», г. Уфа

*Рассмотрен принцип снятия биопотенциалов мышц в системе управления бионическим протезом. Описаны способы получения информации об электрической активности мышц методом электромиографии. Приведены типы датчиков для регистрации биопотенциалов мышц верхней конечности. **Ключевые слова:** электромиография, электронейромиография, бионический протез, датчики, электроды, инвазивный, неинвазивный.*

THE PRINCIPLE AND METHODS OF BIOPOTENTIALS ACQUISITION IN BIONIC LIMB PROSTHESES BY ELECTROMYOGRAPHY METHOD

D.A. Gritskevich

Scientific advisor – G.T. Garipova, the Head of Educational Development
Ufa university of science and technology

The principle of taking muscle biopotentials in the control system of bionic prosthesis is considered. Methods of obtaining information about the electrical activity of muscles by electromyography method are described. Types of sensors for registration of biopotentials of muscles of the upper limb are given.

Key words: *electromyography, electroneuromyography, bionic prosthesis, sensors, electrodes, invasive, non-invasive.*

Для начала рассмотрим основной метод снятия биопотенциала с поверхности мышц, применяемый как в диагностических целях, так и в системах биоуправляемых механических устройств, к числу которых относятся бионические протезы.

Информация об электрической активности скелетных мышц может быть получена при помощи *электромиографии (электронейромиографии)*. Данный метод основан на оценке снятого с мышцы и периферических нервов электрического сигнала. Регистрация биопотенциалов производится при помощи датчиков различного типа, основная классификация которых проводится по способу приложения электродов. Выделяют две группы: неинвазивные и инвазивные датчики. Разберём подробнее каждый тип на примере регистрации сигналов в бионических протезах верхних конечностей.

В первую группу ЭМГ-датчиков, снимающих электрические потенциалы неинвазивным методом, относят *накладные электроды*. Они представлены плоскими пластинами различных форм, которые располагают на поверхности кожи в непосредственной близости от мышцы, сигнал с которой необходимо получить.

Рассмотрим принцип снятия биопотенциалов для управления бионическим протезом кисти руки. Регистрация электрической активности мышц в предложенном случае производится *биполярным способом*. Этот метод отведения представляет собой наложение двух составных электродов датчика на поверхность кожи в районе мышцы, сигнал с которой необходимо получить. Поверхностные электроды располагают на малом и при этом одинаковом от неё расстоянии. Благодаря наличию двух регистрирующих поверхностей и, соответственно, получению нескольких волн, отличающихся друг от друга и сигнала электрода сравнения, наблюдается снижение влияния шумов на параметры полезного сигнала, в отличие от однополярного способа наложения.

После получения несколькими электродами значений электрических потенциалов от различных клеток мышечного волокна в датчике происходит их сложение, что на выходе даёт результирующий миосигнал всей мышцы. Принцип сложения ЭМГ-импульсов представлен ниже на Рис. 4. Результирующая составляющая сигналов, полученных от всех мышц, участвующих в конкретном движении, на выходе системы управления протезом будет определять жест.

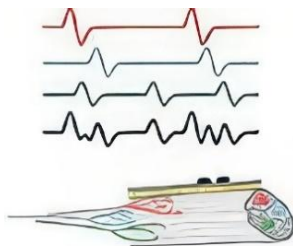


Рис. 4 – Процесс образования результирующего биопотенциала

Этот способ является наиболее универсальным, доступным и довольно простым в исполнении. Точность сигналов, полученных с помощью накладных электродов, позволяет использовать их как в диагностических целях для исследования активности мышц, так и в системах управления бионическим протезом. Расположение электродов на руке определяется зонами повышенной электрической активности в группах мышц, отвечающих за движения отдельных пальцев [1].

Электроды для неинвазивной регистрации биопотенциалов изготавливаются в основном из металлических соединений. В бионических протезах системы снятия миоэлектрических сигналов неинвазивным способом выполняются на электродах из нержавеющей стали или хлорсеребряных электродах. Вторые представляют собой основу из алюминия, покрытую солью AlCl_3 . Благодаря использованию хлорида алюминия на поверхности электрода датчик получает меньше специфического низкочастотного шума, поскольку электродный потенциал E^0 напрямую зависит от используемого материала [1]. Таким образом, дополнительное покрытие, в отличие от выполнения электрода из чистого алюминия, обеспечивает меньшую поляризацию электродов, что позволяет минимизировать помехи при регистрации сигналов. Также для изготовления прочных и долговечных электродов, необходимых для создания бионического протеза, используют золото и платину.

Вторая группа электродов, получающих сигнал биопотенциала инвазивным методом, отличается от неинвазивной наличием физического вмешательства в организм, а именно, нарушением кожного покрова. К этой категории датчиков относят единичные *игольчатые электроды*. Первый вид электродов выполняется в виде полый иглы, называемой канюлей, внутри которой располагается тонкий изолированный от корпуса проводник из специального металлического сплава. Игльчатый электрод вводится подкожно, в тело мышцы, и напрямую контактирует с её волокнами, производящими исследуемый сигнал. Важно заметить, что введение канюли требует определённых условий реализации и особую подготовку в виде хирургической операции. Такой способ регистрации электрического потенциала мышц является наиболее точным, поскольку позволяет исключить ряд помех от близлежащих тканей, однако нецелесообразен для

получения сигнала, управляющего движением бионического протеза, так как получает значение биопотенциала всей мышцы в целом, а не её отдельных волокон, что сказывается на точности управления.

Поэтому в системах управления бионическим протезом кисти используются имплантируемые устройства на основе *микроэлектродных массивов*. Одним из основных типов подобных электродов являются *планарные массивы микроигл*. Они представляют собой матрицу микроигл, расположенных на плоской подложке площадью в несколько квадратных микрометров, которая вживляется в тело пациента путём хирургического вмешательства и прикрепляется к поверхности мышцы, сигнал с которой нужно получить. Каждая микроигла массива выполнена по принципу канюли единичного игольчатого электрода, описанного ранее, и изготавливается из оксида иридия или его платинового сплава. Стоит отметить универсальность данного типа электродов, поскольку его конфигурация не только позволяет эффективно считывать импульсы периферических нервов для управления бионическими протезами конечностей, но и представляет возможность имплантации в кору головного мозга [3].

Второй разновидностью микроэлектродных матриц являются *сетчатые электроды*. Их выполняют в виде тонкой микроскопической пластины с отверстиями. Этот тип датчиков имплантируется в срез мышечного нерва так, чтобы сквозь отверстия вновь проросли аксоны, регенерирующие после разрыва для установки датчика. Металлическая часть, при контакте с которой снимается нервный импульс, выполняется в виде кольца внутри отверстия или по его периметру. Подложка сетчатого электрода изготавливается из биосовместимого материала, обладающего высокой стойкостью и одновременно имеющего низкий уровень поляризации. Примером таких веществ являются кремний и его соединения [3], а также ранее названные золото, платина и иридий.

Таким образом, существует несколько основных методов снятия миосигнала и различные типы используемых в них электродов. Выбор метода регистрации биопотенциалов в бионическом протезе определяется необходимой точностью полученного сигнала, отражающихся на результатах управления, и предпочтением пациента между хирургическим вмешательством и сохранением целостности кожного покрова. Тип регистрирующих датчиков выбирается в соответствии с требуемыми размерами, формой и свойствами материала изготовления.

Библиографический список

1. Воротников С.А., Струнин В.С., Выборнов Н.А. Биометрическая система управления протезом руки // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии № 3 (23) 2013 «Информационно-измерительные и управляющие системы».

2. СТОРМОВЪ – Медицина, ред. Камышко И.В. МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ. Разработка и применение. – М. – Медицинская книга, 2004. – С. 198.

3. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксаев М.А. Современные системы управления протезами. Конструкции электродов и усилителей биосигналов. // Журнал «Электроника: наука, технология, бизнес», 2009г.

УДК 615.47

ПРИБОРЫ МОБИЛЬНОЙ МЕДИЦИНЫ - ОСЕВОЙ КАРДИОВАСКУЛЯРНЫЙ МОДУЛЬ

И.С. Явелов, А.В. Рочагов

Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук, г. Москва

В данной работе представлен осевой кардиоваскулярный модуль, способный с помощью беспроводной связи передавать информацию в отсчётно-командное устройство. А также приведено описание его принципиальной электрической схемы.

Ключевые слова: осевой кардиоваскулярный модуль, беспроводная связь, сердечно – сосудистая система, пульсовая волна.

MOBILE MEDICINE DEVICES - AXIAL CARDIOVASCULAR MODULE.

I.S. Yavelov, A.V. Rochagov

Mechanical Engineering Research Institute of the Russian Academy of Sciences,
Moscow.

This paper presents an axial cardiovascular module capable of wirelessly transmitting information to a reference and command device. And also a description of its basic electrical circuit is given.

Key words: axial cardiovascular module, wireless communication, cardiovascular system, pulse wave.

При формировании современной укладки практикующего врача были предложены к разработке компактные устройства для регистрации наиболее важных сигналов, характеризующих работу сердечно - сосудистой системы, а именно пульсовых волн крупных артерий и механосигналов сердца (тонов, шумов и вибраций). Для регистрации пульсовых волн был разработан осевой кардиоваскулярный модуль, способный с помощью беспроводной связи передавать информацию в отсчётно-командное устройство [1-4].

Кратко остановимся на описании принципиальной электрической схемы приборов, которая состоит из аналоговой и цифровой частей. Аналоговая часть показана на рис. 1.

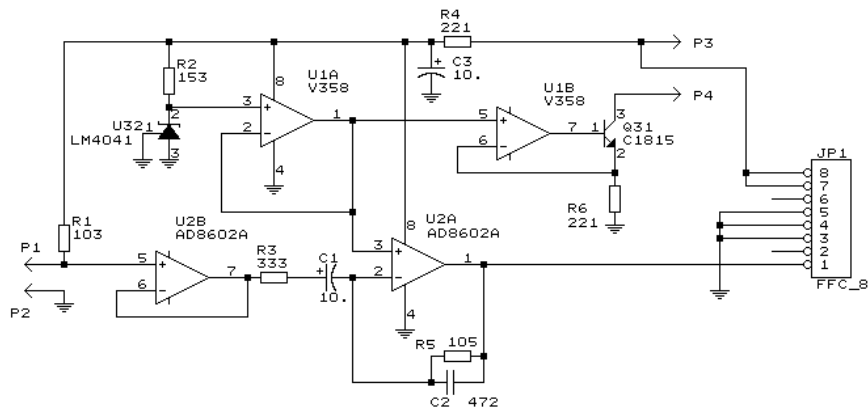


Рис. 1 – Принципиальная электрическая схема аналоговой части устройства

Формирователь аналогового сигнала смонтирован на отдельной плате. Излучатель и фотоприёмник вынесены на гибких проводниках, припаянных на контактные площадки P3-P4 и P1-P2 соответственно. Аналоговая плата связана с цифровой платой гибким плоским шлейфом. Далее остановимся на цифровой части устройства (рис. 2).

Цифровая плата построена на основе микроконтроллера и BLUETOOTH-модуля беспроводной связи, которые более детально описаны в источнике [5]. Аналоговый сигнал с платы подаётся на вход ADC2 микроконтроллера. На вход ADC1 подаётся напряжение с делителя R11-R12 для контроля состояния аккумулятора, который подключен к контактным площадкам PP1 и PP2. При зарядке аккумулятора до уровня 4,2 В микроконтроллер разрывает зарядную цепь ключом Q3. BLUETOOTH-модуль подключен к микроконтроллеру через порт USART3 на скорости 115,2 кбит в секунду. BLUETOOTH-модуль настроен в режиме SPP (serial port profile) и работает в режиме пакетной передачи данных на отсчётно-командное устройство (компьютер, планшет, смартфон), команды с которого на включение и выключение измерений принимаются также через BLUETOOTH-модуль. Имеется четыре состояния в работе программы микроконтроллера. В режиме «сна» ключ Q1 разомкнут и схема полностью отключена от аккумулятора. При подключении зарядного устройства к USB-разъёму независимо от предыдущего состояния микроконтроллер включается в режим «зарядка аккумулятора». В этом режиме запрещены все операции по передаче данных.

В режим «ожидания подключения» микроконтроллер переходит из режима «сна» при нажатии кнопки SW1. При отсутствии подключения со стороны компьютера в течение 5 минут микроконтроллер переходит обратно в режим «сна». Если же подключение установлено, то микроконтроллер переходит в режим «готовности». В этом режиме на компьютер с периодом 1

секунда передаётся напряжение аккумулятора. При получении команды «старт» микроконтроллер переходит в режим «измерение» и передаёт данные на компьютер до получения команды «стоп».

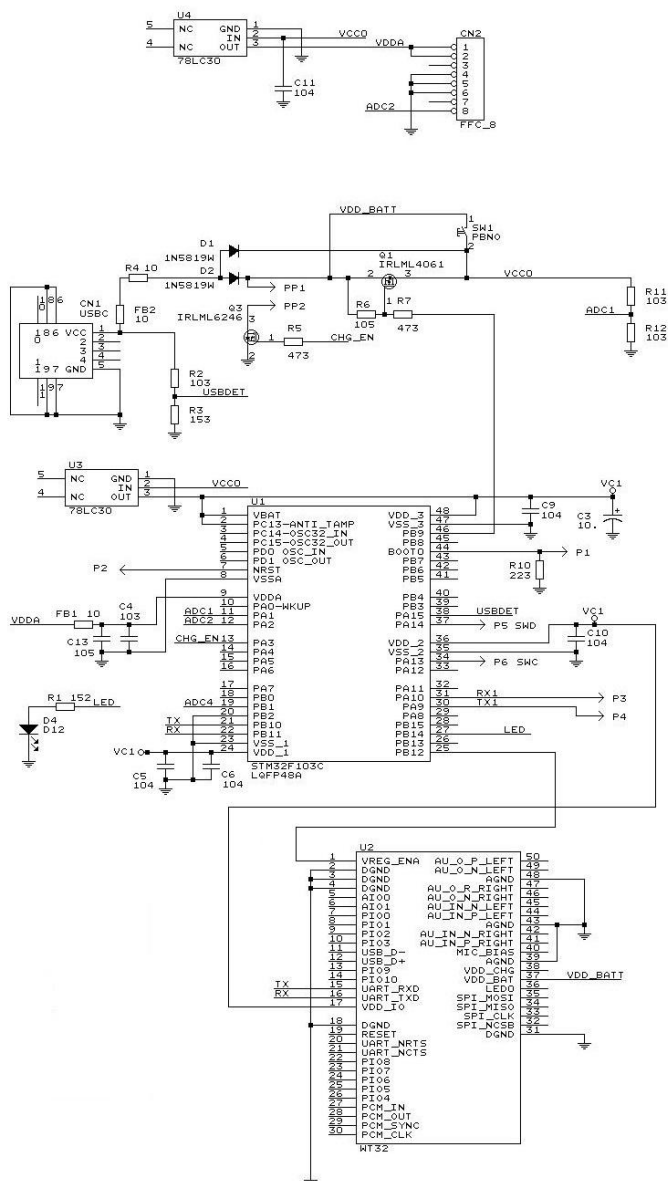


Рис. 2 – Принципиальная электрическая схема цифровой части устройства

Выводы. Приборы мобильной медицины компактны и удобны в пользовании, т.к. свободны от проводов и шлангов за счёт реализации беспроводной системы передачи сигналов на отсчётно-командные устройства, в качестве которых могут быть использованы компьютер, планшет или смартфон.

Финансирование. Работа выполнена в рамках Государственного задания, шифр научной темы FFGU-2024-0019.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Библиографический список

1. Явелов И. С. Механопульсография и основные феномены сердечно-сосудистой системы. — М.-Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2020. 196 с.
2. Явелов И.С., Рочагов А.В., Явелов О.И., Плешаков К.В. Особенности измерения показателей пульсовой волны одно- и многоточечными датчиками // Биомедицинская радиоэлектроника. 2017. № 3. С. 14-21
3. Мансуров Г.К., Анциперов В.Е., Данилычев М.В., Бугаев А.С. Возможности неинвазивного мониторинга артериального давления по данным регистрации сигнала пульсовой волны трехканальным датчиком нового типа // Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации. Материалы 12-й Международной научно-технической конференции. Сер. "Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации". Москва, 2019. С. 112-117.
4. Ганиев Р. Ф. и др. Декомпозиция центральной пульсовой волны в сердечно-сосудистой системе человека //Проблемы машиностроения и надежности машин. – 2021. – №. 2. – С. 3-8.
5. Владимир Севбо, Михаил Титов. Микроконтроллеры фирмы STMicroelectronics // Компоненты и технологии. 2001. № 5. С. 32-36.

УДК 57.08

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭКГ И ФКГ

К.С. Комаров, М.А. Маклыгин

Научный руководитель – Юлдашев З.М., зав. каф. БТС, д.т.н., проф.

Санкт-Петербургский государственных электротехнический университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Описан принцип одновременной записи фонокардиограммы и электрокардиограммы. Разработана блок-схема прибора для регистрации поликардиосигналов с акцентом на исследовании ФКГ пациента. Изучены существующие аналоги разрабатываемого прибора.

Ключевые слова: ФКГ, ЭКГ, цифровая аускультация.

HARDWARE-SOFTWARE SYSTEM FOR SIMULTANEOUS REGISTRATION OF EEG AND PCG

K.S. Komarov, M.A. Maklygin

Thesis advisor – Yuldashev Z.M.

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

The following thesis describes an approach to simultaneous registration of phonocardiogram and electrocardiogram. For registration of polycardiosignals with the focus on PCG the flow chart was made. The existing analogues of the device under development have been studied.

Key words: PCG, ECG, digital auscultation.

Для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний на различных стадиях, а также оценки состояния организма в условиях нагрузки [1], преимущественно применяются методы электрокардиографии и фонокардиографии как наиболее информативные способы обнаружения патологий. Основным источником информации при съеме является ЭКГ-сигнал, используемый для диагностики большинства сердечно-сосудистых заболеваний [2].

Одним из недостатков метода ЭКГ является сложность определения бессимптомной сердечной недостаточности или пролапса митрального клапана на ранних стадиях [3]. Это связано с механической природой определяемых симптомов. Так как данный способ не позволяет точно определить патологии на третьем (S3) и четвертом (S4) тонах сердца, для их нахождения в качестве вспомогательного метода ведется синхронная запись фонокардиограммы (ФКГ).

Современная ФКГ предоставляет возможность получать графическое отображение звуков сердца с последующей цифровой обработкой сигнала, являясь объективным методом регистрации по сравнению с классической аускультацией сердца при помощи аналогового стетоскопа, которая является субъективной ввиду индивидуальных особенностей слухового аппарата врача, проявляющих.

Существующие системы регистрации поликардиосигналов опираются на снятие ЭКГ с трех и более отведений по методике Эйнтховена и цифровую аускультацию сердца, иногда ФКГ комбинируется с эхокардиографией [4].

Разрабатываемый прибор, в отличие от вышеописанного принципа снятия показаний параметров сердца, в качестве основного метода использует фонокардиографию, а электрокардиографию – как вспомогательный. Датчиком параметров звука является микрофон с широким частотным диапазоном, позволяющий улавливать низкочастотные и слабо слышимые тоны сердца (табл. 1).

Таблица 1 – Параметры тонов сердца

Параметр	I тон	II тон	III тон	IV тон
Фаза сердцебиения	В начале систолы после большой паузы	В начале диастолы после короткой паузы	В начале диастолы после II тона	В конце диастолы перед I тоном
Продолжительность	0,09-0,12 с	0,05-0,07 с	0,03-0,06 с	0,03-0,10 с
Частотный диапазон	30-120 Гц	70-150 Гц	10-70 Гц	70-100 Гц

Так как зачастую система из двенадцати отведений бывает достаточно избыточной, при цифровой аускультации для получения данных о работе сердца во фронтальной плоскости достаточно двух отведений для оценки кардиоритма [3]. Ввиду того, что в разрабатываемом устройстве ЭКГ является вспомогательным инструментом диагностики – основной акцент делается на изучении тонов сердца, - количество отведений можно сократить до одного по той причине, что в ходе выполнения программы электрокардиограмма применяется для локализации моментов систолы и диастолы, а также отслеживания R-R интервалов и сегментов кардиосигнала [5].

Электроды канала ЭКГ располагаются в непосредственной близости от датчика регистрации звука, помещающегося поочередно на шесть основных точек в области сердца при его аускультации. Несмотря на то, что расстояние между электродами значительно меньше, чем при классической системе отведений, и вид кардиограммы будет отличаться в зависимости от расположения датчиков при аускультации, это не повлияет на алгоритм обработки, так как подход к сегментации сигнала остается тем же.

На рис. 1 приведена обобщенная блок-схема устройства. Имеющие разную амплитуду и характеры помех, оба канала записи усиливаются и фильтруются по отдельности в блоке предварительной обработки сигнала. Сигнал передается на блок оцифровки, необходимый для осуществления аналого-цифрового преобразования и передачи данных через проводное подключение на автоматизированное рабочее место врача.



Рис. 1 – Обобщенная схема прибора для регистрации ФКГ и ЭКГ

Существующие аналоги съема поликардиосигналов в большинстве своем представляют собой модификации аналогового стетоскопа с установленными на головке стетоскопа электродами. Недостаток таких устройств заключается в том, что при прохождении звука через трубку колебания затухают, и часть полезного сигнала – в основном низкочастотного – пропадает, чего нельзя допускать при исследовании S3 и S4 тонов.

Программная часть комплекса представляет собой обработку полученных сигналов с помощью модели искусственного интеллекта, которая будет обучена определять возможные патологии путем спектрального анализа фрагментов сигналов.

Современные методы цифровой обработки на примере представленной системы позволяют применять спектральный анализ для выделения исследуемого временного промежутка синхронной записи сигналов ФКГ и ЭКГ и делать вывод о работе сердца на определенном участке его работы.

Библиографический список

1. Шерозия Г. Г. Обнаружение биомеханических проявлений ишемической болезни сердца: компьютерная кардиокимография : дис. – М. : [Ин-т машиноведения им. АА Благонравова РАН], 2004.
2. Kudrya O. N. Оценка функционального состояния и физической подготовленности спортсменов по показателям вариабельности сердечного ритма //Вестник Новосибирского государственного педагогического университета. – 2014. – №. 1. – С. 185-196.
3. Monteiro S. M., Da Silva H. P. A novel approach to simultaneous phonocardiography and electrocardiography during auscultation //IEEE Access. – 2023.
4. Шарыкин А. С. Проплапс митрального клапана-новый взгляд на старую патологию //Российский вестник перинатологии и педиатрии. – 2008. – Т. 53. – №. 6. – С. 11-20.
5. Блинова Е. В. и др. Фонокардиография: новые возможности в свете цифровых технологий //Кардиологический вестник. – 2018. – Т. 13. – №. 2. – С. 15-21.
6. Лагирвандзе А. К., Калининченко А. Н., Моргунова Т. В. Алгоритм анализа форм кардиоциклов ЭКГ с использованием технологий машинного обучения //Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2019. – №. 4. – С. 75-84.

КОНСТРУКЦИЯ ФАНТОМА ДЛЯ МАТРИЧНОГО БИОИМПЕДАНСНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ

А.В. Серебровский, И.А. Халин, А.В. Лях, Д.А. Фатнев
ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск

Рассмотрен принцип создания фантомов матричного биоимпедансного преобразователя, предназначенного для сбора сырых данных для классификатора риска рака молочной железы.

Ключевые слова: рак молочной железы, матричный биоимпедансный преобразователь, фантом для моделирования электрических свойств молочной железы

DESIGN OF A PHANTOM FOR A MATRIX BIOIMPEDANCE TRANSDUCER

A.V. Serebrovsky, I.A. Khalin, A.V. Lyakh, D.A. Fatnev
South-West State University, Kursk

The principle of creating phantoms of a matrix bioimpedance transducer intended for collecting raw data for a breast cancer risk classifier is considered.

Key words: breast cancer, matrix bioimpedance transducer, phantom for modeling electrical properties of the breast.

Рак молочной железы (МЖ) является наиболее распространенной злокачественной опухолью среди женщин. В последнее время использование методов биоимпедансного анализа для обнаружения рака МЖ (РМЖ) стало новым направлением, поскольку было найдено больше доказательств того, что злокачественные опухоли МЖ имеют значительно отличающийся импеданс от нормальных тканей [1, 2, 3].

В ряде работ было показано, что патологические образования нарушают анизотропию биоматериалов, что, в частном случае, приводит к снижению электропроводности биоматериала [4]. Учитывая вышесказанное, нами разработан способ оценки риска РМЖ, основанный на спектроскопии биоимпеданса и учитывающий анизотропию биоматериала [5]. Способ заключается в сканировании поверхности кожи МЖ посредством формирования отведений путем включения в цепь генератора тока биоматериала МЖ и получения графика Коула импеданса этого биоматериала. Для формирования отведений используются матрица, содержащая 256 электродов ($16 \times 16 = 256$). Отведение образуется посредством подключения биоматериала МЖ между одним из электродов матрицы и индифферентным электродом. При этом в каждом из 256 отведений одной топологической структуры из графика Коула выделяют шесть дескрипторов из его реальной составляющей и шесть дескрипторов из его мнимой составляющей, которые поступают на 256 нейронных сетей первого

иерархического уровня обучаемого классификатора риска онкологического заболевания МЖ. Второй уровень классификатора агрегирует решения нейронных сетей первого уровня. Решения нейронных сетей второго иерархического уровня хранятся в запоминающем устройстве, и по окончании сканирования биоматериала МЖ подаются на нейронную сеть третьего иерархического уровня, с выхода которого снимается величина риска онкологического заболевания молочной железы.

Учитывая, что классификатор предназначен для работы с живыми объектами, то на первом этапе его целесообразно апробировать на фантоме МЖ. Для моделирования электрической проводимости биоматериала МЖ используют емкости, наполненные физиологическим раствором с удельным сопротивлением $\rho = 0,7 \text{ Ом} \cdot \text{м}$ (0,8% раствор NaCl). Принцип построения фантома для моделирования физических свойств МЖ, иллюстрирует рис. 1 [6].

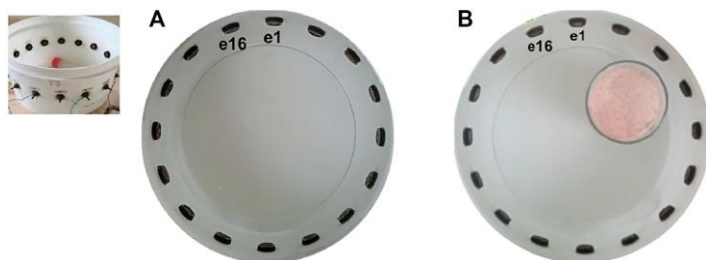


Рис. 1 – Иллюстрация принципа построения фантома для моделирования электрических свойств молочной железы: фантом со стальными электродами e1... e16 по часовой стрелке сверху заполненный физиологическим раствором (А); тоже с объектом с низкой проводимостью (цилиндр из латуни, между e3 и e4); вставка: общий вид фантома диаметром 23 см [6]

Для имитации опухолей использовались включения с большей проводимостью различных типов и размеров, а также при различных положениях включений, в который последовательно на определенную глубину опускали предметы с большей или меньшей электропроводностью, создавая тем самым зоны неоднородной проводимости. Для моделирования неоднородностей электрической проводимости в электролите использовались полые латунные цилиндры с внешним диаметром от 10 до 15 мм и высотой 20 мм, полученные из латунной трубы Л70 ГОСТ 216446-2003, а также квадрат латунный с сечениями 5×5 мм, 8×8 мм, 15×15 мм ЛС-59-1 и круг латунный ЛС63-3 ГОСТ Р 52597-2006 диаметром от 5 до 15 мм с удельным электрическим сопротивлением $\rho = 0,065 \cdot 10^{-6} \text{ Ом} \cdot \text{м}$.

В конструкции фантома рис. 1 отведения образуются путем попарного включения электродов в измерительную цепь, как это показано на рис. 2, образуя при этом одну пару токовых электродов и тринадцать пар потенциальных (сигнальных) электродов [7].

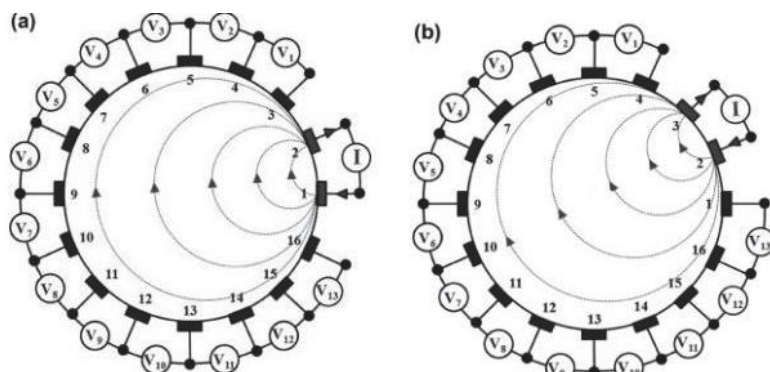


Рис. 2 – Иллюстрация коммутации электродов в фантоме рис. 4.8: (а) первый шаг коммутации соседних электродов; (б) второй шаг

Учитывая, что разработанный биоимпедансный преобразователь использует матрицу электродов, а не линейку электродов, как это было рассмотрено в [7], была разработана конструкция фантома МЖ для 8×8 и 16×16 ортогональных отведений. Для моделирования матричного импедансного преобразователя использовалась емкость квадратной формы, с установленными на всех ее сторонах электродами, по 16 электродов на каждой стороне. На рис. 3 показан эскиз фантома для модели матричного импедансного преобразователя для 256 электродов. С помощью такой системы электродов имеется возможность получить 32 графика Коула по 16 в двух ортогональных направлениях. Риск РМЖ моделируется путем агрегации риска РМЖ в парах двух ортогональных направлений инжектируемого тока на 256 точках координат электродов фантома.

Исследования проводились на частотах от 10 кГц до 50 кГц. Сила тока на частоте 10 кГц составила 0,13 мА, а при частоте 50 кГц 0,5 мА. Для моделирования анизотропии проводимости в физиологический раствор опускался квадрат латунный, одну из сторон которого покрывали диэлектрической пленкой очень малой толщины, например, полиэтиленовой пленкой Matrix толщиной 7 мкм. Еще один пример, внутри массива металла помещали тонкие продольные диэлектрические вставки. Рис. 3 иллюстрирует способ получения такого включения.

Таким образом, разработана конструкция фантома для матричного биоимпедансного преобразователя с использованием 32 ортогональных отведений. Проведены экспериментальные исследования ММК на разработанном фантоме с использованием включений большей проводимости (имитация опухоли) различных типов и размеров, а также включений с анизотропией электрической проводимости, в диапазоне проводимости от 1,1 до 1,9 от фоновой,

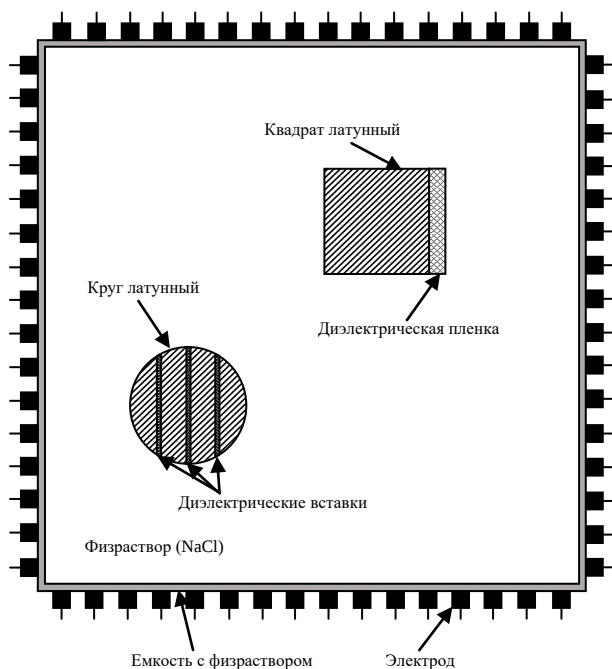


Рис. 3 – Конструкция фантома с моделью матричного биоимпедансного преобразователя 16×16 электродов

На основе полученных изображений в двухуровневой нейронной сети первого канала определялся интегральный риск РМЖ по всем пикселям изображения. Предложен способ агрегирования риска РМЖ по ортогональным электродным отведениям в фантоме. Статистические исследования (ROC-анализ) показали достаточную для скринингового метода чувствительность и специфичность – $>0,75$.

Библиографический список

1. Шаталова, О.В. Биомедицинская спектроскопия в классификаторах функционального состояния органов и систем человека, построенных на основе гибридных технологий искусственного интеллекта / О.В. Шаталова, А.В. Серебровский, Н.С. Стадниченко, А.Ю. Новоселов, А.В. Лях // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. - 2023. - Т. 22, № 2. - С. 100-113.
2. Шаталова, О.В. Развитие технологии биоимпедансной спектроскопии в системах поддержки принятия врачебных решений / О.В. Шаталова, Н.С. Стадниченко, М.А. Ефремов, А.Ю. Новоселов, И.А. Башмакова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление,

вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2023. - Т. 13, № 1. - С. 143-169.

3. Технологии биоимпедансной спектроскопии в системах поддержки принятия решений при диагностике социально значимых заболеваний / О. В. Шаталова, Н.С. Стадниченко, М.А. Ефремов, И.А. Башмакова, А.В. Лях, А.В. Серебровский // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023. Т. 13, № 4. С. 148–174. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-4-148-174>.

4. Пат. 2504328 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/053. Устройство для контроля анизотропии электрической проводимости биотканей / Томакова Р.А., Филист С.А., Кузьмин А.А., Кузьмина М.Н., Алексенко В.А., Волков И.И. ; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования “Юго-Западный государственный Университет” (ЮЗГУ). - № 2012128471/14 ; заявл. 06.07.2012 ; опубл. 20.01.2014, Бюл. № 2. – 2 с. : ил.

5. Серебровский, А.В. Мультимодальный классификатор риска рака молочной железы на основе анализа импеданса биоматериала / А.В. Серебровский, О.В. Шаталова, А.В. Лях, И.А. Халин, И.А. Башмакова, З.У. Протасова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024;14(2):142-159. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-2-142-159>.

6. Barreiro, M. Multiplexing error and noise reduction in electrical impedance tomography imaging [Electronic resource] / M. Barreiro, P. Sánchez, J. Vera, M. Viera, I. Morales, A.H. Dell’Osa, P. Bertemes-Filho, F. Simini // Frontiers in Electronics. – 2022. - Vol. 3. - Pp. 848618 (1-11). – DOI:10.3389/felec.2022.848618. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/electronics/articles/10.3389/felec.2022.848618/full> (date of access 25.05.2023).

7. Development of a modular 64-electrodes electrical impedance tomography system [Electronic resource] / Ch. Dimas, P. Tsampas, N. Ouzounoglou, P.P. Sotiriadis // 2017 6th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies (MOCAST) (04-06 May 2017 y.). - Thessaloniki, Greece: IEEE, 2017. - Pp. 1-4. – DOI: 10.1109/MOCAST.2017.7937666. – URL: https://www.academia.edu/68035213/Development_of_a_modular_64_electrodes_Electrical_Impedance_Tomography_system (date of access 27.08.2023).

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОТЛАДОЧНОЙ ПЛАТЫ NUCLEO-F429ZI ДЛЯ ПРОТОТИПИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВ МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ

В.В. Зива

**ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский университет аэрокосмического
приборостроения», г. Санкт-Петербург**

В данной статье рассмотрены технические и функциональные возможности отладочной платы компании STMicroelectronics NUCLEO-F429ZI для прототипирования устройств мониторинга здоровья.

Ключевые слова: STM32, микроконтроллеры, мониторинг здоровья.

USING THE NUCLEO-F429ZI EVOLUTION BOARD FOR PROTOTYPING HEALTH MONITORING DEVICES

V.V. Ziva

St. Petersburg University of Aerospace Instrumentation, St. Petersburg

This article discusses the technical and functional capabilities of the STM Electronics NUCLEO-F429ZI development board for prototyping health monitoring devices.

Key words: STM32, microcontrollers, health monitoring.

Создание собственного проекта, использующего микроконтроллер, можно разбить на три этапа:

- 1) разработка принципиальной электрической схемы управляемого устройства;
- 2) выбор контроллера и языка программирования
- 3) создание/отладка кода программы микроконтроллера для управления устройством.

При разработке принципиальной электрической схемы необходимо точно определить номинальные значения токов и напряжений, а также выбрать соответствующие электрические и электронные компоненты для корректной работы переходных процессов в различных участках цепи. Следует отметить, что создание и монтаж схемы требуют значительного времени и представляют сложность для людей без глубоких знаний в области электроники и электротехники.

На следующем этапе разработки проекта следует выбрать контроллер и язык программирования. Сегодня существует широкий выбор микроконтроллеров, подходящих для решения различных задач. Для того, чтобы изначально правильно выбрать контроллер, разработчику следует взвесить, оценить свой проект по некоторым критериям:

- 1) Необходимые интерфейсы для работы и их количество;

- 2) Скорость работы контроллера для решения необходимых задач;
- 3) Объем памяти необходим для написания и хранения кода программы и многое другое.

После этого следует изучить техническую документацию микроконтроллера и понять, где расположены различные интерфейсы и как подключить процессор к уже существующей электрической схеме, которой предстоит управлять контроллером.

Следующим этапом является написание программы, которое обычно является самым трудоемким и сложным. Контроллеры обычно поддерживают несколько языков программирования, и для каждого языка существуют различные среды программирования. Некоторые радиолюбители предпочитают контроллеры Atmel, но для более сложных задач следует обратить внимание на контроллеры STMicroelectronics, Texas Instruments, Intel, Microchip и других производителей. После выбора контроллера можно изучать среду разработки для данного процессора и писать код программы.

Одним из способов упростить процесс создания нового проекта на базе микроконтроллера как по уровню сложности, так и по затраченному времени, является использование отладочных плат. Данные платы существуют у всех компаний, которые производят контроллеры.

Использование отладочных плат является одним из способов упрощения процесса создания проекта на базе микроконтроллера. Отладочная плата представляет собой комплексное решение от производителя контроллера, предназначенное для упрощения разработки проекта и отладки программного обеспечения. Обычно на таких платах размещен сам микроконтроллер с разведенными пинами ввода/вывода, а также различные интерфейсы, ЦАП, АЦП, Ethernet, сенсорный дисплей, энергонезависимая память и другие компоненты в зависимости от возможностей контроллера. Таким образом, разработчик получает готовое устройство для написания и отладки программного обеспечения с необходимым набором периферии. В таком случае нет необходимости паять или подбирать электронные компоненты, что значительно экономит время на первом этапе. После написания и полной отладки программного кода можно перенести проект на конечную плату. Отладочная плата может служить примером для создания конечной платы - достаточно приобрести такие же или аналогичные компоненты и соединить их согласно известной схеме.

Обратим внимание на отладочную плату производства STMicroelectronics, NUCLEO-F429ZI. Данный контроллер представляют собой мощное решение для создания сложного проекта. Главные преимущества STM32 — это богатый набор функционала при достаточно низкой цене. На данный момент из доступных контроллеров является серия F4 с максимальной тактовой частотой 180 МГц. Количество поддерживаемых интерфейсов намного превышает любую Atmega за такую же цену. Именно поэтому данные контроллеры все больше находят свое применение в производстве. Благодаря большому количеству периферии и интересам, любой проект можно легко

модифицировать, расширить без каких-либо проблем.

Отладочная плата NUCLEO-F429ZI создана для демонстрации и разработки проектов на платформе ARM Cortex-M7, которая базируется на микроконтроллере STM32F429ZI. Данный контроллер поддерживает 4 I2C, 6 SPI с тремя I2S интерфейсами, 4 USART, 4 UART, 2 CAN, три 12-битных АЦП, два 12-битных ЦАП, 2 SAI, 256 Кб SRAM и 2 Мб Flash-памяти, USB OTG HS и FS, Ethernet MAC, FMC interface, внутрисхемный отладчик. Данная плата DISCO содержит в себе все необходимое для быстрого начала работы и разработки приложений.

Хороший выбор аппаратных возможностей на отладочной плате помогает разработчику оценить практически все периферийные устройства (USB OTG HS и FS, 10/100-Mbit Ethernet, USART, стерео ЦАП, SDRAM (рис. 1). Также на плате присутствуют Arduino Uno V3 разъемы (рис. 2), что позволяет легко подключить платы расширения. Интегрированный в плату ST-LINK/V2-1 предоставляет встроенный в схему отладчик и программатор для STM32 [1].

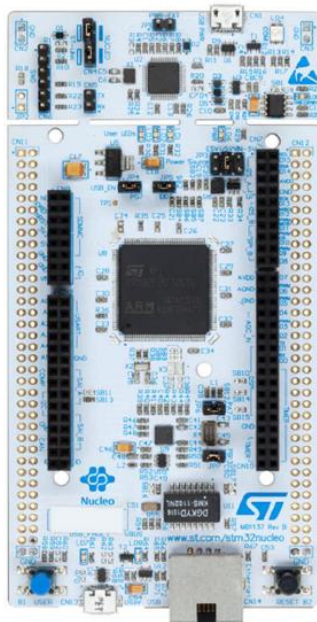


Рис.1 – Верхняя сторона платы

Из многочисленных сред разработки ПО бесплатным является System Workbench from AC6. Также имеется возможность создать макет будущего проекта при помощи фирменной утилиты STM32CubeMX.

Данное ПО позволяет в несколько шагов настроить необходимые выводы контроллера для последующего использования в проекте. STM32CubeMX

предоставляет гибкую настройку различных интерфейсов, частот контроллера, конфигурирование внешней периферии. После выполненных действий создается каркас проекта с начальным кодом программы, в который уже следует добавить пользовательский код в специально отведенное для этого место [2].



Рис. 2 – Нижняя сторона платы

Данное ПО позволяет в несколько шагов настроить необходимые выводы контроллера для последующего использования в проекте. CubeMX предоставляет гибкую настройку различных интерфейсов, частот контроллера, конфигурирование внешней периферии. После выполненных действий создается каркас проекта с начальным кодом программы, в который уже следует добавить пользовательский код в специально отведенное для этого место [2].

Как было отмечено выше, NUCLEO-F429ZI оснащен контроллером STM32F429ZI, который отвечает за весь функционал и контроль периферии.

Представленные схемы действительно показывают, что данная плата имеет мощный функционал при относительно небольших размерах.

Обращаясь к минимальным техническим требованиям, которые обозначены в статье, можно сделать вывод, что данная плата полностью удовлетворяет необходимым предъявляемым критериям и обладает необходимыми средствами для разработки макета устройства мониторинга здоровья.

В ходе исследования отладочной платы NUCLEO-F429ZI были выявлены основные достоинства, рассмотрены структурные схемы устройства, выявлены все интерфейсы, которыми обладает данная плата и поддерживает сам микроконтроллер.

Богатый набор периферии делает данную отладочную плату универсальным инструментом для разработки любого проекта, начиная от самых простых моделей приборов и заканчивая сложными вычислительными устройствами. Простота использования, легкость подключения периферии, мощный высокопроизводительный контроллер STM32F429ZI, возможность быстро написать и отладить код программы являются ключевыми особенностями и преимуществами по сравнению с конкурентными устройствами данного характера от других производителей.

Библиографический список

1. UM1907 Discovery kit for STM32F4 Series with STM32F429 MCU. January 2022. UM1907 Rev5, URL: https://www.st.com/resource/en/user_manual/um1907-discovery-kit-for-stm32f4-series-with-stm32f429-mcu-stmicroelectronics.pdf
2. UM1718 User manual STM32CubeMX for STM32 configuration and initialization C code generation. September 2023. UM1718 Rev42, URL: https://www.st.com/resource/en/user_manual/um1718-stm32cubemx-for-stm32-configuration-and-initialization-c-code-generation-stmicroelectronics.pdf

УДК 617-7

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ИНОРОДНЫХ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПРЕДМЕТОВ В ОРГАНАХ ЗРЕНИЯ

Б.И. Ахмадиев

Научный руководитель – К.Р. Уразбахтина, ассистент кафедры
биомедицинской инженерии

ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий», г. Уфа

На данный момент обнаружение металлических частиц в органах зрения является актуальной задачей для медико-экспертной службы. Анализ методов обнаружения инородных металлических частиц в глазу и выбор оптимального способа для дальнейшего проектирования устройства на его основе – важный вопрос в области проектирования медико-биологических систем.

Ключевые слова: *инородные металлические предметы в глазу, устройство для обнаружения инородных металлических частиц.*

DEVICES FOR DETECTING FOREIGN METAL OBJECTS IN THE VISUAL ORGANS

B. I. Akhmadiev

Scientific supervisor – K. R. Urazbakhtina, assistant department of Biomedical Engineering

Ufa University of Science and Technology, Ufa

At the moment, the detection of metal particles in the organs of vision is an urgent task for the medical expert service. Analysis of methods for detecting foreign metal particles in the eye and choosing the optimal method for further design of a device based on it is an important issue in the field of design of biomedical systems.

Key words: *foreign metal objects in the eye, device for detecting foreign metal particles.*

Травмы глаза, которые связаны с попаданием инородных металлических предметов встречаются довольно часто [1]. Наиболее подвержены таким травмам люди, которые работают с шлифовальными машинами и циркулярными пилами [1]. Согласно статистике, своевременное обнаружение металлических частиц в глазу упрощает лечение и сокращает риски осложнений [3]. Диагностика инородных металлических тел и частиц является одним из самых важных аспектов. Своевременная идентификация металлического предмета позволяет сохранить зрение пациенту.

Такие травмы происходят из-за недостаточной защиты или при несоблюдении правил безопасности при деятельности на рабочем производстве. Клинические данные говорят о том, что около 60 % всех случаев повреждения глаз связано с попаданием инородных металлических фрагментов и частиц [2]. При подобных травмах нужно быстрое и точное обнаружение инородного предмета в глазу, так как неправильное лечение или диагностика может привести к очень серьезным травмам. Так, например, повреждения роговицы по статистике, как отечественной, так и зарубежной литературы, встречаются часто и составляют около 10 % всех первичных обращений пациентов с травмой глаза [2,10]. По данным регистра повреждений органа зрения США (USEUR) роговица повреждается более чем в 50 % случаев серьезной травмы глаза [10].

Таким образом, анализ методов и дальнейшее проектирование устройства для идентификации инородных металлических частиц в глазу является актуальной задачей в современной системе здравоохранения.

Инородные металлические предметы в глазу классифицируются по разным признакам, таким как:

- 1) открытые травмы, возникающие при попадании в глаз острых металлических предметов, которые могут повредить роговицу, что приводит к разрыву глазного яблока.

2) закрытые травмы, встречающиеся при ударе, который может вызывать отёк и покраснения и другие повреждения без попадания инородного металлического объекта.

3) поверхностные травмы возникают, если металлический предмет задерживается во внешних слоях глаза и не проникает вглубь. Несмотря на это, данное повреждение требует немедленной диагностики и удаления инородных частиц для уменьшения рисков потери зрения.

4) проникающие травмы возникают, когда инородное тело проникает глубоко в глаз. Такие травмы гораздо опаснее и могут привести к серьёзным осложнениям при несвоевременном вмешательстве — человек может лишиться зрения.

На сегодняшний день существует несколько методов диагностики, что существенно улучшило, снизило риск осложнений, повысило эффективность лечения и обнаружения инородных металлических частиц в глазу. Применение современных технологий, таких как оптическая когерентная томография (ОКТ) и усовершенствованные методы ультразвуковой диагностики, позволило ускорить процесс выявления металлических инородных тел в глазах на 30 – 40 % [8].

Нижеприведённые методы обеспечивают возможность проводить практическое исследование и определять локализацию инородных металлических предметов в глазу.

1) Магнито-офтальмоскопический — этот метод используется для обнаружения и удаления маленьких металлических частиц из глаз. Чаще всего применяются при поверхностных повреждениях роговицы и передней камеры глаза. Работают они на основе слабого электромагнитного поля. Недостатком данного метода является диагностика только внешних оболочек глаза и ограниченное применение только для металлических предметов. Например, “Ellis Magnet Foreign Body Remover” — это инструмент широко применяется в офтальмологических операциях, когда требуется деликатное удаление инородного металлического предмета из глаза.

2) Рентгенография — обычно используются при диагностике, когда инородные предметы находятся глубоко в глазу и не видны при осмотре. Делается рентгенограмма, при помощи которой, определятся локализация и степень повреждения тканей. Существует несколько недостатков, такие как: Ограниченная точность для мелких частиц, излучение может предоставить риск для здоровья пациента при многократных повторных снимках. Применяют аппараты рентгенографии, например, такую как, “Philips DigitalDiagnost C90”.

3) Ультразвуковое исследование (УЗИ) глазниц — неинвазивный метод диагностики, также применяется чаще всего при глубоких повреждениях. Работает при помощи ультразвукового датчика, который контактирует с закрытым глазом. Является более безопасным методом, чем рентгенография. У УЗИ главным недостатком является ограниченная информация о задних стенках глаза, также при кровоизлиянии ультразвуковое исследование может

быть очень ограниченным. Одним из наиболее распространённых приборов для проведения УЗИ глаз в России является «Quantel Medical Aviso A/B».

4) Оптическая когерентная томография (ОКТ) – неинвазивный метод визуализации, который помогает определить локализацию инородного металлического предмета. ОКТ является высокоразрешающим методом, который помогает дать точную диагностику, которая помогает врачу планировать дальнейшее хирургическое вмешательство. Одним из важных факторов недостатка является стоимость данного оборудования. Данная технология требует дорогое специализированное оборудование. Широко используется аппарат для оптической когерентной томографии (ОКТ) «Optovue iVue».

В табл. 1 представлена сводная таблица методов для обнаружения инородных металлических предметов в органах зрения.

Таблица – 1 Сводная таблица методов

№	Метод	Основное применение	Преимущества	Недостатки	Стоимость	Пример выпускаемого на рынке оборудования
1	Манито-офтальмоскопический	Обнаружение и удаление металлических инородных тел передней поверхности глаза или роговицы	Минимально инвазивен	Эффективен только для металлических предметов	Низкая	Ellis Magnet Foreign Body Remover
2	Рентгенография	Обнаружение инородных металлических частиц в структурах глаза	Показывает костные и структурные повреждения	Излучение	Средняя	Philips DigitalDiagnost C90
3	УЗИ глазниц	Обнаружение инородных металлических предметов в более глубоких структурах глаза	Обнаруживает инородное предмети в глубоких структурах, включая сетчатку	Ограниченное разрешение для мелких деталей	Средняя	Quantel Medical Aviso A/B
4	ОКТ	Обнаружение инородных металлических предметов в органах зрения	Проводит визуализацию в очень хорошем разрешении	Тяжело получить изображение при значительных помутнениях (например при катаракте)	Высокая	Optovue iVue

Подводя итоги, можно сделать вывод о том, что самым оптимальным по стоимости и массогабаритным параметрам является устройство на основе магнитно-офтальмоскопического метода, так как они могут применяться в различных условиях работы и не требуют особых требований эксплуатации в

медицинских учреждениях. Таким образом, проектирование устройства на основе магнитно-офтальмоскопического метода является значимой задачей для научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ.

Библиографический список

1. Особенности эпидемиологии заболеваемости и инвалидности в связи с болезнями органов зрения в России и за рубежом [Электронный ресурс] https://naukamolod.rzgm.ru/uploads/art/art490_d5c3c4.pdf (дата обращения: 17.10.2024).
2. Инородное тело роговицы [Электронный ресурс] <https://diseases.medelement.com/disease/%D0%B8%D0%BD%D0%BE%D1%80%D0%BE%D0%B4%D0%BD%D0%BE%D0%B5-%D1%82%D0%B5%D0%BB%D0%BE-%D1%80%D0%BE%D0%B3%D0%BE%D0%B2%D0%B8%D1%86%D1%8B-%D0%BA%D1%80-%D1%80%D1%84-2021/17136> (дата обращения 17. 10. 2024).
3. Проникающее ранение роговицы с ущемлением инородного тела в роговице: клинический случай [Электронный ресурс] <https://eyepress.ru/article/pronikayushchee-ranenie-rogovitsy-s-ushchemleniem-inorodnogo-tela-v-rogovitse-kl> (дата обращения 17. 10. 2024).
4. Гусев В. Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него / Гусев В. Г. – Москва, 2004. - 595 с.
5. Волков В.В. Открытая травма глаза/ В.В. Волков. – СПб.: ВМедА, 2016. – 280 с.
6. Инородное тело внутри глаза: [Электронный ресурс] <https://mgkl.ru/patient/stati/inorodnoe-telo-vnutri-glaza> (дата обращения 14. 10. 2024)
7. Первая помощь при острых заболеваниях и повреждениях глаза / О.А. Джалиашвили, А.И.Горбань. – Л.: Медицина, 1985. – 253 с Дамбите, Г.Р.
8. An Update on the Management of Intraocular Foreign Bodies [Электронный ресурс] <https://retinalphysician.com/issues/2011/april/an-update-on-the-management-of-intraocular-foreign-bodies/> (дата обращения 18. 10. 2024).
9. Поляк, Б.Л. Военно-полевая офтальмология / Б.Л. Поляк. - Л.: Медгиз, 1957. – 388 с.
10. The United States Eye Injury Registry (USEUR) and the Hungarian Eye Injury Registry (HEUR) / F. Kuhn, V. Mester, A. Berta [et al.] // Ophthalmologe. –1998. – Vol. 95. –P. 332-343.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ РАЗМОРАЖИВАНИЯ ПЛАЗМЫ КРОВИ

А.В. Чикин

Научный руководитель – К.Р. Уразбахтина, ассистент кафедры
биомедицинской инженерии

ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий», г. Уфа

Современное техническое состояние клинической медицины позволяет нам говорить о доступности переливания плазмы не только в пунктах сбора крови, но и в разных отдаленных сельских местностях, таким образом, анализ различных методов размораживания плазмы крови, их качественное сравнение и выбор оптимальной методики для дальнейшего проектирования устройства для быстрого размораживания плазмы крови является актуальной задачей.

Ключевые слова: *свежезамороженная плазма, система быстрого размораживания плазмы крови, методы размораживания плазмы.*

COMPARATIVE ANALYSIS OF BLOOD PLASMA DEFROSTING METHODS

A.V.Chikin

Scientific supervisor – K.R. Urazbakhtina, assistant at the Department of
Biomedical Engineering

Ufa University of Science and Technology, Ufa

The modern technical state of clinical medicine allows us to talk about the availability of plasma transfusion not only at blood collection points, but also in various remote rural areas, thus, analysis of various methods of thawing blood plasma, their qualitative comparison and selection of the optimal technique for further design of a device for rapid defrosting blood plasma is an urgent task.

Key words: *freshly frozen plasma, rapid plasma defrosting system, plasma defrosting methods.*

Свежезамороженная плазма – это компонент донорской крови человека, предназначенный для переливания. Она широко применяется в клинической медицине. В России ежегодная потребность плазмы для клинического применения составляет 350 тыс. литров [1].

Хранение и транспортировка необходимых форменных элементов является актуальной проблемой в современной медицине. К примеру, в 2021 году Республика Башкортостан стала лидером среди субъектов России по объемам заготовки и применению антиковидной плазмы [2]. Собранную кровь разделяли на форменные элементы и хранили до момента, когда они потребуются пациенту. Данная задача решалась в том числе с помощью замораживания и размораживания плазмы.

Непосредственно перед трансфузией (переливанием) свежемороженную плазму размораживают при температуре 37 градусов Цельсия [3]. Для этого применяются системы быстрого размораживания плазмы. Их оперативное использование позволяет минимизировать время ожидания.

Данные системы представляют собой технические средства, которые используются для измерения электрических, магнитных и электромагнитных величин, характеризующих температурные характеристики объекта размораживания [4]. Устройства для быстрого размораживания плазмы должны успешно и качественно производить размораживание компонентов донорской крови человека. Несоблюдение или нарушение процедуры размораживания ведет к инактивации факторов свертывания крови [4]. Именно они предотвращают развитие ацидоза, гипотермии, коагулопатии.

Системы быстрого размораживания компонентов крови должны обеспечивать установленную скорость и мониторинг размораживания и подогрева, а также предотвращение контаминации [5].

Системы для быстрого размораживания плазмы пользуются большим спросом на рынке медицинского оборудования. Статистика их использования показывает значительный рост интереса к данным технологиям. Например, в 2023 году рынок систем размораживания был оценен в 86,26 миллионов долларов, а по прогнозам, к 2031 рынок данных систем будет оцениваться в 230,12 миллионов долларов [6].

На рисунке 1 представлена тенденция роста рынка систем быстрого размораживания в период с 2024 по 2031 год [6].

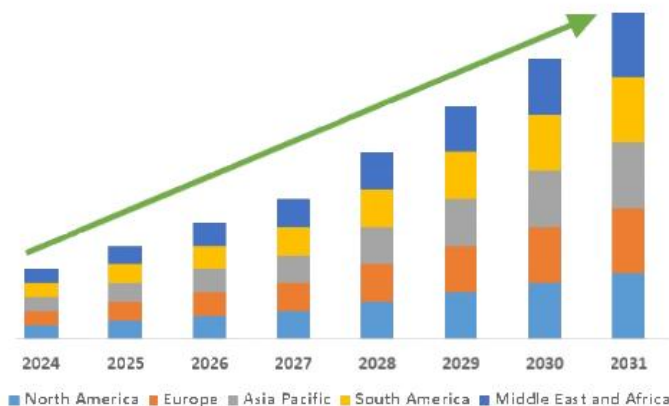


Рис.1 – График роста рынка систем быстрого размораживания с 2024 по 2031 год

В соответствии с этим, разработка систем быстрого размораживания плазмы крови является актуальной и перспективной задачей для научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ.

На данный момент актуальность в использовании имеют следующие методики подготовки плазмы к трансфузии: [7 – 12]

1. Водяная баня. Примером устройства может быть размораживатель РП 1–"БФА". Прибор представляет собой водяную баню, оборудованную термометром, звуковой и световой индикацией, защитой от перегрева, блоком обеззараживания теплоносителя, датчиком уровня воды. Прибор использует технологию «Бережное оттаивание», исключаящую механические воздействия на размораживаемый объект [7];

2. Разморозка в турбулентных потоках жидкости. Представителем оборудования, в котором используется данная технология является устройство для размораживания криоконсервированных продуктов крови «ПЛАЗМОТЕРМ-4». Устройство представляет собой термостатируемую ванну, в которой находится вода, подогретая до необходимой температуры. Контейнеры с продуктами крови размещаются в специальной корзине из нержавеющей стали, которая периодически встряхивается электродвигателем с частотой близкой к пульсу человека, при этом существенно снижается время размораживания [8];

3. Инфракрасное размораживание. Примером устройства, в котором реализована данная технология является камера для размораживания и подогрева биоматериалов SAHARA III. В нем тепло передается от подогревающей пластины к препаратам крови, подлежащим переливанию в соответствии с принципом теплопроводности и от высокотурбулентного, нагретого окружающего воздуха в соответствии с принципом принудительной конвекции [9, 10];

4. Сухое размораживание (тепловая камера). Примером устройства может быть ZiPThau 202 FreMon Scientific – это сухая, прецизионная, портативная система для быстрого и контролируемого размораживания плазмы [11]. В состав модуля камеры размораживания входит две герметичные нагревательные подушки, каждая из которых наполнена 300 мл жидкости на водной основе. Каждая подушка прикреплена к нагревательному элементу и контролируется датчиком температуры и контроллером модуля камеры [12];

В табл. 1 представлены вышеперечисленные методы размораживания с указанием основных характеристик, влияющих на выбор конкретного метода, а именно: скорость разморозки, уровнем сохранения качества плазмы после размораживания, уровнем безопасности и доступности.

Таблица 1 – Методы размораживания плазмы крови

Метод	Скорость	Качество плазмы	Безопасность	Доступность	Пример устройства
Водяная баня	Средняя (20-40 мин.)	Высокое при соблюдении правильного температурного режима	Средняя (существует риск контаминации при повреждении пакета с плазмой)	Высокая (простое и доступное оборудование)	РП 1 – «БФА»
Разморозка в турбулентных потоках жидкости	Высокая (10-20 мин.)	Высокое при постоянном контроле температуры и условий разморозки	Средняя (существует риск контаминации при повреждении пакета с плазмой)	Средняя (необходимо специализированное оборудование с обеспечением генерации и поддержания турбулентного потока жидкости)	Плазмотерм-4
Инфракрасное размораживание	Высокая (10-15 мин.)	Высокое при правильной настройке температуры	Средняя (существует риск локального перегрева)	Средняя (необходимо специфическое оборудование с возможностью генерации инфракрасного излучения)	SAHARA III
Сухое размораживание (тепловая камера)	Высокое (10-15 мин)	Высокое. Обеспечивается контроль температуры	Высокая (минимальный риск контаминации)	Средняя (необходимо оборудование со сложной структурой)	ZiPThay 202

Исходя из представленных данных о различных методах размораживания плазмы, можно сделать вывод, что оптимальным решением при разработке системы быстрого размораживания плазмы является использование метода сухого размораживания. Данный метод характеризуется высокой скоростью разморозки и качеством размороженной плазмы. При правильном подборе параметров и обеспечении их контроля данный метод обладает хорошим уровнем безопасности. Исключен контакт с водой и минимизирован риск контаминации.

Во многих странах метод водяной бани с температурой нагрева 37 градусов Цельсия является наиболее часто используемым устройством для размораживания плазмы и крови [13]. Предпочтение данному методу отдают в связи с высокой доступностью оборудования, простотой его обслуживания и высоким качеством плазмы после размораживания.

Таким образом, поставленная задача решается с помощью проектирования прибора для быстрого размораживания плазмы методом сухого размораживания.

Библиографический список

1. ФГБУ «НМИЦ Гематологии» Минздрава России: официальный сайт. – Москва, 2023. – URL: <https://blood.ru/about/novosti/sluzhba-krovi-strany-vykhodit-novyy-uroven-razvitiya/> (дата обращения 09.10.2024).
2. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.bashinform.ru/news/social/2020-08-06/bashkiriya-yavlyatsya-liderom-po-ob-emam-zagotovki-i-primeneniyu-antikovidnoy-plazmy-2080714> (дата обращения 22.10.2024).
3. Российская Федерация. Законы. Об утверждении правил клинического использования донорской крови и (или) ее компонентов: Приказ Минздрава России от 02.04.2013 N 183Н.
4. Жданов А.Е., Доросинский Л.Г., Борисов В.И., Негодяев К.Е., Евдоким Л. Сравнительный анализ методов и приборов для размораживания и подогрева криоконсервированных продуктов крови // Технические науки / ред. М. Ю. Ледванов. - Саратов, 2021. - С. 49-55.
5. ГОСТ Р 53420-2009 Кровь донорская и ее компоненты. Общие требования к обеспечению качества при заготовке, переработке, хранении и использовании донорской крови и ее компонентов: национальный стандарт Российской Федерации : дата введения 01.09.2010 / Федеральное агентство по техническому регулированию и метрологии. - Изд. официальное. - Москва: Стандартинформ, 2010. - 36 с.
6. URL: <https://www.databridgemarketresearch.com/> (дата обращения 13.10.2024).
7. Биофизическая аппаратура: официальный сайт. – Москва, 2024. – URL: <https://oobfa.ru/razmorazhivately-plazmy/rp1-bfa/> (дата обращения 18.10.2024).
8. Петромедснаб: официальный сайт. - Санкт-Петербург. URL: https://medsnab.ru/shop/oborudovaniyeslujbykrovi/razmorazhivately_plazmy/ustrojjstvoldjarazmorazhivaniyakriokonservirovannykhproduktovkroviplazmoterm4/ (дата обращения 18.10.2024).
9. Heger A., Pock K., Romisch J. Thawing of pooled, solvent/detergent-treated plasma octaplasLG: validation studies using different thawing devices. Transfusion Medicine and Hemotherapy. 2017. Vol. 44. No. 2. P. 94–98.
10. Norda R., Schott U., Berseus O., Akerblom O., Nilsson B., Ekdahl K.N., Stegmayr B.G., Knutson E.F. Complement activation products in liquid stored plasma and C3a kinetics after transfusion of autologous plasma. Vox sanguinis. 2012. Vol. 102. No. 2. P. 125–133.
11. ZipThay: официальный сайт. URL: <https://www.zipthaw.ru/index.php> (дата обращения 18.10.2024).
12. Руководство пользователя системы ZipThay202, 50 с.
13. Современные технологии разморозки для безопасности пациентов// Профессиональное медицинское оборудование и инструмент ТАХАТ: [сайт]. – 2022. – URL: <https://tahat.by/news/sovremennye-tehnologii-razmorozki-dlya-bezopasnosti-pacientov> (дата обращения 20.10.2024).

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ АДАПТАЦИИ К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА КИСТИ РУКИ

К.С. Ильичева

Научный руководитель: М.М. Тюрина, к.т.н., доцент

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

Рассмотрены результаты достижений в области тренировок для адаптации пользователей к бионическому протезу верхней конечности, выявлены ключевые моменты подготовки к использованию протезов. Проведен анализ патентных материалов. Разработана конструкция блока управления тренажера.

Ключевые слова: бионический протез, тактильный канал, адаптация к протезу, тренажер.

MODERN APPROACHES OF ADAPTATION TO THE USE OF BIONIC HAND PROSTHESIS

K.S. Ilyicheva

Supervisor: M.M. Tyurina, Candidate of Engineering Sciences

Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev–KAI,
Kazan

The results of achievements in the field of training for adaptation of users to the bionic prosthesis of the upper limb are considered, the key points of preparation for the use of prostheses are revealed. Patent materials are analyzed. The design of the simulator control unit is developed.

Key words: bionic prosthesis, tactile channel, adaptation to the prosthesis, simulator.

За период 2022-2023 гг. в протезах нуждались свыше 58 тыс. человек [1]. Почти в 80% случаев новые пользователи бионических протезов верхних конечностей сталкиваются с проблемой долгой адаптацией к протезу. Сигналы из мозга поступают в протез новым, непривычным способом для пользователя, из-за этого кисть протеза может слишком сильно или слишком слабо сжимать предмет и плохо разжиматься. Предмет может быть испорчен, привычные действия не могут быть выполнены с такой же скоростью и легкостью, как до использования протеза (в случае приобретенных причин использования протезов).

Адаптация к бионическому протезу требует индивидуального подхода к каждому пациенту. Современные технологии позволяют настраивать протезы под конкретные анатомические и функциональные особенности пользователя. Это включает в себя как физическую настройку, так и программирование функционала протеза для выполнения специфических

задач, что повышает комфорт и эффективность его использования.

Помимо адаптации к использованию протезов, продолжительный период уходит и на подготовку к их использованию [2]. Это связано с необходимостью обработки раны (рис.1, а), проведения тренировки для поддержания мышц в тонусе, чтобы они были готовы к весу и особенностям протеза. Смежные с культей мышцы и суставы – локтевой и плечевой суставы – необходимо регулярно растягивать (рис.1, б). В период тренировок перед этапом протезирования необходимо особое внимание уделять осанке, так как изменяется вес и баланс тела после утраты одной-двух верхних конечностей. Для сохранения осанки необходимо тренировать обе конечности (и доминирующую и недоминирующую). Благодаря тренированной осанке положение всего тела с протезом будет находиться в равновесии, что положительно скажется на здоровье внутренних органов и позвоночника. В большинстве случаев, реабилитация перед началом использования протеза занимает от полугода [2].

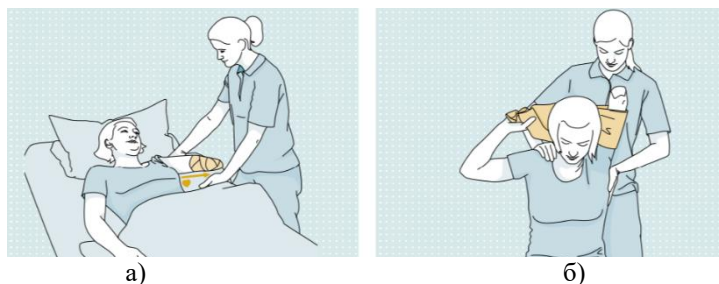


Рис. 1 – Пример тренировок в период реабилитации после проведения операции

Если, спустя длительного времени реабилитации, обхват культи остается одинакового обхвата, то можно переходить к процессу протезирования. На начальных этапах протезирования пользователь носит протез лишь пару часов в день, остальное время он должен находиться в специальной компрессионной повязке (лайнере), постепенно увеличивая количество времени использования протеза [2].

Важным этапом адаптации является реабилитация, которая включает в себя обучение пользователей управлению протезом. Специальные методики и программы реабилитации помогают пациентам быстрее освоить навыки работы с новым устройством, что способствует более успешной интеграции протеза в повседневную жизнь. После того, как время использования протеза начнет достигать 8 часов в день необходимо приступать к тренировке по использованию бионического протеза. Чаще всего данный этап включает в себя конкретные повторяющиеся стандартные упражнения. В перечень таких упражнений входят:

- хват предмета (схватить предмет и положить его на место) (рис.2, а);

- перекладывание предмета (переложить предмет с одной стороны препятствия (книга, игрушка, кубик) на другую) (рис.2, б);
- хват ручки/карандаша (вставить ручку/карандаш в кисть протеза, сжать его);
- хват бутылки с водой (схватить бутылку с водой, поднять ее, затем опустить на место).



а)



б)

Рис. 2 – Пример упражнений с бионическим протезом верхней конечности

Упражнения необходимо повторять до тех пор, пока они не будут получаться в 90% случаях (в идеальном варианте в 100% случаях). Но данный результат достигается за очень длительный срок. Минимальный срок адаптации начинается от 1 года и выше, что значительно отдалает момент возвращения к повседневной жизни. В связи с этим возникает задача уменьшения периода адаптации к бионическому протезу верхней конечности. Успешно решить данную задачу позволит тренажер, разработке которого посвящено представленное исследование.

В основу структурного построения тренажера положен тактильный канал, обеспечивающий чувствительность и реакцию на физические воздействия посредством тензометрических датчиков. Тензометрические датчики позволяют точно измерять деформации и нагрузки, что делает их идеальными для мониторинга усилий, прикладываемых пользователем во время тренировки. Патентно-реферативный поиск показал, что подобных тренажеров не существует, но имеется ряд устройств (табл. №1), позволяющих пользователю бионического протеза верхней конечности привыкнуть к его использованию.

Таблица 1

Название, номер патента	Автор	Год
Устройство для определения силы схвата предметов пальцами искусственной кисти, №SU212444 A1	Антошин П.Н.	1968
Кистевой протез и устройство для передачи усилий, №RU2416379 C2	Пухгаммер Грегор	2011
Двухканальное устройство тактильного воздействия, №RU213759 U1	Букин В.Ю. Тажигулов А.Н. Суханов А.Н.	2022

Анализ патентов позволил определить требования, предъявляемые к конструкции тренажера на основе тактильного канала для бионического протеза [3-5]:

- конструкция тренажера должна быть легкой и компактной;
- тренажер должен быть съемным и легко надеваться на кисть протеза;
- тренажер должен обеспечивать быструю передачу информации от датчика до пользователя;
- тренажер для пользователей бионического протеза должен обладать тактильным каналом с целью выполнения функции контроля касания.

В результате проведения схемотехнической и конструкторской проработки [6, 7] был разработан макетный образец тренажера, внешний вид блока управления которого представлен на рисунке 3. Корпус блока управления компактен и является съемным, что позволяет пользователю использовать тренажер для обучения и при необходимости заряжать его. Устройство имеет сенсорный экран, позволяющий пользователю выбрать удобный способ взаимодействия с тренажером (свет, звук, вибрация).



Рис. 3 – Пример внешнего вида блока управления тренажера для пользователей бионического протеза кисти руки

Таким образом, в работе представлены результаты анализа современных подходов адаптации к использованию бионического протеза кисти руки, приведены результаты разработки блока управления тренажера на основе тактильного канала. Использование тренажера на регулярных тренировках позволит ускорить процесс адаптации к протезу через формируемые рефлексy, и позволит быстрее вернуть пользователя к повседневной жизни.

Библиографический список

1. В поисках руки рынка // Официальный сайт «Коммерсантъ» [Электронный ресурс] URL: <https://www.kommersant.ru/doc/5633776>, режим доступа – свободный.
2. Ottobock | MyoFacil – ваш индивидуальный план тренировок. Пособие для тренировок. <https://assets.ctfassets.net/>
3. Патент СССР №SU212444 A1, МПК A61F 2/76. Устройство для

определения силы схвата предметов пальцами искусственной кисти. Опубликовано: 29.02.1968, Бюл. № 9.

4. Патент РФ №RU2416379 C2, МПК A61F 2/54. Кистевой протез и устройство для передачи усилий. Опубликовано: 20.04.2011, Бюл. № 3

5. Патент РФ №RU213759 U1, МПК A61F 2/68. Двухканальное устройство тактильного воздействия. Опубликовано: 28.09.2022, Бюл. № 3

6. Ильичева К.С., Тюрина М.М. Особенности разработки тактильного канала бионического протеза кисти руки // Сборник докладов ММНК «XXVI Туполевские чтения» (9-10 ноября 2023 г.). – Казань; ИП Сагиев А.Р., 2023. – С. 1574-1578.

7. Ильичева К.С., Тюрина М.М. Разработка тренажера для пользователей бионического протеза верхней конечности // Всероссийская научно-практическая конференция «НАУКА И МОЛОДЕЖЬ» (11 октября 2024 г.) – Грозный, в печати.

УДК 612.744.211

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОННОГО БЛОКА ИЗОКИНЕТИЧЕСКОГО ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

В.И. Арсентьева

Научный руководитель – Тюрина М.М., к.т.н., доцент

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

Разработан электронный блок изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей. Предложены структурная и электрическая принципиальная схемы устройства.

Ключевые слова: инсульт, реабилитация, верхние конечности, изокинетический тренажер, структурный синтез.

DEVELOPMENT OF AN ELECTRONIC UNIT OF AN ISOKINETIC TRAINER FOR UPPER LIMB REHABILITATION

Arsentyeva V.I.

Academic supervisor – Tyurina M.M., c.t.s., assistant professor

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

An electronic unit of an isokinetic trainer for rehabilitation of the upper limb has been developed. The structural and electrical schematic diagrams of the device are proposed.

Key words: stroke, rehabilitation, upper limb, isokinetic trainer, structural synthesis.

Проблема с опорно-двигательной системой – распространенное явление, обусловленное современным образом жизни, травмами, возрастными изменениями и иными заболеваниями. Одним из наиболее часто встречающихся заболеваний является инсульт, последствия от которого могут существенно ограничить физические возможности человека. По статистике, только 16% пациентов, перенесших инсульт, полностью восстанавливаются и возвращаются к полноценной жизни. В 80% случаев инсульт приводит к инвалидности, а треть из выживших нуждаются в постоянном уходе и длительной реабилитации [1].

При инсульте нарушается передача сигналов между мозгом и пораженной стороной тела, что нарушает способность мозга посылать команды к мышцам, а одним из ключевых элементов реабилитации является выполнение специализированных упражнений, направленных на переобучение мозга и восстановление нейронных связей между мозгом и пораженной стороной тела. Процесс восстановления длительный и требует комплексного подхода, включая как профессиональную реабилитацию в больнице, так и продолжение лечения дома [2]. Однако доступные сегодня реабилитационные установки дорогостоящие, и их использование в домашних условиях не практично. Таким образом, целью работы является разработка электронного блока изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей с использованием недорогих и миниатюрных функциональных элементов с приемлемой стоимостью.

При восстановлении подвижности наибольший объем информации дает измерение мышечной силы, этот параметр должен измеряться в процессе движения. Существует несколько режимов работы мышц при движении:

1. Изотонический режим работы мышцы характеризуется напряжением мышцы в условиях, когда она закреплена с обеих концов, то есть сокращается, но не изменяет своей длины. Например, удержание тяжелого предмета в одном положении. Данный режим развивает выносливость, но не приводит к увеличению мышечной массы [3].

2. Ауксотонический (динамический) режим работы мышц подразумевает перемещением груза, которое сопровождается изменением и длины, и тонуса мышцы (подтягивание на турнике). Такие упражнения приводят к увеличению мышечной массы и силы, но не особо применимы в процессе реабилитации, так как на ранних этапах могут привести к травмам от больших нагрузок [3].

3. Изокинетический режим основан на постоянстве скорости сокращения мышцы – этот режим в реабилитации верхних конечностей является наиболее подходящим, поскольку за счет наличия обратной связи позволяет точно контролировать нагрузку на мышцы, предотвращая чрезмерные усилия и риск травм [3].

Измерение мышечной силы, положенное в основу работы изокинетического тренажера, может происходить на основе двух методов. Первый – метод динамометрии, основанный на использовании

динамометров, второй – электромиография, она основана на регистрации электрической активности мышц при помощи электродов, размещенных на коже над соответствующими мышцами [4]. Метод динамометрии наиболее совместим с изокинетическим режимом работы мышц, поскольку сила измеряется напрямую, а сами динамометры просты в использовании и более доступны по цене. В связи с этим, в структуру изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей будет включен канал измерения приложенного усилия на основе метода динамометрии.

Анализ результатов патентного поиска позволил обосновать вариант структурной схемы изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей, представленный на рис. 1. В основу конструкционного построения корпуса тренажера положена полезная модель «Тренажер для увеличения силы и объёма движений в суставах верхних конечностей» [5], в основу построения модуля с потенциометром – патент на изобретение «Устройство, способствующее реабилитации» [6], в основу построения модуля динамометра – патент на изобретение «Динамометр кистевой» [7].

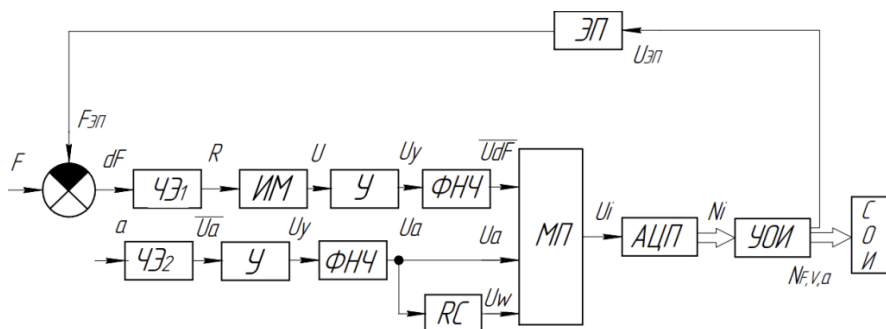


Рис. 1 – Структурная схема изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей

На рис. 1 используются следующие обозначения: F – прикладываемая сила; a – угол сгибания в локтевом суставе; ω – угловая скорость, с которой сгибается предплечье; ИМ – измерительный мост; ЧЭ – чувствительный элемент; У – усилитель; ФНЧ – фильтр нижних частот; RC – дифференцирующая цепь; МП – мультиплексор; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; УОИ – устройство обработки информации; СОИ – система отображения информации; ЭП – электропривод.

Изокинетический тренажер подразумевает движение с постоянной угловой скоростью, поэтому сопротивление тренажера должно меняться в зависимости от усилий человека. Для измерения усилия, которое прилагает пациент в месте приложения кисти к рукоятке, используется тензорезистор, включенный в мостовую схему. Сигнал с мостовой схемы усиливается, фильтруется и поступает на МП, после которого проходит обработку в

микроконтроллере. Для управления величиной сопротивления самого тренажера в зависимости от мышечной отдачи в тренажер введена отрицательная обратная связь с электроприводом, которая позволяет определить, каким образом должно поменяться сопротивление тренажера, чтобы угловая скорость принимала постоянное значение [8].

В качестве чувствительного элемента 2 выступает потенциометр, он дает информацию о соответствующем углу сгибания напряжения $\bar{U}_a$, этот сигнал усиливается и через фильтр нижних частот подается на МП для дальнейшей обработки. Также для получения информации о скорости вращения предплечья относительно локтевого сустава профильтрованный сигнал U_a пропускается через дифференцирующую RC-цепь, подается на МП и терпит дальнейшую обработку [8].

На основе структурной схемы и последующего выбора элементной базы была разработана электрическая принципиальная схема изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей (рис. 2).

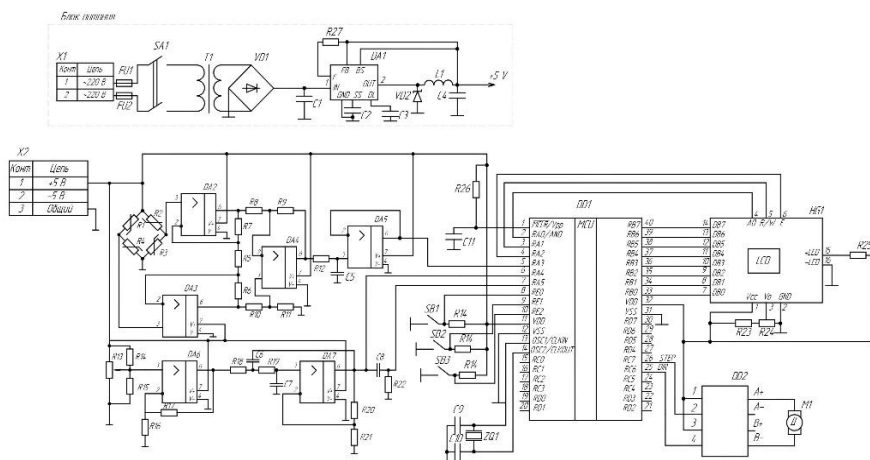


Рис. 2 – Электрическая принципиальная схема электронного блока изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей

Элементная база построена на основе недорогих, доступных и компактных функциональных элементов, обладающих достаточно точными характеристиками:

1. тензорезистор BF350-3ВВ;
2. операционный усилитель ОУ КР140УД608;
3. потенциометрический датчик угла поворота Р-4501-А502;
4. микроконтроллер PIC16F877;

5. ЖКИ модуль MT-16S2H-2YLG;
6. сервокомплект ServoSet-HS-014-L03.

Таким образом, в результате исследования был разработан блок электронного управления изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей, в котором реализована обратная связь, позволяющая осуществлять контроль мышечной силы и основных параметров движения пациента. Использование при разработке недорогих и миниатюрных функциональных элементов позволяет в дальнейшем разработать бюджетное устройство с меньшими габаритами по сравнению с существующими аналогами. Результаты научно-исследовательской работы могут быть использованы при разработке макетного образца изокинетического тренажера для проведения мероприятий по восстановлению двигательной активности верхних конечностей пациентов.

Библиографический список

1. Инсульт – последствия, реабилитация, профилактика // Блог о здоровье: [сайт]. – 2019. URL: <https://myclinic.ru/blog/insult-posledstviya-reabilitatsiya-profilaktika/?ysclid=lxev0gw1zs797397786> (дата обращения: 14.10.2024).
2. Фахретдинов В.В., Брынза Н.С., Курмангулов А.А. Современные подходы к реабилитации пациентов, перенесших инсульт // Вестник Смоленской государственной медицинской академии. 2019. №2. 252 с. С.182-189.
3. Самсонова, А. В. Режимы работы (сокращения) мышц // Биомеханика: [сайт]. – 2019. URL: <https://allasamsonova.ru/rezhimy-raboty-myshc/> (дата обращения: 14.10.2024).
4. Арсентьева В.И. Методы измерения мышечной силы кисти рук пациента // В сб. докладов II Республиканской научно-практической конференции «Инженерная мысль». – Казань: Изд-во КНИТУ-КАИ, 2023. 320 с. С.224-228.
5. Патент РФ №182113, МПК А61Н 1/02 (2006.01). Тренажер для увеличения силы и объема движений в суставах верхних конечностей. Опубликовано: 03.08.2018, Бюл. 22.
6. Патент РФ №2427361, МПК А61Н 1/02 (2006.01) А61Н 3/00 (2006.01) А61F 5/01 (2006.01). Устройство, способствующее реабилитации. Опубликовано: 27.08.2011, Бюл. 24.
7. Патент РФ №140674, МПК А61В 5/22 (2006.01). Динамометр кистевой. Опубликовано: 20.05.2014, Бюл. 14.
8. Арсентьева В.И., Тюрина М.М. Особенности разработки изокинетического тренажера для реабилитации верхних конечностей // В сб. докладов Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Научное приборостроение: перспективы разработки, создания, развития и использования». – Ростов-на-Дону: Издательство ЮНЦ РАН, 2024. 348 с. С.33-35.

ПРИМЕНЕНИЕ НОСИМЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В КАЧЕСТВЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ УСТРОЙСТВ

Д.А. Григорьева

ФГБОУ ВО «Уфимский Университет Науки и Технологий», г. Уфа

Рассмотрено применение носимых технологий в качестве диагностических измерительных устройств. Выявлены преимущества и недостатки носимых технологий. Оценены дальнейшие перспективы развития.

Ключевые слова: *диагностические измерительные устройства, носимые технологии, мониторинг, датчики, параметры здоровья.*

THE USE OF WEARABLE TECHNOLOGIES AS DIAGNOSTIC MEASUREING DEVICES

D.A. Grigoreva

Ufa University of Science and Technology, Ufa

The application of wearable technologies as diagnostic measuring devices is considered. The advantages and disadvantages of wearable technologies are revealed. Further development prospects are assessed.

Key words: *diagnostic measuring devices, wearable technologies, monitoring, sensors, health parameters.*

Диагностические измерительные устройства — это приборы и технологии, которые используются в медицине для сбора данных о состоянии здоровья пациента. В нынешнее время подобного типа устройства играют важную роль в обследовании и выявлении заболеваний у пациентов. По данным Data Bridge Market Research, мировой рынок диагностической аппаратуры оценивался в 48,7 млрд долларов США в 2023 году, при этом ожидается, что к 2031 году отметка достигнет в 71,41 млрд долларов США, имея при этом среднегодовой тем роста около 4,90% в течение прогнозируемого периода 2024-2032 годов. [1]

Существует множество категорий диагностических устройств. Последние года активно набирают популярность носимые устройства для мониторинга на дому. Примерами таких приборов являются как фитнес-трекеры, смарт-часы, так и медицинские мониторы сердечного ритма, насыщения крови кислородом и так далее. Согласно статистике, каждый третий россиянин (36%) следит за своим здоровьем, проводя мониторинг организма в состоянии покоя и во время занятий спортом, а 14% используют умные-часы/браслеты. [2]

Наиболее широкое распространение носимые устройства получили во время COVID-19, когда организации здравоохранения стремились найти альтернативы традиционным методам диагностики, чтобы уменьшить физические контакты.

Носимые устройства способны измерять различные параметры здоровья, такие как частота сердечных сокращений, уровень насыщения кислородом в крови, электрокардиограмму, уровень активности, качество сна и многое другое. Отмечается, что дистанционный мониторинг — это революционный шаг в здравоохранении, позволяющий людям не просто быть в курсе состояния своего здоровья, но и отправлять снимаемые данные врачу, позволяя оказывать помощь за пределами медицинских учреждений.

Такого типа технологии предлагают ряд преимуществ. В первую очередь повышается вовлеченность пациентов к собственному здоровью, так как такие устройства дают возможность проверить тот или иной показатель в режиме реального времени. Благодаря портативному и постоянному мониторингу можно выявить различного рода отклонения, еще до того, как это стало серьезной угрозой для здоровья, а также составить индивидуальный план лечения, учитывающий особенности организма пациента. Носимые технологии способны облегчить жизнь людям, живущим в отдаленных районах или с ограниченной мобильностью, поскольку благодаря этому снижается потребность в повторных приемах для проведения диагностики организма.

Несмотря на плюсы использования таких устройств, присутствуют и минусы. Самые весомые из которых – обеспечения конфиденциальности и безопасности данных, а также точности собираемой информации о состоянии здоровья пользователя. Далеко не все носимые устройства обеспечивают одинаковый уровень точности. [3]

С развитием технологий рынок устройств для мониторинга стремительно увеличивается, а вместе с ним растут и технические показатели используемых в них датчиков. Для наглядности выделим смарт-часы и браслеты. Они способны предоставить широкий спектр возможностей для мониторинга различных параметров здоровья человека. Наиболее часто встречающиеся параметры измерения приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Основные показатели измерения смарт-часов и браслетов

Измеряемые параметры	Погрешность измерений	Диапазон измерений
Пульс	От 2,5 до 5%	от 30 до 220 уд/мин
Количество шагов и пройденное расстояние	4 %	от 0 до нескольких десятков тысяч шагов и километров
Потраченные калории	От 8 до 40%, в зависимости от рода деятельности	От 0 до нескольких сотен/тысяч калорий
Насыщение крови кислородом	2%.	от 70% до 100%

Достоверность смарт-часов и браслетов на данный момент достаточно отличается от медицинских значений, но это не отпугивает людей от их использования. [4]

На данный момент все больше набирают популярность носимые устройства с искусственным интеллектом(ИИ). Такая технология позволяет анализировать собранные данные, в соответствии с актуальной на момент анализа информацией и рекомендациями. Этот подход позволяет оптимизировать процесс интерпретации информации, облегчая тем самым работу врачей, а также восприятие человеком полученных результатов.

Одним из преимуществ искусственного интеллекта является способность к быстрому обучению и адаптации за счет большого объема данных находящихся в непосредственном доступе, поэтому с течением времени результаты сформированные ИИ будут становиться точнее и надежнее.

Главным недостатком же является также обеспечение конфиденциальности данных пациентов и обеспечение этических и правовых аспектов. [50]

Таким образом мы приходим к выводу о том, что носимые технологии в качестве диагностических измерительных устройств играют ключевую роль в современной медицине, способствуя активному участию людей в вопросе своего здоровья, позволяя быстро реагировать на изменения и улучшать качество медицинской помощи. Ожидается, что рынок этих устройств будет продолжать расти, предоставляя еще больший спектр услуг.

Библиографический список

1. Мировой рынок диагностического и испытательного оборудования – тенденции отрасли и прогноз до 2031 года [Электронный ресурс] //URL: рынок диагностического и испытательного оборудования: размер, рост и спрос к 2031 году. (дата обращения: 21.10.24)
2. Опрос : каждый третий россиянин следит за здоровьем с помощью приложений и трекеров [Электронный ресурс] //URL: Опрос: каждый третий россиянин следит за здоровьем с помощью приложений и трекеров - Газета.Ru | Новости (дата обращения: 21.10.24)
3. Роль носимых устройств в удаленном мониторинге пациентов и телездравоохранении [Электронный ресурс] //URL: Роль носимых устройств в удаленном мониторинге пациентов и телездравоохранении (дата обращения: 21.10.24)
4. Умные браслеты: насколько можно им доверять? [Электронный ресурс] //URL: Умные браслеты: насколько можно им доверять? | 103.by | Дзен (дата обращения: 21.10.24)
5. Лазарев Е.А. Применение искусственного интеллекта (ИИ) в медицине для диагностики и лечения заболеваний // Вестник науки 2023. С. 408-410.

УДК 621.317.616

РАДИОВОЛНОВАЯ НЕИНВАЗИВНАЯ ДИАГНОСТИКА ИНСУЛЬТОВ

Е.Н. Мидони, В.В. Васин, А.И. Еремеев, И.С. Цепляев, А.В. Горст

Национальный исследовательский Томский государственный университет,
г. Томск

Показана возможность использования радиоволн для оперативной диагностики инсультов. Представлен фантом головы с геморрагическим инсультом.

Ключевые слова: радиоволновая томография, микроволновая томография, неинвазивный, инсульт, фантом головы.

RADIOWAVE NON-INVASIVE DIAGNOSTICS OF STROKES

E.N. Midoni, V.V. Vasin, A.I. Eremeev, I. S. Tseplyaev, A.V. Gorst

National Research Tomsk State University, Tomsk

The using of microwaves for brain stroke detection is considered. A head phantom with hemorrhage stroke is proposed.

Key words: radiowave tomography, microwave tomography, non-invasive, stroke, head phantom.

В мире существует проблема оперативной диагностики инсультов головного мозга [1]. Существующие методы и устройства, такие как магниторезонансная томография (МРТ) и компьютерная томография (КТ) являются стационарными, дорогими и требуют много времени для доставки пациента и его подготовки к диагностике. В работе рассматривается подход на основе радиоволнового зондирования, позволяющий картографировать инсульт и определять его тип. Такие установки могут быть компактными и применяться прямо в машинах скорой помощи. В мире существуют научные группы, которые разрабатывают радиоволновые установки для диагностики инсультов [2].

При радиоволновой диагностике необходимо учесть сложную многослойную структуру головы (рис.1) и возможность распространения волны в такой структуре.

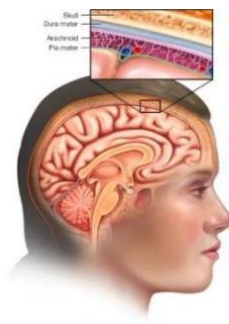


Рис. 1 – Многослойная структура головы

Также необходимо исследовать диапазон частот для сканирования головы. Для этого было проведено моделирование с использованием специализированного программного обеспечения CST Studio с электродинамической моделью головы на частотах 1-6 ГГц, а также двух видов антенн - воздушной и согласованной. В ходе исследования было установлено, что для воздушной антенны на частоте 3 ГГц порог затухания в 50 дБ возникает на глубине 5 см (рис. 2а), а на частоте 5 ГГц уже на глубине 2 см (рис. 2б).

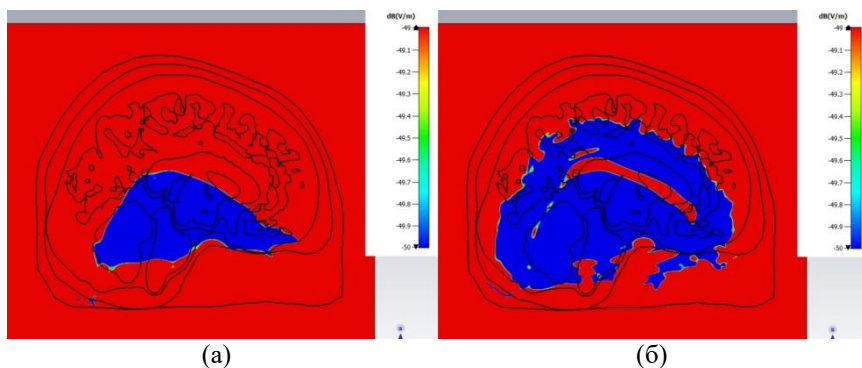


Рис. 2 – Затухание излучения в голове при использовании воздушных антенн: (а) – 3 ГГц, (б) – 5 ГГц.

Для согласованных антенн порог затухания 50 дБ на частоте 3 ГГц отсутствует (рис. 3а), а на частоте 5 ГГц глубина проникновения составляет 7 см (рис. 3а).

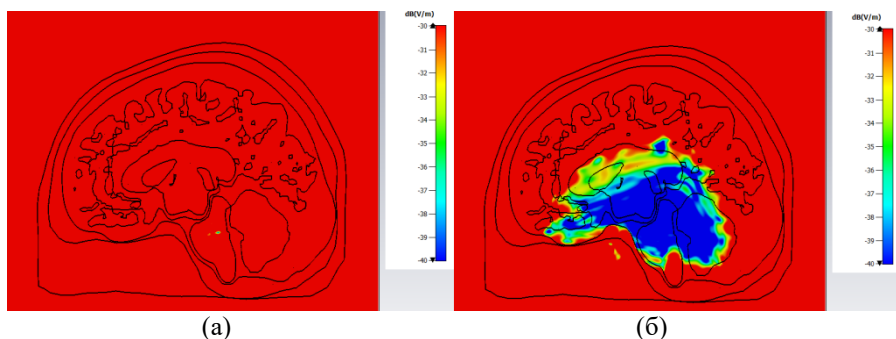


Рис. 3 – Затухание излучения в голове при использовании согласованных антенн: (а) – 3 ГГц, (б) – 5 ГГц.

Для тестирования согласованных антенн был проведён эксперимент по зондированию металлического цилиндра диаметром 2.5 см в воде на глубине 7 см. Здесь вода выступала в роли сильно поглощающей среды – аналога серого вещества. Антенна перемещалась по линии, перпендикулярной цилиндру. В ходе перемещения записывался отражённый от цилиндра сигнал. Как видно по осциллограмме (рис. 4), антенна «видит» объект только в ограниченном диапазоне пространства относительно объекта, что можно объяснить ограничениями распространения луча из среды с большой диэлектрической проницаемостью в среду с меньшей проницаемостью [3].

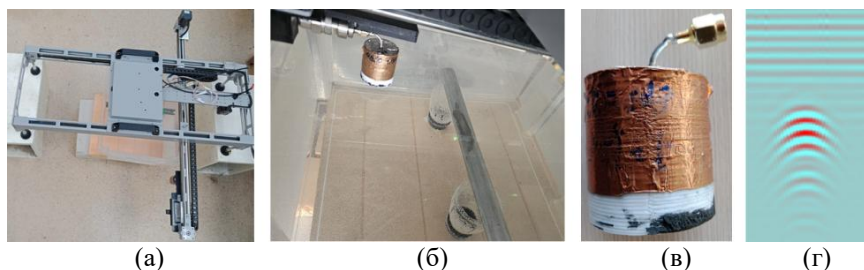


Рис. 4 –Проведение эксперимента. (а) – сканирующая установка, (б) – проведение эксперимента, (в) – антенна с согласующим слоем, (г) – осциллограмма, по горизонтали: номер антенны, по вертикали: принятый сигнал.

Для проверки возможности обнаружения инсульта в голове был создан антропоморфный фантом из смеси графита и полиуретана (рис. 5).



Рис. 5 – Антропоморфный фантом головы в режиме зондирования.

В фантоме был размещён пластиковый шарик с трубками. Через трубки шарик наполняется физраствором, что позволяло имитировать область с инсультом в голове. Расположив антенну на фантоме, был получен временной сигнал от фантома с залитым в шарик физраствором. На рис. 6 показан разностный сигнал, полученный при пустом и заполненном шарике. Таким образом, показана возможность определения инсульта с помощью радиоволн.

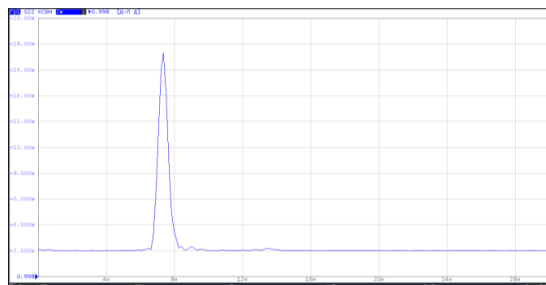


Рис. 6 – Огибающая сигнала, отраженного от фантома с инсультом

Дальнейшая работа направлена на создание сверхширокополосной тактированной антенной решетки для получения многокурсовых данных зондирования головы. Сигналы, принятые с такой системы, позволяют восстановить местоположение инсульта в фантоме головы. Для этого будет использоваться технология радиоволнового томосинтеза, которая уже апробирована для радиоволновой маммографии [4-5].

Результаты получены при поддержке Федерального проекта «Подготовка кадров и научного фундамента для электронной промышленности».

Библиографический список

1. Feigin V. L. et al. World Stroke Organization (WSO): global stroke fact sheet 2022 //International Journal of Stroke. – 2022. – Т. 17. – №. 1. – С. 18-29.
2. Origlia C. et al. Review of microwave near-field sensing and imaging devices in medical applications //Sensors. – 2024. – Т. 24. – №. 14. – С. 4515.
3. Радиоволновая томография многослойных сред / Васин В.В., Цепляев И.С., Еремеев А.И, [и др.] // Тезисы докладов III Российской научной конференции (Омск, 8–10 октября 2024 года). – 2014. С – 88-90.
4. Eremeev A. I. et al. Application of the migration method for radiotomography of breast cancer //Journal of Physics: Conference Series. – IOP Publishing, 2021. – Т. 2140. – №. 1. – С. 012027.
5. Shipilov S. et al. Use of multi-angle ultra-wide band microwave sounding for high resolution breast imaging //Medical Physics. – 2020. – Т. 47. – №. 10. – С. 5147-5157

УДК 612.141

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ ПОРТАТИВНОГО УСТРОЙСТВА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

А.И. Арсентьева

Научный руководитель – Тюрина М.М., к.т.н., доцент

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

В статье представлены результаты структурного и параметрического синтеза портативного устройства для контроля параметров сердечно-сосудистой системы с целью оценки кровоснабжения пациента в полевых условиях. Предложен вариант структурного построения, на основе которого разработана электрическая принципиальная схема.

Ключевые слова: *параметры сердечно-сосудистой системы, портативное медицинское устройство, тактическая медицина.*

FEATURES OF THE DEVELOPMENT OF A PORTABLE DEVICE FOR MONITORING THE PARAMETERS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

A.I. Arsent'yeva

Academic supervisor – Tyurina M.M., c.t.s., assistant professor

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

The article presents the results of the structural and parametric synthesis of a portable device for monitoring the parameters of the cardiovascular system in order to assess the patient's blood supply in the field. A variant of the structural

design is proposed, on the basis of which an electrical circuit diagram is developed.

Key words: *cardiovascular system parameters, portable medical device, tactical medicine.*

Тактическая медицина является разделом медицины, предусматривающим необходимость одновременного оказания экстренной медицинской помощи большому количеству пострадавших в оптимальных объемах и оптимальных сроках. В таких ситуациях у медицинских работников значительная часть времени уходит на оценку тяжести состояния пострадавших. Это время может сыграть большую роль на состоянии каждого из них [1]. В связи с этим, оперативный и точный контроль параметров сердечно-сосудистой системы пострадавших до прибытия в лечебное учреждение становится важным моментом для оказания эффективной медицинской помощи.

Тема диагностического контроля здоровья человека всегда являлась актуальной. В настоящее время разрабатывается большое количество портативных устройств для контроля состояния здоровья по различным параметрам. Однако большинство существующих устройств не пригодны для применения в полевых условиях. Таким образом, целью работы является разработка портативного устройства для контроля параметров сердечно-сосудистой системы с применением качественных и доступных по цене функциональных элементов.

Основными параметрами сердечно-сосудистой системы являются артериальное давление и насыщение крови кислородом. Анализ методов измерения показателей деятельности сердечно-сосудистой системы показал, что в настоящее время наиболее часто применяемыми являются метод осциллометрии, метод, основанный на регистрации ЭКГ, фотоплетизмография, механокардиография и бесконтактная видеоплетизмография. Изучив достоинства и недостатки каждого метода, для разработки устройства были выбраны два метода: метод, основанный на регистрации ЭКГ и метод фотоплетизмографии. Данные методы хорошо изучены и оказывают минимальное внешнее воздействие на пострадавшего при контроле параметров сердечно-сосудистой системы.

В процессе разработки портативного устройства был проведен анализ патентных материалов, по результатам которого был выявлен ряд патентов, позволивших обоснованно разработать структурную схему устройства [2], представленную на рис. 1. В основу конструктивного построения был положен патент РФ на изобретение «Мобильный комплекс многоканальной диагностики и мониторинга для дистанционных исследований пациентов в режиме реального времени» [3], в основу структурного построения канала измерения артериального давления – патент РФ на изобретение «Устройство и способ измерения кровяного давления» [4], в основу структурного

построения канала измерения насыщения крови кислородом – патент РФ на изобретение «Пульсовой оксиметр» [5].

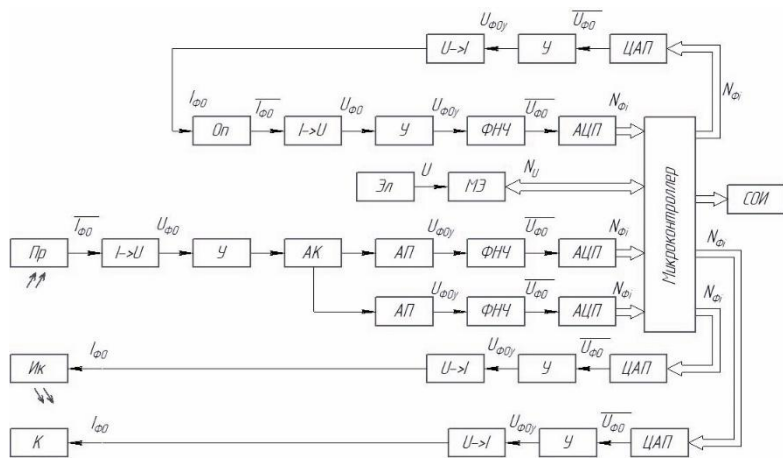


Рис. 1 – Структурная схема портативного устройства для контроля параметров сердечно-сосудистой системы

На рис. 1 приняты следующие обозначения: Оп – оптопара, $I \rightarrow U$ – преобразователь ток-напряжение, У – усилитель, $U \rightarrow I$ – преобразователь напряжение-ток, ФНЧ – фильтр нижних частот, ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь, АЦП – аналого-цифровой преобразователь, Эл – электрод, МЭ – модуль ЭКГ, Пр – приемник излучения, АК – аналоговый ключ, АП – аналоговый повторитель, Ик – инфракрасный источник излучения, К – красный источник излучения, СОИ – средство отображения информации.

Для измерения артериального давления используются два параллельных канала измерения: для получения фотоплетизмограммы (ФПГ) и для регистрации электрокардиограммы (ЭКГ).

Излучатель света излучает свет через кожу в более глубокие ткани, содержащие кровеносные сосуды. Источник света излучает инфракрасный свет с определенной частотой. Фотоприемники света принимают отраженный свет, который отражается от ткани и кровеносного сосуда для генерации сигнала артериального давления. Интенсивность отраженного света зависит от объема крови в сосудах, который меняется под воздействием пульсовой волны. Излучатель оптопары, управление которым происходит с помощью микроконтроллера через цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), подключен к преобразователю напряжение – ток ($U \rightarrow I$). Сигнал со светодиода, отражаясь от биоткани, попадает на фотодиод, подключенный к преобразователю ток – напряжение ($I \rightarrow U$). Фотодиод генерирует ток, пропорциональный интенсивности света. Усиленный (У) и отфильтрованный

(ФНЧ) сигнал попадает на микроконтроллер через аналогово-цифровой преобразователь (АЦП).

Канал ЭКГ содержит один электрод, расположенный на локтевой артерии пациента. Электрод (Эл) подключен к модулю ЭКГ (МЭ), который усиливает и фильтрует сигнал ЭКГ. Модуль ЭКГ подключен к микроконтроллеру через цифровой вход. Микроконтроллер обрабатывает и вычисляет данные о ФПГ и ЭКГ (определяет время задержки между сигналами ФПГ и ЭКГ по методу перекрестной корреляции, а затем вычисляет скорость распространения пульсовой волны).

Для измерения насыщения крови кислородом используются два источника излучения и фотоприемник. Два светодиода, расположенные на пальце пациента, передают красный (К) и инфракрасный (ИК) свет через точку измерения, и этот свет подвергается пульсирующей абсорбции при прохождении через артериальную кровь и постоянной абсорбции при прохождении через ткань, венозную кровь и не пульсирующую артериальную кровь. Детектор измеряет интенсивности ИК и ИИК проходящего света как функцию от времени (трансмиссионная фотометрия) [6].

Источник излучения в красном диапазоне (обычно в диапазоне около 660 нм) используется для измерения поглощения красного света гемоглобином, находящимся в артериальной крови, а источник излучения в инфракрасном диапазоне (обычно в диапазоне около 940 нм) – для измерения поглощения инфракрасного света гемоглобином, находящимся в артериальной крови. Каждый свет поглощается по-разному в зависимости от насыщенности гемоглобина кислородом. Используя информацию о поглощении света в обоих диапазонах, датчики пульсоксиметра могут определить уровень насыщения кислорода в крови и оценить пульс при необходимости [6].

Излучатели подключены к преобразователям напряжение – ток ($U \rightarrow I$). Управление излучателями происходит с помощью микроконтроллера через ЦАП. Сигнал со светодиодов, отражаясь от биоткани, попадает на фотодиод, подключенный к преобразователю ток – напряжение ($I \rightarrow U$). Затем сигнал усиливается и разделяется с помощью аналогового ключа, в зависимости от источника излучения. Усиленный и отфильтрованный (ФНЧ) сигнал попадает на микроконтроллер через АЦП. Фильтр нижних частот подавляет высокочастотные помехи и ограничивает спектр сигнала ФПГ. Схема питается от заряжаемого аккумулятора, данные выводятся на средство отображения информации (СОИ).

На основе структурной схемы и последующего выбора элементной базы была разработана электрическая принципиальная схема портативного устройства для измерения жизненно важных показателей пациента, представленная на рис. 2.

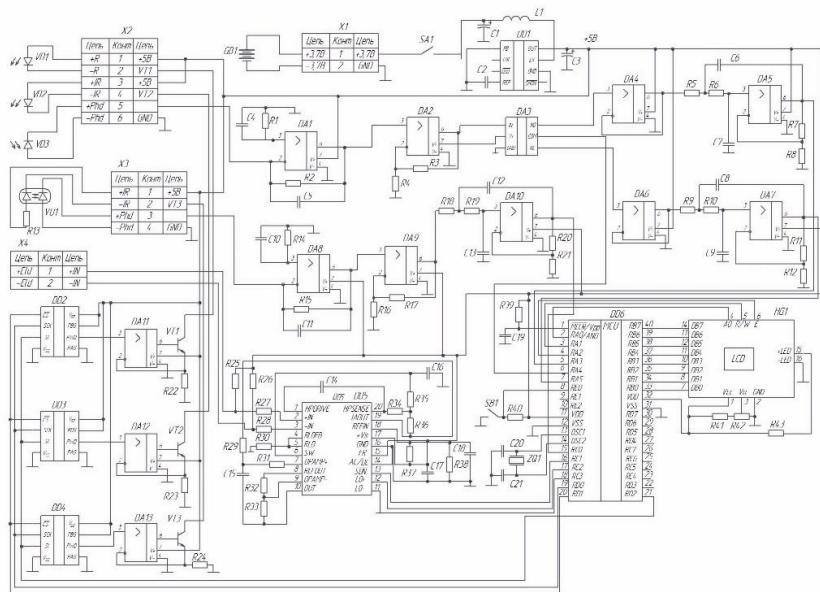


Рис. 2 – Электрическая принципиальная схема портативного устройства для контроля параметров сердечно-сосудистой системы

По результатам проведения параметрического синтеза элементная база была составлена из доступных в цене, компактных и имеющих точные характеристики, функциональных элементов. Элементы были выбраны как отечественные, так и иностранные, подходящие по всем параметрам и доступные к покупке:

- светодиод TO-1608BC-MRE и FYLS-1206IRAC
- фотодиод VBPW34S
- оптопара АОД111А
- операционный усилитель ОУ КР140УД608
- аналоговый ключ MAX4688
- модуль измерения ЭКГ на базе AD8232
- микроконтроллер PIC16F877
- ЖКИ модуль MT-16S2H-2YLG

Таким образом, в результате выполнения работы были проведены структурный и параметрический синтез, позволившие разработать портативное устройство для контроля параметров сердечно-сосудистой системы с применением качественных и доступных по цене основных функциональных элементов, позволяющее проводить оценку кровоснабжения пациента в полевых условиях. Результаты разработки могут быть использованы в медицинской практике при проведении мероприятий по оценке состояния пациентов в условиях отсутствия медицинских работников и необходимого оборудования.

Библиографический список

1. Смирнова Т.П., Кострюкова Н.В., Елизарьев А.Н. Оказание первой помощи в чрезвычайных ситуациях: практикум // Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. – Уфа: УГАТУ, 2021. 112 с.
2. Арсентьева А.И., Тюрина М.М. Портативное устройство для измерения жизненно важных показателей пациента // В сб. докладов Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Научное приборостроение: перспективы разработки, создания, развития и использования». – Ростов-на-Дону: Издательство ЮНЦ РАН, 2024. 348 с. С.33-35.
3. Патент №2683898 РФ, МПК А61В 5/01 (2006.01). Мобильный комплекс многоканальной диагностики и мониторинга для дистанционных исследований пациентов в режиме реального времени. Опубликовано: 02.04.2019, Бюл. №10.
4. Патент № 2648029 РФ, МПК А61В 5/021 (2006.01). Устройство и способ измерения кровяного давления. Опубликовано: 21.03.2018, Бюл. №9.
5. Патент №2259161 РФ, МПК А61В 5/145 (2000.01). Пульсовой оксиметр. Опубликовано: 27.08.2005, Бюл. №24.
6. Ульрих Иероними, Рюдигер Крамме. Сердечно-сосудистый мониторинг: Springer Handbook Dordrecht Медицинские технологии / Лондон Нью-Йорк, 2011, 1345 с.

УДК 615.47; 616-71

РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА

Г.А. Малинин, Д.П. Сафонов

Научные руководители – Г.Е. Боронин, В.А. Корсаков

ФГКОУ «Тверское суворовское военное ордена Почета училище
Министерства обороны Российской Федерации», г. Тверь

Рассмотрен портативный пульсометр для измерения частоты сокращений сердца человека. Устройство создано на основе микроконтроллера Arduino Nano и датчика пульса. Приведены итоги тестирования устройства.

Ключевые слова: *пульсоксиметр, пульсометр, сатурация, микроконтроллер Arduino Nano.*

DEVELOPMENT OF A PORTABLE PULSE OXIMETER

G.A. Malinin, D.P. Safonov

Scientific Supervisors – G.E. Boronin, V.A. Korsakov
Tver Suvorov Military School, Tver

A portable heart rate monitor for measuring the heart rate of a person is considered. The device is based on an Arduino Nano microcontroller and a pulse sensor. The results of testing the device are given.

Key words: *pulse oximeter, heart rate monitor, saturation, Arduino Nano microcontroller.*

В последние полтора-два десятилетия активно развиваются так называемые «медицинские мониторы» – современное оборудование, которое необходимо для проведения мониторинга и диагностики состояния пациентов [1]. Медицинский монитор обычно включает в себя экран и измерительные блоки (модули). Экран необходим для отображения информации в виде значений и графиков о состоянии пациента. Одним из простейших примеров медицинского монитора является пульсоксиметр – прибор, позволяющий измерять уровень насыщения крови кислородом (сатурацию) и частоту сердечных сокращений (пульс) фотометрическим методом, например, по фотоплетизмограмме (ФПГ) [2].

В данном исследовании была поставлена цель по созданию портативного пульсоксиметра. Цель проекта – разработка устройства, которое способно измерять пульс и уровень сатурации у человека. Критерии – устройство должно быть дешевым, обязана обеспечиваться приемлемая точность, удобность и мобильность измерений.

На текущий момент в Тверском суворовском военном ордена Почета училище Минобороны России выполнена первая часть исследования – разработан прототип портативного пульсоксиметра, который соответствует вышеуказанным цели и критериям. Созданное устройство используется и тестируется в медицинском пункте училища для измерения частоты сердечных сокращений у суворовцев.

Блок-схема созданного устройства для измерения пульса человека показана на рис. 1.

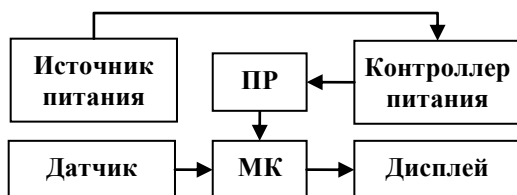


Рис. 1 – Блок-схема устройства по измерению частоты сокращений сердца:
МК – микроконтроллер; ПР – переключатель

Устройство состоит из платы Arduino Nano, датчика пульса, дисплея OLED, контроллера питания, источника питания, переключателя и соединительных проводов (рис. 2).

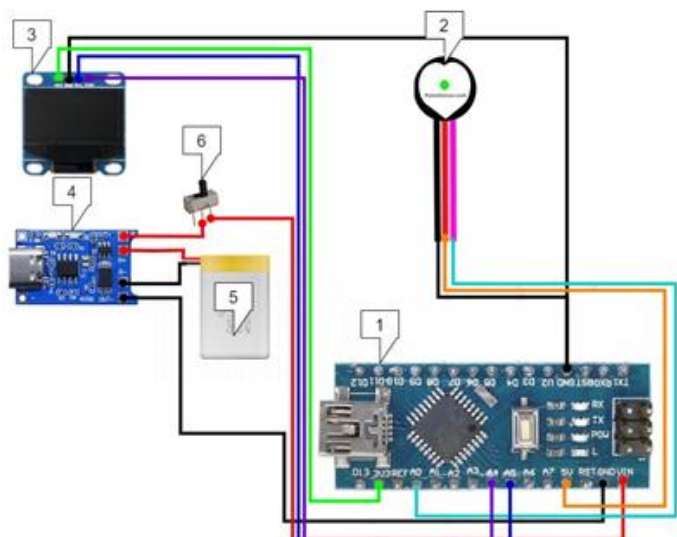


Рис. 2 – Аппаратная часть портативного пульсометра: микроконтроллер Arduino Nano V.3 (1); датчик пульса KY-039 (2); дисплей OLED 128×64 (3); контроллер питания (4); источник питания (5); переключатель (6)

При создании устройства применялся датчик KY-039 [3]. Данный аналоговый датчик (рис. 3, а) весьма популярен, он не дорогой, по своим параметрам соответствует критериям исследования при создании прототипа портативного пульсометра. Работа датчика связана с ФПГ – изменением оптической плотности объема крови в области, на которой проводится измерение (палец руки или мочка уха), вследствие изменения кровотока по сосудам. Датчик содержит в себе источник светового излучения (светодиод зеленого цвета) и фотоприемник (рис. 3, б), напряжение на котором меняется в зависимости от объема крови во время пульсаций сердца человека.



а – внешний вид датчика



б – фотоприемник

Рис. 3 – Датчик пульса KY-039 (напряжение питания: 5 В; ток потребления: 4 мА; каналы датчика: VCC, GND, S)

Портативный пульсометр реализован с помощью микроконтроллерной платы Arduino Nano V.3 (рис. 4). Питание электрической схемы выполняется через источник питания (батарейка) с помощью переключателя. От датчика KY-039 (через канал S) идет подключение к Arduino Nano V.3 (через канал A0), где происходит считывание информации с датчика и передача ее в микроконтроллер.

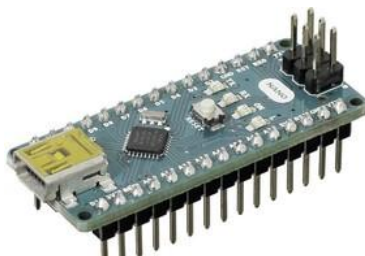


Рис. 4 – Плата Arduino Nano V.3 (рабочая частота: 16 МГц; входное напряжение: 7-12 В; интерфейсы: USB, UART, I2C, SPI)

Программная часть для пульсометра выполнена в среде Arduino IDE. Исходный код сделан под общедоступной лицензией GNU (версия 2).

Тестирование созданного пульсометра (рис. 5) осуществлялось в медицинском пункте Тверского суворовского военного ордена Почета училища Минобороны России на суворовцах, а также дополнительно на занятиях по робототехнике. Получены предварительные результаты, которые наглядно отображают работоспособность пульсометра.



а



б

Рис. 5 – Внешний вид прототипа портативного пульсометра (BPM, beats per minute, количество ударов в минуту)

Таким образом, использование микроконтроллера Arduino Nano V.3 и датчика пульса KY-039 позволило разработать портативное устройство с приемлемой точностью измерений пульса человека. Разработанное устройство имеет потенциал (при соответствующей замене датчика) для дальнейшего улучшения и расширения функциональности, а именно добавления функции отслеживания сатурации (уровня кислорода в крови),

т.е. получения на выходе портативного пульсоксиметра. В перспективе рассматривается возможность последующего сохранения данных, подключения к ПК/смартфону для анализа и отслеживания информативных показателей частоты сокращений сердца в реальном времени и уровня кислорода в крови человека.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Фонда содействия развитию военного образования.

Библиографический список

1. Бабич М.В., Чистяков А.В., Сирица В.А. Встраиваемые информационно-измерительные системы для медицинских приборов: учебно-методическое пособие. Екатеринбург: УрФУ, 2022. 80 с.
2. Мельник О.В., Лоскутов А.Ю. Измерение пульсаций кровотока при помощи оптических датчиков // Сборник трудов XXXII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы». Рязань: ИП Коняхин А.В. (BookJet), 2019. С. 628-631.
3. Датчик пульса KY-039 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://3d-diy.ru/wiki/arduino-datchiki/datchik-pulsa/> (дата обращения: 01.11.2024).

УДК 621.317:615.47

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ СЕРДЦЕБИЕНИЯ ПЛОДА

К.И. Хижняк, О.В. Мельник

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

Рассмотрены требования к разрабатываемому устройству для суточного мониторинга сердцебиения плода с целью выявления нарушений кислородного обеспечения. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: *суточный мониторинг, неинвазивный, гипоксия, электрические сигналы, электрокардиография, абдоминальная электрокардиография, портативная ЭКГ-система.*

DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR DAILY MONITORING OF FETAL HEARTBEAT

K.I. Khizhnyak, O.V. Melnik

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

The requirements for the device being developed for daily monitoring of fetal heartbeat in order to identify oxygen supply disorders are considered. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: *daily monitoring, non-invasive, hypoxia, electrical signals, electrocardiography, abdominal electrocardiography, portable ECG system.*

Важная задача здравоохранения – снижение перинатальной заболеваемости и смертности. Гипоксия плода – состояние, которое развивается в результате недостаточного обеспечения тканей плода кислородом и энергетическими субстратами (в первую очередь глюкозой), которое на начальном этапе сопровождается включением компенсаторных реакций. Если кислородное обеспечение не восстанавливается, то наступает декомпенсация, метаболический ацидоз, функциональные, а затем необратимые повреждения клеток. При выраженной и/или продолжительной гипоксии возможен летальный исход [1].

Актуальной проблемой является гибель или тяжелое повреждение центральной нервной системы плода из-за гипоксии, несмотря на регулярное наблюдение беременных в условиях женской консультации. Имеющиеся в настоящее время ультразвуковые приборы не предназначены для частого обследования, так как это может навредить плоду.

Одним из ключевых диагностических признаков гипоксии плода является изменение частоты и характера его сердечных сокращений. Выделение ЭКГ плода из смеси сигналов, регистрируемых в абдоминальных отведениях на теле матери, требует применения специальных и достаточно сложных методов обработки регистрируемых сигналов [2]. Однако такой подход к регистрации ЭКГ плода обеспечивает абсолютную безопасность исследования без временных ограничений, в том числе в режиме мониторинга [3].

Целью работы является разработка портативного фетального монитора, который обеспечивает непрерывное отслеживание состояния плода на основе выявления и анализа его сердечного ритма.

На рис. 1 представлена функциональная схема разрабатываемого устройства.

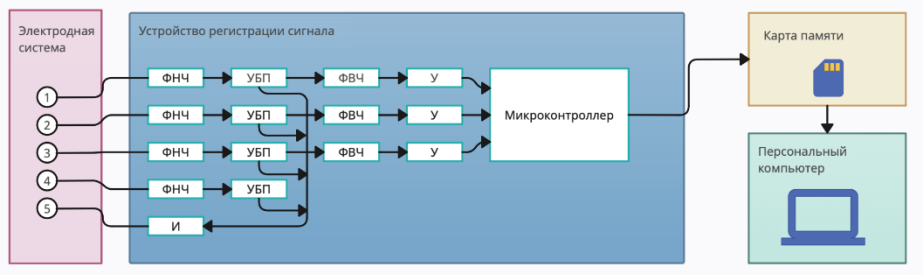


Рис. 1 – Функциональная схема устройства
1-3 – абдоминальные электроды; 4 – референтный электрод;
5 – выравнивающий электрод

ПУ – предварительный усилитель;

ФНЧ – фильтр нижних частот;

РФ – режекторный фильтр;
И – интегратор;
У – усилитель;
ФВЧ – фильтр верхних частот;
ПК – персональный компьютер.

После снятия электродами сигнал поступает на предварительный усилитель, так как регистрируемый сигнал обладает достаточно низкой амплитудой. В данном случае кроме полезных составляющих в сигнале присутствует и много мешающих, поэтому необходимо постепенное усиление. Сначала предварительное перед фильтрацией, а затем уже повторное для приведения к необходимой входной амплитуде аналого-цифрового преобразователя в составе микроконтроллера.

В каналах нормализации происходит аналоговая обработка сигнала. В каждом канале присутствуют ФНЧ, ФВЧ, РФ и усилитель. После усилителя сигнал поступает на вход 12-ти битного АЦП в микроконтроллере и затем записывается на SD-карту. Питание устройства осуществляется от аккумулятора, затем стоят два преобразователя питания: в 3,3 В и 5 В, чтобы запитать микросхемы и микроконтроллер, так как им требуется разное напряжение. Перейдем непосредственно к требованиям.

Разрабатываемое устройство должно обеспечивать качественную регистрацию сигнала в диапазоне 10-100 мВ. Снимаемый сигнал содержит в себе множество компонент (как полезных, так и мешающих). Полезная часть лежит в диапазоне 0,05-200 Гц.

Для подавления мешающих компонент обязательно использование фильтров, позволяющих выделить нужную для исследования часть:

- фильтр нижних частот с частотой среза 200 Гц;
- фильтр верхних частот с частотой среза 0,05 Гц;
- режекторный фильтр для удаления сетевой наводки 50 Гц.

Питание устройства должно быть осуществлено от аккумулятора для реализации портативного ЭКГ-модуля. Емкость аккумулятора не менее 1000 мАч. Сменяемость позволяет при необходимости увеличить время исследования без посещения специализированного учреждения. Для контроля за уровнем заряда и своевременной замены аккумулятора должна присутствовать световая индикация.

Сигнал должен считываться микроконтроллером с частотой 1000 Гц для того, чтобы избежать эффект сглаживания и получить достоверную картину. С помощью микроконтроллера должна происходить предварительная обработка и выдача сигнала на карту памяти (SD-карта). Это также позволяет сделать устройство более удобным и пригодным к длительному исследованию. При заполнении одной карты памяти может быть установлена следующая без посещения больницы.

Объем SD-карты должен быть не менее 8 Гб для непрерывной фиксации сигнала в течение 24 часов.

Устройство должно быть портативным, поэтому используется пластиковый корпус. Размеры должны находиться в пределах 110х70х30 мм для комфортного размещения на животе беременной пациентки.

Библиографический список

1. Клинические рекомендации – Признаки внутриутробной гипоксии плода, требующие предоставления медицинской помощи матери – 2023-2024-2025 (16.08.2023) – Утверждены Минздравом РФ.
2. Шульгин В.И. Метод регистрации и анализа электрокардиограммы плода в ходе беременности / В.И. Шульгин, А.В. Токарев // Радиоэлектронные и компьютерные системы. – 2008. - №3(30). – С. 66 – 75.
3. Мельник О.В., Хижняк К.И. Система регистрации сердцебиения плода на основе анализа электрокардиографического сигнала // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2022: сб. тр. XXXV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 7-9 декабря 2022 г. С. 32-35.

СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ

УДК 615.478.32

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К РАЗРАБОТКЕ АВТОНОМНЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ИНВАЛИДНЫМИ КОЛЯСКАМИ

Д.А. Соловьев

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

В статье представлен обзор современных подходов к разработке автономных систем управления инвалидными колясками, направленных на повышение мобильности и независимости людей с ограниченными возможностями. Обсуждаются основные идеи, технические методы, ключевые особенности, экспериментальные результаты, преимущества и ограничения каждого подхода.

Ключевые слова: автономные инвалидные коляски, робототехника, инклюзивные технологии, человеко-машинное взаимодействие.

MODERN APPROACHES TO THE DEVELOPMENT OF AUTONOMOUS WHEELCHAIR CONTROL SYSTEMS

D.A. Soloviev

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

The article presents an overview of modern approaches to the development of autonomous wheelchair control systems aimed at enhancing mobility and independence for people with disabilities. The main ideas, technical methods, key features, experimental results, advantages, and limitations of each approach are discussed.

Key words: autonomous wheelchairs; robotics; inclusive technologies; human-machine interaction.

В последние годы наблюдается значительный прогресс в области разработки автономных систем управления инвалидными колясками, направленных на повышение мобильности и независимости людей с ограниченными возможностями. Технологические инновации в сферах робототехники, искусственного интеллекта и биомедицинской инженерии открывают новые горизонты для создания умных колясок, способных адаптироваться к разнообразным условиям и удовлетворять индивидуальные потребности пользователей. В данной статье представлен обзор современных научных исследований и разработок, фокусирующихся на использовании многодатчиковых систем, алгоритмов навигации, управления и взаимодействия человека с машиной.

Автоматическое подключение робота к инвалидной коляске

Статья «Automatic Connecting System with Wheelchair by Autonomous Mobile Robot» представляет систему, позволяющую автономному роботу автоматически подключаться к обычной инвалидной коляске, расположенной в произвольном положении и ориентации. Основная цель — снизить физическую и временную нагрузку на опекунов в больницах, предоставив пользователю возможность самостоятельно вызывать робота и осуществлять подключение без ручной помощи.

Система использует датчик глубины Kinect для оценки положения и ориентации коляски. Пользователь подаёт сигнал вызова, подняв руку, что распознаётся системой через алгоритмы обработки изображений. Затем робот собирает данные контура коляски на одинаковой высоте, что позволяет точно определить её положение независимо от угла и ориентации. Для планирования траектории движения применяется трёхмерная полиномиальная интерполяция, обеспечивающая плавное и точное перемещение робота к коляске. После приближения робот автоматически обнаруживает ручки коляски с помощью дополнительных сенсоров и использует механизм подъёма для соединения.

Инновационным аспектом является использование контурных данных на фиксированной высоте для точной оценки положения коляски, что снижает зависимость от формы и размера коляски. Реализация распознавания жестов улучшает взаимодействие с пользователем, позволяя интуитивно вызывать робота без дополнительных устройств. Экспериментальные результаты показали, что робот успешно определяет положение коляски с приемлемой точностью и автономно подключается к ней без ручного вмешательства. Например, при фактическом угле установки коляски в 30 градусов система оценивала угол в 24 градуса, что достаточно для успешного подключения и дальнейшего передвижения.

Система существенно облегчает работу опекунов и повышает независимость пользователей, позволяя им самостоятельно управлять процессом подключения. Однако точность определения положения может зависеть от внешних факторов, таких как освещение и наличие препятствий в окружающей среде.

Кооперативное преодоление ступеней роботом и коляской

В статье «Cooperative step-climbing strategy using an autonomous wheelchair and a robot» представлена стратегия, позволяющая электрической инвалидной коляске и автономному роботу-помощнику совместно преодолевать ступени. Цель исследования — улучшить мобильность пользователей колясок в средах с препятствиями, такими как лестницы, без необходимости в помощи опекунов или ассистентов.

Робот «Tateyama» оснащён специальным колесным механизмом и двумя манипуляторами с шестью степенями свободы каждый. Коляска была модифицирована: добавлены дополнительные датчики, цепи, батареи и механизм захвата, позволяющий роботу эффективно взаимодействовать с

ней. Во время подъёма робот захватывает коляску и синхронизирует свои движения, используя данные с акселерометров, ультразвуковых датчиков и сенсоров уровня. Автономное управление обеспечивается за счёт алгоритмов, обрабатывающих данные сенсоров в реальном времени, что позволяет системе адаптироваться к различным высотам ступеней и условиям поверхности.

Кооперативный подход является новаторским, так как позволяет роботизированным системам совместно преодолевать препятствия, имитируя действия человека-опекуна. Автономное управление обеспечивает безопасность и эффективность процесса, минимизируя риск опрокидывания и повреждения оборудования. Экспериментальные результаты подтвердили успешный автономный подъём по ступеням высотой до 120 мм с пассажиром на коляске, что демонстрирует практическую применимость системы в реальных условиях.

Система значительно повышает независимость пользователей и снижает физическую нагрузку на опекунов. Однако испытания проводились в контролируемых условиях; для расширения практического применения необходимо проводить дополнительные исследования в различных средах с разными типами поверхностей и препятствий. Также требуется оптимизация системы для уменьшения её сложности и повышения надёжности в долгосрочной перспективе.

Управление на основе электроокулографии

В статье «Research on Wheelchair Robot Control System Based on EOG» предлагается система управления инвалидной коляской с использованием ЭОГ-сигналов, что позволяет пользователям с тяжёлыми ограничениями подвижности контролировать коляску с помощью движений глаз.

Система использует три серебряно-хлоридных биоэлектрода для регистрации ЭОГ-сигналов одного глаза в униполярном режиме, что не препятствует обзору и не вызывает дискомфорта у пользователя. Цифровая обработка сигналов включает применение фильтров для уменьшения помех и улучшения качества сигнала. Специфические движения глаз, такие как последовательное мигание или взгляды влево и вправо, распознаются и преобразуются в управляющие команды, передаваемые на двигатели коляски через интерфейс RS-232.

Использование ЭОГ обеспечивает более высокую амплитуду сигналов по сравнению с другими биосигналами, что упрощает их регистрацию и обработку. Система не ограничивает зрение пользователя, что важно для ориентации и безопасности. Экспериментальные результаты показали, что система успешно интерпретирует ЭОГ-сигналы и контролирует движения коляски в соответствии с намерениями пользователя, демонстрируя высокую точность и эффективность.

Система значительно повышает автономность пользователей с тяжёлыми ограничениями подвижности, позволяя им самостоятельно передвигаться без помощи посторонних. Однако чувствительность к электромагнитным и

биологическим помехам требует эффективных методов фильтрации и обработки сигналов. Ограниченный набор распознаваемых движений глаз может ограничивать функциональность системы, поэтому дальнейшие исследования должны быть направлены на расширение набора управляющих команд и повышение устойчивости к помехам.

Библиографический список

1. Motoike Y., Takemori F. Automatic Connecting System with Wheelchair by Autonomous Mobile Robot // Proceedings of the Japan Society of Mechanical Engineers. 2018. Apr. J1630106. DOI: 10.1299/jsmermd.2019.2A2-B11.
2. Wang X., Chen N., Han X., Sun J. Research on wheelchair robot control system based on EOG // AIP Conference Proceedings. 2018. Т. 1955. Статья 040151. DOI: 10.1063/1.5033815.
3. Ikeda H., Toyama T., Maki D., Sato K., Nakano E. Cooperative step-climbing strategy using an autonomous wheelchair and a robot // Robotics and Autonomous Systems. 2021. Т. 135. Статья 103670. DOI: 10.1016/j.robot.2020.103670.

УДК 621.317.616

РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ ЛОКАЛЬНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ НА БАЗЕ РАДИОТРАНСИВЕРОВ

А.Е. Флоров

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

В данной статье рассмотрен пример теоритической реализации системы локального позиционирования на базе радиотрансиверов, которая может быть применена для отслеживания положения персонала и техники в медицинском учреждении.

Ключевые слова: *система локального позиционирования, трилатерация, структурная схема.*

REALIZATION OF LOCAL POSITIONING SYSTEM UTILIZING TRANSCIVERS

A.E. Florov

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

In this paper, an example of the theoretical realization of a local positioning system based on radio transceivers that can be applied to track the position of personnel and equipment in a medical facility is discussed.

Key words: *local positioning system, trilateration, structural scheme.*

В настоящее время система навигации в поликлиниках и больницах является действенным инструментом управления потоками посетителей, который позволяет сократить время пребывания пациентов в медицинском учреждении. Поэтому в данной работе рассмотрим пример теоритической реализации системы локального позиционирования на базе радиотрансиверов, которая может быть реализована в медицинском учреждении.

В помещении размещаются базовые станции (якоря), координаты которых определены заранее. Количество и место размещения якорей рассчитывается на этапе проектирования системы, под конкретные нужды и особенности помещения. Объект, местоположение которого нужно определить, оснащается устройством слежения (меткой).

Принцип работы реализуемой системы представлен на структурной схеме (рис. 1). В данном случае, базовые станции (опорные точки) отправляют запрос на метку, которая отвечает. Полученные в ответе данные отправляются на компьютер для обработки, в результате которой получаются координаты метки в пространстве. Эти координаты отправляются на сервер для сохранения и сбора статистики.

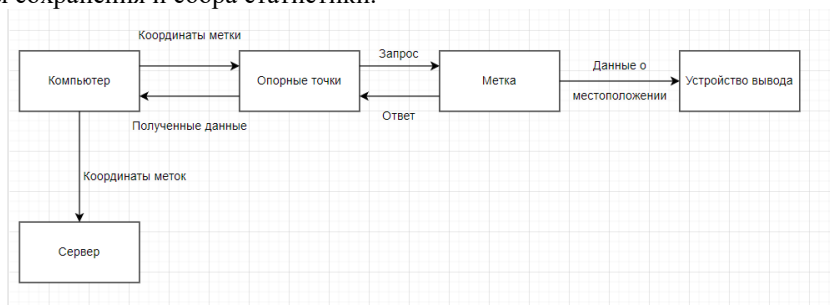


Рис. 1 – Структурная схема, реализуемой системы локального позиционирования

Порядок действий в системе:

- 1) Отправка запроса опорной точкой (ОТ) к метке, и регистрация времени отправки T_2 .
- 2) Получение запроса меткой, регистрация времени получения t_1 .
- 3) Отправка ответа на запрос, в который записывается временная метка t_1 , регистрация времени отправки ответа t_2 .
- 4) Получение ответа на ОТ, сохранение метки t_1 , регистрация времени получения ответа T_1 .
- 5) Отправка повторного запроса опорной точкой (ОТ) к метке.
- 6) Получение запроса меткой.
- 7) Отправка ответа на запрос, в который записывается временная метка t_2 .
- 8) Получение ответа на ОТ, сохранение метки t_2 .

- 9) На ОТ производится расчет расстояния до метки.
- 10) Данные о расстоянии передаются на компьютер с нескольких опорных точек, где производится расчет координат положения метки в конкретный момент времени.
- 11) Информация о положении метки передается на сервер для хранения и дальнейшей обработки.

Основными данными, регистрируемыми и используемыми в расчетах, являются временные метки отправки и получения запросов или ответов.

Для определения дистанции между опорной точкой и меткой будет применяться метод TWR (two-way range) [1]. В данном методе расчет расстояния производится без необходимости синхронизации хронометров на радиотрансиверах. Формула расстояния имеет следующий вид (3):

$$d = \frac{(T_2 - T_1) - (t_1 - t_2)}{2},$$

где T_2 – время отправки запроса с базовой станции, T_1 – время получения ответа на базовой станции, t_1 – время получения запроса на метке, t_2 – время отправки ответа с метки.

Для реализации ЛСП по опорным точкам используем метод трилатерации [2,3]. При данном методе, измеренные расстояния от маяков до объекта рассматриваются как радиусы мнимых окружностей с центрами в соответствующих маякам точках, как показано на рис. 2. А координаты точки пересечения этих окружностей являются местоположением объекта в данной системе координат.

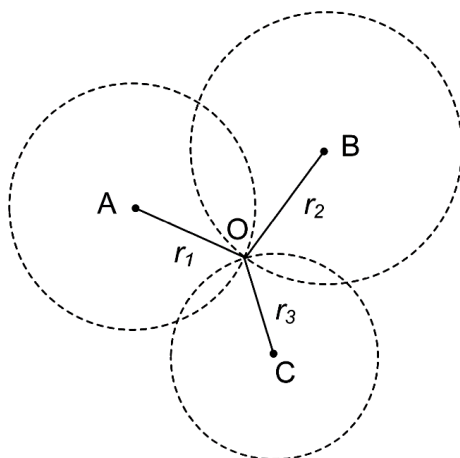


Рис. 2 – Метод трилатерации

Используя расстояние от метки до опорной точки (d), можно определить набор возможных местоположений цели, то есть координат объекта (x, y) для плоскости и (x, y, z) для пространства. В двухмерном случае это дает окружность, определяемую уравнением (2):

$$d = \sqrt{((x_{\text{ref}} - x)^2 + (y_{\text{ref}} - y)^2)},$$

где $(x_{\text{ref}}, y_{\text{ref}})$ - известное положение опорной точки. Как только этот набор будет рассчитан для достаточного количества опорных точек (не менее трех для двухмерных систем или не менее четырех для трехмерных), точное положение цели может быть рассчитано путем нахождения пересечения, то есть методом триацерации.

Например, в двухмерном пространстве объект находится на пересечении трех мнимых окружностей, то есть его местоположение (x, y) является решением следующей системы уравнений (3), построенной на базе уравнения окружности (2) для каждого маяка:

$$\begin{cases} d_1 = \sqrt{((x_1 - x)^2 + (y_1 - y)^2)} \\ d_2 = \sqrt{((x_2 - x)^2 + (y_2 - y)^2)}, \\ d_3 = \sqrt{((x_3 - x)^2 + (y_3 - y)^2)} \end{cases}$$

где $(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3)$ – это координаты опорных точек.

Таким образом, в данной работе была представлена теоритическая реализация системы локального позиционирования на базе радиотрансиверов. Для нахождения координат объекта применяются методы трилатерации и TWR. А общий принцип работы системы представлен на структурной схеме (рис. 1). Наиболее подходящими технологиями для реализации такой системы считаю Bluetooth и Сверхширокополосный сигнал (СШП или UWB - ultra-wideband), так как они позволят получить высокую точность определения координат.

Библиографический список

1. «Two-way range and range-rate observables in a sequential filter», John O. «Juno» Woods, Ph.D. «Guidance, Navigation & Control», Open Lunar Foundation, San Francisco, California, November 19, 2019
2. П.А. Богуренко, М.Е. Бурлаков ОБЗОР МЕТОДОВ ЛОКАЛЬНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ОБЪЕКТОВ В WI-FI-СЕТЯХ // Вестник ПНИПУ, 2017. – № 23. – С. 146-158.
3. W. Murphy, “Trilateration: The Mathematics Behind a Local Positioning System”, Colorado School of Mines, June 2011.

УДК 621

МОБИЛЬНАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ОБЪЕМА СЫПУЧИХ ПРОДУКТОВ

С.А. Голь, К.С. Мирошин

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

Рассмотрен подход к измерению объема сыпучих продуктов при помощи сканирования лидаром, установленным на мобильную колесную платформу с теле- и автономным управлением.

Ключевые слова: лидар, мобильная платформа, облако точек.

MOBILE PLATFORM FOR MEASURING THE VOLUME OF BULK PRODUCTS

S.A. Goll, K.S. Miroshin

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

An approach to bulk product volume measurement by scanning with a lidar mounted on a mobile wheeled platform with tele- and autonomous control is considered.

Key words: lidar, mobile platform, cloud points.

В современных производственных условиях точное измерение объема сыпучих продуктов (битое стекло, зерно, песок, щебень и пр.) является критически важным для оптимизации процессов хранения и учета сырья [1, 2].

Разработка мобильной системы – телеуправляемого или автономного колесного робота, использующей технологии лазерного сканирования на базе лидара для быстрого и точного оценивания объема сыпучих материалов, позволит оперативно получать информацию о складских запасах.

Лидар устанавливается на мобильную платформу (рис. 1), что позволяет беспрепятственно перемещаться по складу и осуществлять многократное сканирование различных участков.



Рис. 1 – Мобильная система измерения объема сыпучих продуктов

Полученные данные формируют облако точек (рис. 2), представляющее собой трехмерную модель складского пространства и размещенных в нем сыпучих продуктов.



Рис. 2 – Пример создания облака точек складского помещения мобильной системой

Лидар (Light Detection and Ranging), типичный пример которого изображен на рис. 3, основан на использовании развертки лазерного излучения от нескольких лазерных приемо-передатчиков для создания трехмерной карты окружающей среды. Лидар излучает лазерные импульсы и фиксирует время, за которое они возвращаются после отражения от объектов, что позволяет вычислить расстояние до них.

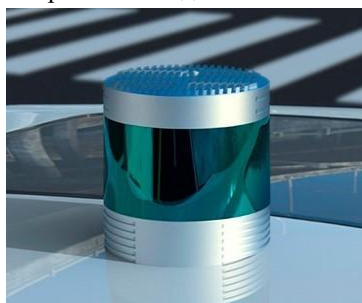


Рис. 3 – Пример лидара

Для слияния (сопоставления) сканов лидара используется метод Iterative Closest Point (ICP), который последовательно ищет соответствия между ближайшими точками сканов, минимизируя сумму квадратов расстояний между этими соответствиями.

Полученное после обработки ICP облако точек представляет собой загруженный склад. Получить выделенное облако точек, соответствующее полезному объему, имеющему отношение только к сыпучему продукту, предлагается дифференциальным алгоритмом, использующим также референсное облако точек пустого склада. Перед применением этого алгоритма в данной работе было предложено провести предварительную сегментацию облака загруженного склада и последующее исключение

объектов, не представленных в референсном облаке: транспортных средств, людей, временно присутствующего оборудования и пр.

На основе обработанных данных система вычисляет объем сыпучих материалов, используя калибровочную информацию, полученную после предъявления образцовых объектов (с известным объемом).

Пользовательский интерфейс для отображения результатов позволит отслеживать процесс работы мобильной системы в реальном времени.

Предварительные расчеты показывают, что использование лидара на мобильной колесной платформе позволит достичь относительную погрешность измерения объема сыпучих продуктов не более 5%, а при использовании инерциальной навигационной системы и еще меньше.

Предлагаемое решение не требует модификации существующих складских помещений, что снижает затраты на внедрение и подходит для различных типов сыпучих продуктов.

Библиографический список

1. LOADSCAN. Load management solutions. URL: <https://www.loadscan.com/wp-content/uploads/2017/02/Loadscan-USA-Brochure2017-4WEB.pdf> (дата обращения: 01.11.2024).
2. Программно-аппаратный комплекс измерения объёма сыпучего материала (ПАК ИО) на складах. URL: https://prin-spb.ru/index.php?route=product/product&path=92_93&product_id=115 (дата обращения: 01.11.2024).

УДК 621.317.616

РОБОТ-ВОДИТЕЛЬ ДЛЯ АВТОМОБИЛЕЙ С РУЧНЫМ СЕЛЕКТОРОМ ПЕРЕКЛЮЧЕНИЯ ПЕРЕДАЧ

С.А. Голь, И.А. Сафронов

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

Описана разработка системы для дистанционного или автоматического управления автомобилем. Показан рабочий прототип робота.

Ключевые слова: беспилотные технологии, робототехника.

ROBOT DRIVER FOR VEHICLES WITH MANUAL GEAR SHIFT

S.A. Goll, I.A. Safronov

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

The development of a system for remote or automatic control of a car with a manual transmission is described. A working prototype of the robot is shown.

Key words: unmanned technologies, robotics.

Актуальность проекта обуславливается тем, что различные отрасли стремятся либо исключить человека от вождения техники в опасных средах, и повысить безопасность, либо внедрить автоматизацию и тем самым повысить эффективность процессов [1, 2]. Тем самым делая разработку системы для дистанционного управления более востребованной.

Цель работы заключается в разработке системы для управления автомобилем, устанавливаемая без вмешательств в конструкцию, которая обеспечивает контроль движения в дистанционном, супервизорном и, при наличии совместимой системы, в автономном режиме.

Комплект представляет собой портативный блок (рис. 1), разворачиваемый на месте водителя автомобиля за короткое время, пульт дистанционного управления и исполнительные механизмы.

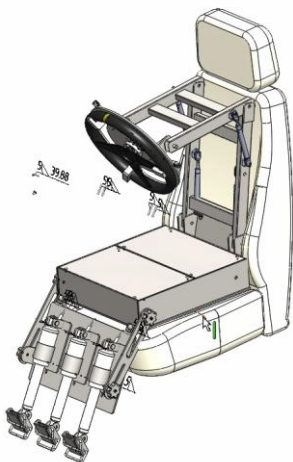


Рис. 5 – Модель портативного блока

Исполнительные механизмы включают в себя актуаторы, подключаемые к штатным органам управления автомобиля. К селектору коробки передач (рис. 2) подключается манипулятор с дельта кинематикой. Идентификация коробки передач как объекта управления – сложная задача, которая в настоящей работе в первом приближении решена эмпирически. К рулевому колесу (рис. 3) подключается серводвигатель, а к педалям тормоза, сцепления и акселерации (рис. 4) – серводвигатели с рычагами и направляющими.

Для повышения удобства использования робота-машиниста в данной работе предлагается исключить процедуру калибровки всех подсистем при каждом включении питания. Это достигается использованием в составе каждого сервопривода многооборотного энкодера на основе технологии «механической» памяти. Эта технология базируется на применении

редуктора с установленным двухполюсным магнитом в каждую шестеренку. Плоский поворот каждого магнита «считывается» специальной микросхемой. И даже если вращение вала электропривода произойдет при отключенном электропитании (например, когда водитель вручную переключит передачу или выжмет педаль), после подачи питания положение всех актуаторов будет определено верно.



Рис. 6 – Дельта-робот селектора переключения передач

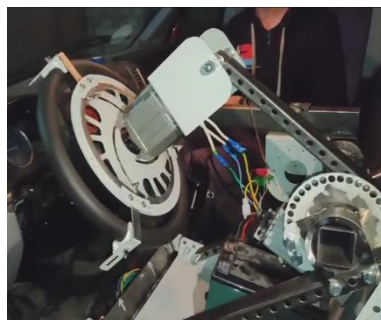


Рис. 7 – Сервопривод руля



Рис. 4 – Актуаторы педалей

В портативном блоке применяются микроконтроллеры и программируемые логические интегральные схемы для обработки данных с датчиков и управления исполнительными механизмами.

Также используются датчики телеприсутствия, в частности, лидар и камера для сбора информации об окружающей среде, что позволяет оператору ориентироваться и принимать решения в реальном времени. Также эта информация при наличии развитого блока автономного управления может быть применена для реализации автономного управления.

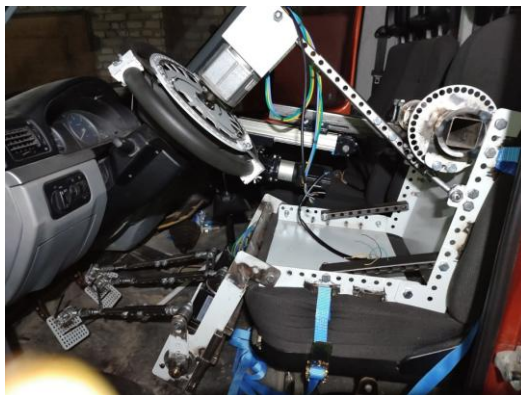


Рис. 8 – Общий вид робота-водителя

В роботе-водителе (рис. 5) реализована связь по двум защищенным радиоканалам. Первый используется для передачи команд с пульта управления. Второй, широкополосный, используется для передачи данных от датчиков телеприсутствия, установленных на борту автомобиля.

Преимуществами предложенного робота-водителя являются:

- универсальность – подходит для широкого спектра автомобилей без необходимости модификации штатных систем,
- портативность – легко переносится и устанавливается.

Разработка робота-водителя для автомобилей с ручным селектором переключения передач предоставляет собой эффективную возможность интеграции беспилотных технологий в существующий транспортный рынок.

Это решение не только удовлетворяет потребности пользователей в повышении безопасности, но и в эффективности использования существующего парка техники сельскохозяйственными предприятиями, подразделениями МЧС, Росатома, предприятиями рекультивации мусорных свалок и пр., что создает предпосылки для широкомасштабной роботизации.

Библиографический список

1. Gear-change robot. URL: <https://www.leaner.it/sites/default/files/prodotti/Gear-change%20robot.pdf> (дата обращения: 01.11.2024).
2. AUTOPILOT SAP-RAPID-HE-T series for Manual and Automatic Transmission Vehicles. URL: <https://www.staehle-robots.com/english-1/products/sap-rapid-he-truck-eng/> (дата обращения: 01.11.2024).

СОДЕРЖАНИЕ

ПРИНЦИПЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ ПРИ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ	
<i>А.Ю. Потлов</i>	3
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГЛУБОКОГО МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ РАННЕГО РАК А ПРИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА	
<i>В.В. Хрящев, А.Л. Приоров</i>	8
СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ	13
РАЗРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО СТЕНДА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ОПТИЧЕСКОГО МЕТОДА ЭКСПРЕСС- ДИАГНОСТИКИ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ГЕМАТОМ	
<i>Д.О. Звягинцева, А.И. Мауль, Н.О. Алексеев, С.Н. Торгаев</i>	13
СВЯЗЬ ИЗМЕНЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА И ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО ТИПА ЛИЧНОСТИ	
<i>Н.М. Богатов, А.Н. Богатова, А.Л. Еремин, С.А. Сухих</i>	16
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ ОПУХОЛЕЙ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЁЗ НА МАММОГРАММЕ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ СЕГМЕНТАЦИИ	
<i>Д.В. Улыбина, Л.Ю. Кривоногов</i>	21
РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКОГО ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ ЛУЧЕЗАПЯСТНОГО СУСТАВА	
<i>О.В. Тихоненкова, Н.А. Горелова, И.А. Черемисинов</i>	26
ТЕРМОМЕТРИЧЕСКАЯ КОСА КАК ЭЛЕМЕНТ «ЦИФРОВОГО ХОЗЯЙСТВА»	
<i>Л.Р. Шайхутдинова, С.В. Смирнова</i>	32
СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ С РЕГИСТРАЦИЕЙ ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА	
<i>Н.Е. Климушкин</i>	35
ПРИНЦИП РАБОТЫ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ	
<i>Д.А. Грицкевич</i>	38
СИСТЕМЫ ПОДАВЛЕНИЯ БОЛЕЙ И АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТИВОБОЛЕВЫХ ПРОЦЕДУР	
<i>О.А. Кныш</i>	42
СИСТЕМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ	
<i>В.А. Алихашкина, М.Б. Каплан</i>	46
ВИРТУАЛЬНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИ КООРДИНАТ ИНДУКТОРОВ В РЕКОНФИГУРИРУЕМОЙ ПОЛЕФОРМИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЕ	
<i>М.С. Степанов, М.Б. Каплан</i>	50

АВТОМАТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ДЕПРЕССИИ ПО ВЫРАЖЕНИЯМ ЛИЦА <i>Н.В. Яковлев</i>	54
ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАРНЫХ РАЗЛИЧИЙ ПАРАМЕТРОВ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНО-ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОМОЩИ ПОРТАТИВНЫХ МУЛЬТИМОДАЛЬНЫХ АНАЛИЗАТОРОВ <i>А.А. Спиридонова, А.Д. Легостаев, А.Е. Новосёлов, Е.В. Русина, Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких</i>	58
ПОЛЕФОРМИРУЮЩИЕ УСТРОЙСТВА СИСТЕМ СОЗДАНИЯ ИСКУССТВЕННОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ, ИМИТИРУЮЩЕГО ЕСТЕСТВЕННОЕ ПОЛЕ ЗЕМЛИ <i>В.А. Борисов</i>	63
ВЛИЯНИЕ ДЫХАТЕЛЬНОЙ И ОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ПРОБЫ НА ИЗМЕНЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ ДОППЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ В РАЗНЫХ АНАТОМИЧЕСКИХ УЧАСТКАХ КОЖИ <i>В.С. Янушин, А.Д. Легостаев, А.Е. Новосёлов, Е.В. Русина, А.А. Спиридонова, В.Е. Паршакова, Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких</i>	68
СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ДРОЖАТЕЛЬНОГО ГИПЕРКИНЕЗА <i>А.А. Карпухина, О.В. Мельник</i>	72
ОСОБЕННОСТИ ТЕХНОЛОГИЙ И СРЕДСТВ ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ФУТБОЛИСТОВ <i>Р.А. Карачевцев</i>	76
ОЦЕНКА ПРОГРЕССА РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ИНСУЛЬТОМ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА РЕЧИ <i>М.В. Уханова, О.В. Мельник</i>	80
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СТАБИЛОГРАФИЧЕСКОЙ ПЛАТФОРМЫ С БОС ДЛЯ ОЦЕНКИ УЧЕБНОЙ НАГРУЗКИ НА СТУДЕНТОВ <i>Д.А. Дрофа, В.Ю. Вишневецкий</i>	83
АЛГОРИТМ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ РАССЕЯННОГО СКЛЕРОЗА ПО ОСНОВНЫМ ПРИЗНАКАМ ЕГО РАЗВИТИЯ <i>К.Н. Болсунов, А.Е. Гапанёнок</i>	87
СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ	92
МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ ВЛИЯНИЯ АВИАЦИОННОГО АКУСТИЧЕСКОГО ШУМА НА ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ПИЛОТА <i>Д.С. Коптев, Ю.В. Шуклина</i>	92
РАЗРАБОТКА АЦП ДВУХТАКТНОГО ИНТЕГРИРОВАНИЯ В ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МЕДИЦИНСКОГО ОДЕЯЛА <i>А.В. Губайдуллина, А.Н. Благовещенский, С.В. Смирнова</i>	96

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ PH НА РАВНОВЕСНУЮ КОНЦЕНТРАЦИЮ ИОНОВ ХРОМА ПРИ ИЗВЛЕЧЕНИИ ЕГО МАЛОРАСТВОРИМЫХ СОЕДИНЕНИЙ ИЗ СТОЧНЫХ ВОД	
<i>А.Ю. Мишанина, Е.В. Воробьева</i>	101
АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЧИСТКИ И ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПОЧВ ОТ ЗАГРЯЗНЕНИЙ НЕФТЬЮ И НЕФТЕПРОДУКТАМИ	
<i>Е.В. Воробьева, Е.А. Новикова, Е.С. Чавкина</i>	105
ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ И АЛГОРИТМОВ АНАЛИЗА МИКРОВЫРАЖЕНИЙ ЛИЦА	
<i>А.Д. Черненко</i>	109
ГАЗОАНАЛИЗАТОР – ИНСТРУМЕНТ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ВОЗДУХА	
<i>Е.Д. Старова, С.В. Смирнова</i>	112
РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ЦЕЛЯХ СОЗДАНИЯ ЦИФРОВОГО ДВОЙНИКА	
<i>А.Ю. Ушаков</i>	117
ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АНАЛИЗА ФКГ И ЭКГ СИГНАЛОВ	
<i>К.А. Бобкович, К.С. Комаров</i>	120
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПЛОЩАДИ РАНЕВОЙ ПОВЕРХНОСТИ	
<i>А.Р. Волжанин</i>	122
СПОСОБ КОНТРОЛЯ УСТАЛОСТИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ МЫШЦ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ПОВЕРХНОСТНЫХ ЭЛЕКТРОМИОСИГНАЛОВ	
<i>А.Е. Пшеничный</i>	127
АНАЛИЗ ВИДОВ ДЕФЕКТОВ МАСЛЯНЫХ КРАСОК И ПРИЧИН ИХ ВОЗНИКНОВЕНИЯ	
<i>С.В. Губарева, А.В. Губарев</i>	132
РАЗРАБОТКА МЕРОПРИЯТИЙ ПО УЛУЧШЕНИЮ ПРОЦЕССА ПОВЕРКИ ЧАСТОТОМЕРОВ ЭЛЕКТРОННО-СЧЕТНЫХ	
<i>С.В. Губарева, А.В. Губарев</i>	135
МЕНЕДЖМЕНТ РИСКОВ В ТРУБНОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ	
<i>С.В. Губарева, А.В. Губарев</i>	139
ОБЗОР КЛИЕНТОЦЕНТРИЧНЫХ ПРОЕКТОВ И ИНИЦИАТИВ, НАПРАВЛЕННЫХ НА ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ЖИЗНИ ЧЕЛОВЕКА	
<i>Е.П. Матюхин</i>	145
РАСПРЕДЕЛИТЕЛИ ВОЗДУХА. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПРОИЗВОДИТЕЛЕЙ	
<i>Г.И. Ибрагимова, А.Б. Валиева</i>	149
ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ САГИТТАЛЬНОЙ ПРОЕКЦИИ	
<i>М.И. Забудько</i>	155
РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ И ЛОКАЛИЗАЦИИ ОЧАГА ЭПИЛЕПСИИ	
<i>М.И. Забудько</i>	158

ПРОЕКТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ПАЦИЕНТОВ С ВРОЖДЕННЫМИ ПОРОКАМИ СЕРДЦА <i>Д.Е. Судаков</i>	162
ОБРАБОТКА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ПАЦИЕНТА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ <i>Н.О. Алексеев</i>	166
ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ КАНАЛЫ ПАРАМЕТРОВ ВОДЫ, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ В ПАРОВЫХ СТЕРИЛИЗАТОРАХ <i>В.С. Шиночкин, В.И. Жулев</i>	171
ВОПРОСЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕНОЗНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА <i>Н.В. Ремизов, Д.С. Якименко</i>	175
МОДЕЛИРОВАНИЕ СПЕКТРОВ КОМБИНАЦИОННОГО РАССЕЯНИЯ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА СУММОЙ ГАУССОВЫХ ФУНКЦИЙ <i>М.А. Маклыгин</i>	179
ИССЛЕДОВАНИЕ НЕЙРОСЕТЕВОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИНКУБАТОРОМ ДЛЯ НОВОРОЖДЕННЫХ <i>К.С. Савинова</i>	183
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ПАЦИЕНТА ПО ДАННЫМ БИМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ <i>А.А. Пономарев, С.С. Лукша</i>	188
АНАЛИЗ МЕТОДОВ МОДЕЛИРОВАНИЯ МАГНИТНЫХ БУРЬ <i>А.И. Боронников, В.Н. Морозов</i>	192
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ ЭМГ СИГНАЛА <i>К.А. Бобкович</i>	198
СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ВРАЧАМИ ПРИ МНОГОСПЕКТРАЛЬНОМ АНАЛИЗЕ ДЕРМАТОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ КОЖНОГО ПОКРОВА <i>П.Д. Михайлова, С.А. Милантьев</i>	203
ПРИМЕНЕНИЕ ДЕРЕВА РЕШЕНИЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ РЕСПИРАТОРНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ <i>В.А. Карфидова</i>	207
ОБЗОР МЕТОДОВ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ АЛГОРИТМОВ АНАЛИЗА ДАННЫХ В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ <i>Д.А. Ефимова, А.З. Яфаров</i>	210
АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПАЦИЕНТОВ С ГИПЕРЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬЮ В РЕКОМЕНДАТЕЛЬНЫХ МЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ <i>В.А. Гасанова</i>	216

ОБЗОР МЕТОДОВ КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА КОЛОНИЙ СРАВНЕНИЕ И ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОГО ПОДХОДА <i>К.А. Бобкович, С.И. Блинов</i>	219
ИССЛЕДОВАНИЕ ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ РАБОЧЕЙ ЖИДКОСТИ ЭЛЕКТРОЭРОЗИОННОЙ ОБРАБОТКИ МАТЕРИАЛОВ <i>А.В.Емельянов, В.О.Свирина, М.В. Скрипкина, М.В. Лызлова, Г.И. Мельник</i>	225
БЕСКОНТАКТНАЯ СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ОПАСНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В СЕРДЦЕБИЕНИИ И ДЫХАНИИ ПАЦИЕНТА <i>С.А. Матяшина, С.Г. Гуржин</i>	230
МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ЭЭГ С МАЛЫМ КОЛИЧЕСТВОМ КАНАЛОВ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ БОС-ТРЕНИНГА ПРИ ПТСР <i>М.С. Галушка</i>	234
АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ, ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ И ДИАГНОСТИКИ ТРЕМОРА <i>М.В. Беликова, С.Г. Гуржин</i>	238
СИСТЕМА СОВМЕСТНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА СИГНАЛОВ РЕОГРАММЫ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ НА БАЗЕ КОМПЬЮТЕРА <i>А.И. Маевский, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков</i>	242
ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМОВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТЕЙ КАРДИОИНТЕРВАЛОВ РЕАЛЬНЫХ СИГНАЛОВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММ <i>А.В. Шуляков, С.Г. Гуржин</i>	247
СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ	252
ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА С ФУНКЦИОНАЛОМ ЭЛЕКТРОННОЙ МЕДИЦИНСКОЙ КАРТЫ <i>Т.А. Витязева, К.Е. Гусев, А.А. Михеев, Е.Ю. Тюняева</i>	252
МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ МОНИТОРИНГА И АНАЛИЗА МЕНТАЛЬНОГО ЗДОРОВЬЯ. НЕОБХОДИМЫЕ ФУНКЦИИ <i>Т.А. Витязева, К.Е. Гусев, А.А. Михеев, Е.Ю. Тюняева</i>	256
ПРИМЕНЕНИЕ КЭШИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ СЛОЖНЫХ ДИСКРЕТНЫХ ОТСЧЕТОВ НА МИКРОКОНТРОЛЛЕРЕ <i>Ю.А. Булгаков, Т.А. Витязева, А.А. Михеев</i>	260
ИНТЕГРАЦИЯ РАДИОЛОГИЧЕСКИХ И КЛИНИЧЕСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ ТОЧНОСТИ КЛАССИФИКАЦИИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПОДЖЕЛУДОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ <i>Д.В. Сергеев</i>	263
МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ПОЛУЧЕНИЯ, АНАЛИЗА И ПЕРЕДАЧИ СИГНАЛОВ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ <i>А.В. Рочагов, А.В. Жолобов, И.С. Явелов</i>	268

ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА <i>К.С. Комаров, В.А. Карфидова</i>	270
ОЦЕНКА НАРУШЕНИЙ ФУНКЦИЙ ПАМЯТИ ПО ЭНЕРГЕТИЧЕСКОМУ РАЗБАЛАНСУ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК <i>А.Ю. Рыбаков</i>	272
ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДОБУЧЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ YAMNET В ЗАДАЧЕ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ ШУМОВ СЕРДЦА НА ФОНОКАРДИОГРАММАХ <i>Т.А. Смирнова</i>	277
АЛГОРИТМ РАБОТЫ БЛОКА РЕГИСТРАЦИИ В МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ <i>А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Т.Л.Н. Чыонг</i>	282
СИСТЕМА КОРРЕКЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ УСТРОЙСТВ КОМПЛЕКСНОЙ МАГНИТОТЕРАПИИ <i>А.С. Тогулов</i>	287
ГЕМАТОЛОГИЧЕСКИЕ АНАЛИЗАТОРЫ ЗАКРЫТОГО ТИПА И ВОЗМОЖНОСТИ ИХ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ <i>А.А. Сидоренко, М.О. Федоров</i>	290
МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЗДОРОВЬЯ. НЕОБХОДИМОСТЬ РАЗРАБОТКИ <i>И.С. Ретин, М.О. Федоров</i>	293
О ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ЯЗЫКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО ПРОГРАММИРОВАНИЯ HASKELL В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ <i>А.А. Сидоренко, И.С. Ретин</i>	295
ОБЗОР МЕТОДОВ АНАЛИЗА МОЗГОВОЙ АКТИВНОСТИ <i>Р.В. Брыксин, В.Ю. Вишинецкий</i>	298
СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА	304
ЭКОНОМИКА ТЕСТИРОВАНИЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ПРИБОРОВ <i>А.М. Абрамов</i>	304
РАСЧЕТ МУЛЬТИПЛИКАТИВНОЙ ПОГРЕШНОСТИ АЦП ПО МЕТОДУ НАИЛУЧШЕЙ ПРЯМОЙ <i>А.М. Абрамов</i>	307
РЕФЛЕКТОМЕТР <i>Е.И. Чернов</i>	310
ПЛАНШЕТНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ДИНАМИКИ ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ <i>Д.А. Муравьев, Е.М. Прошин</i>	314

ПРИНЦИП И СПОСОБЫ СНЯТИЯ БИОПОТЕНЦИАЛОВ В БИОНИЧЕСКИХ ПРОТЕЗАХ КОНЕЧНОСТЕЙ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ	
<i>Д.А. Грицкевич</i>	318
ПРИБОРЫ МОБИЛЬНОЙ МЕДИЦИНЫ - ОСЕВОЙ КАРДИОВАСКУЛЯРНЫЙ МОДУЛЬ	
<i>И.С. Явелов, А.В. Рочагов</i>	322
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭКГ И ФКГ	
<i>К.С. Комаров, М.А. Маклыгин</i>	325
КОНСТРУКЦИЯ ФАНТОМА ДЛЯ МАТРИЧНОГО БИОИМПЕДАНСНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ	
<i>А.В. Серебровский, И.А. Халин, А.В. Лях, Д.А. Фатнев</i>	329
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОТЛАДОЧНОЙ ПЛАТЫ NUCLEO-F429ZI ДЛЯ ПРОТОТИПИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВ МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ	
<i>В.В. Зива</i>	334
УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ИНОРОДНЫХ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПРЕДМЕТОВ В ОРГАНАХ ЗРЕНИЯ	
<i>Б.И. Ахмадиев</i>	338
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ РАЗМОРАЖИВАНИЯ ПЛАЗМЫ КРОВИ	
<i>А.В. Чикин</i>	343
СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ АДАПТАЦИИ К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА КИСТИ РУКИ	
<i>К.С. Ильичева</i>	348
РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОННОГО БЛОКА ИЗОКИНЕТИЧЕСКОГО ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	
<i>В.И. Арсентьева</i>	352
ПРИМЕНЕНИЕ НОСИМЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В КАЧЕСТВЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ УСТРОЙСТВ	
<i>Д.А. Григорьева</i>	357
РАДИОВОЛНОВАЯ НЕИНВАЗИВНАЯ ДИАГНОСТИКА ИНСУЛЬТОВ	
<i>Е.Н. Мидони, В.В. Васин, А.И. Еремеев, И.С. Цепляев, А.В. Горст</i>	360
ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ ПОРТАТИВНОГО УСТРОЙСТВА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ	
<i>А.И. Арсентьева</i>	364
РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА	
<i>Г.А. Малинин, Д.П. Сафонов</i>	369
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ СЕРДЦЕБИЕНИЯ ПЛОДА	
<i>К.И. Хиженяк, О.В. Мельник</i>	373

СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ	377
СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К РАЗРАБОТКЕ АВТОНОМНЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ИНВАЛИДНЫМИ КОЛЯСКАМИ <i>Д.А. Соловьев</i>	377
РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ ЛОКАЛЬНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ НА БАЗЕ РАДИОТРАНСИВЕРОВ <i>А.Е. Флоров</i>	380
МОБИЛЬНАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ОБЪЕМА СЫПУЧИХ ПРОДУКТОВ <i>С.А. Голь, К.С. Мирошин</i>	384
РОБОТ-ВОДИТЕЛЬ ДЛЯ АВТОМОБИЛЕЙ С РУЧНЫМ СЕЛЕКТОРОМ ПЕРЕКЛЮЧЕНИЯ ПЕРЕДАЧ <i>С.А. Голь, И.А. Сафронов</i>	386

Научное издание

**XXXVII Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические системы,
измерительные устройства и робототехнические комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2024)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Подписано в печать 27.11.2024. Формат бумаги 60х84/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.- печ. листов 24,875.

Уч.-изд. листов 398. Тираж 300 экз. Зак. 7101.

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 978-5-907811-75-1



9 785907 811751 >