

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

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

---

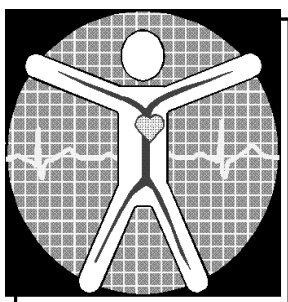
---

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

**БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2025**

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

**МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**



Рязань 2025

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

- Б 63 Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2025 [текст]: сб. тр. XXXVIII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 3-5 декабря 2025 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2025. – 386с., ил.

**ISBN 978-5-908007-61-0**

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2025). 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:* ведущий инженер учебно-научной лаборатории «Фундаментальная математика» кафедры «Математика и физика» ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет», д.т.н., профессор Истомина Татьяна Викторовна.

**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 978-5-908007-61-0**

© ФГБОУ ВО «РГРТУ», 2025

© ИП Коняхин А.В., 2025

## **СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА И ТОЧНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ**

Д.В. Леонов

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы  
«Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских  
технологий Департамента здравоохранения города Москвы», г. Москва

*В докладе представлена совокупность методов цифровой обработки сигналов, направленных на улучшение ультразвуковой визуализации за счёт обнаружения и компенсации aberrаций, моделирования ультразвуковой системы, обнаружения доплеровских сигналов, оценки размеров рассеивателей, а также создания медицинских фантомов. Приведены примеры использования разработанных методов в различных клинических сценариях.*

**Ключевые слова:** ультразвуковая диагностика, биологические ткани, синтез апертуры, aberrации, формирование луча.

## **MODERN METHODS FOR ENHANCING THE QUALITY AND ACCURACY OF ULTRASOUND IMAGING**

D.V. Leonov

State Budget-Funded Health Care Institution of the City of Moscow «Research and  
Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the  
Moscow Health Care Department», Moscow

*This study presents digital signal processing methods designed to improve ultrasound imaging by detecting and compensating for aberrations, modeling the ultrasound system, detecting Doppler signals, estimating scatterer sizes, and creating tissue-mimicking phantoms for medical usage. Examples of the application of these developed methods in various clinical scenarios are provided.*

**Keywords:** ultrasound diagnostics, biological tissues, synthetic aperture, aberrations, beamforming.

В современной медицине ультразвуковая диагностика переживает период интенсивного развития. На это указывает почти трёхкратный рост количества патентов, выданных в данной области за последние 20 лет [1]. На фоне постоянного совершенствования традиционных методов визуализации появляются инновационные диагностические инструменты, которые интегрируются в режимы работы современных сканеров, такие как эластография, векторный поток и пр. [2]. Однако ультразвуковая визуализация сталкивается с существенными ограничениями, которые проявляются в ряде критических областей применения. Так, значительные трудности возникают при анализе кровотока в условиях помех, проведении диагностики в присутствии aberrаций, которые особенно сильно

проявляются при исследовании мозговых структур через костные ткани черепа, также известны ограничения ультразвуковой диагностики в задачах выявления стеатоза и некоторых других заболеваний, связанных с изменением размеров рассеивателей [3, 4]. Эти факторы подчеркивают необходимость дальнейшего совершенствования диагностических методик.

При этом стоит отметить, что пути развития ультразвуковой визуализации требуют комплексного подхода. Ключевым направлением является совершенствование диагностических алгоритмов с учетом последних достижений в области вычислительной техники [5-7]. Также немаловажным направлением является создание фантомов для калибровки, проверки оборудования, тестирования новых режимов и обучения врачей в условиях, максимально приближенных к клинической практике, но при этом без возможности нанесения вреда пациенту [8, 9]. Таким образом, перспективные исследования в области ультразвуковой диагностики направлены на преодоление существующих ограничений и расширение диагностических возможностей. Особое внимание уделяется разработке инновационных подходов к обработке получаемых изображений и созданию более совершенных диагностических инструментов.

Целью проводимых исследований является разработка методов и средств, основанных на математической коррекции эхо-сигналов, а также технологии создания фантомов, повышающих качество ультразвуковых диагностических исследований. Для достижения цели были разработаны инновационные методы, модели, технология, в частности: 1) на основе анализа процесса распространения ультразвуковых волн в неоднородных биологических тканях и развития количественного критерия выявления аберраций волнового фронта, обеспечивающего возможность контроля качества фокусировки разработан метод обнаружения искажений сигнала, формирующего диагностическое изображение; 2) для режима синтеза апертуры были разработаны методы коррекции аберраций, обеспечивающие исправление фазовых искажений в каждой точке пространства; 3) в качестве инструмента разработки и тестирования развиваемых методов была собрана база данных сигналов из тракта предварительной обработки и разработана имитационная модель ультразвуковой диагностической системы; 4) за счет учета пространственной стабильности скорости потока был разработан метод обработки доплеровских сигналов при ультразвуковой визуализации, повышающий диагностическую эффективность обнаружения и картирования сигналов кровотока; 5) на основе анализа статистического распределения амплитуды эхо-сигнала был разработан метод оценки размера рассеивателей, формирующих ультразвуковое изображение; 6) для тестирования алгоритмов визуализации и создания обучающих моделей была разработана технология создания фантомов, позволяющей получать образцы фантомов из материалов, адекватно имитирующих акустические характеристики человеческих тканей.

В ходе исследования использовался ультразвуковой сканер Сономед-500, предоставляющий доступ в тракт обработки, а также другие модели ультразвуковых диагностических устройств, встречающиеся в медицинских лечебных учреждениях. Также в работе активно использовалась 3D печать методом послойного наплавления на принтерах Picaso и методом полимерной LCD печати из жидких смол с ультрафиолетовым воздействием. Разрабатываемые методы и алгоритмы цифровой обработки сигналов писались на языке C++.

Предложенный метод выявления aberrаций основан на оценке ширины луча, производимой в режиме фокусировки по данным синтеза апертуры [10]. Как видно из рис. 1, в отсутствии aberrаций луч узок (рис. 1а-в), а наличие aberrаций ведет к его расширению (рис. 1г-е). В качестве количественного критерия расширения применялась среднеквадратичная ширина углового распределения интенсивности после вычитания моды, которая в показанном на рис. 1 примере принимает значения 5,29 и 7,54 для случая отсутствия и наличия aberrаций, соответственно. Полученное значение сопоставляется с теоретическим пределом, вычисляемым на основании анализа волнового уравнения. На рис. 2 демонстрируется фантом, созданный для проверки методов обнаружения и коррекции aberrаций, а также демонстрируются фрагменты изображений до и после коррекции. Можно отметить, что в результате коррекции расфокусированную область, содержащую объект для проверки разрешающей способностью диаметром 200 мкм, удалось восстановить без потери качества изображения.

На рис. 3 показан полиномиальный базис, используемый в одном из предложенных методов коррекции для оценки профиля aberrаций, а также представлен сам профиль и его разложение в полиномиальный ряд [11]. Можно отметить, что в результате разложения преобладают полиномы малых порядков, а представленный пример можно описать следующим выражением:

$$\varphi_k = -3,7 + 13,2P_k^1 + 65,1P_k^2 + 37,9P_k^3 - 42,7P_k^4 - 3,9P_k^5 + 17,3P_k^6 + 7,6P_k^7 + 7,4P_k^8, \quad (1)$$

где полиномиальные функции Лежандра описываются так:

$$P_k^w = \frac{1}{2^w w!} \frac{\partial^{(w)}}{\partial t_k^w} (t_k^2 - 1)^w, \quad (2)$$

$w$  – порядок базисной функции,  $k$  – номер элемента фазированной решетки,  $k \in [1; K]$ ,  $t_k$  – дискретная пространственная координата:

$$t_k = -1 + 2k/K. \quad (3)$$

Таким образом, проведенные эксперименты показали, что разработанные методы позволяют значительно повысить качество и точность ультразвуковой визуализации. Например, применительно к искажениям волнового фронта, разработанные методы коррекции способны уменьшить на 60 % среднеквадратичную ширину углового распределения интенсивности эхосигнала и в 2,12 раза повысить отношение контраста к уровню шума при работе системы в режиме синтеза апертуры.

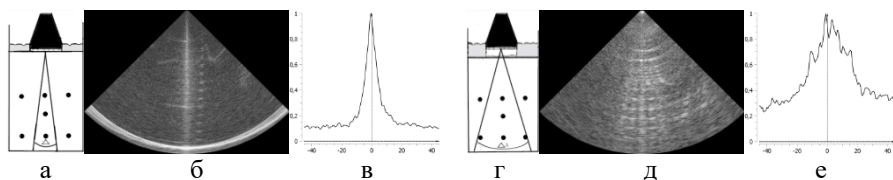


Рис. 1 – Пояснение метода обнаружения искажений: в отсутствии искажений луч узок, как видно из схемы (а), ультразвукового изображения (б) и его среза (в), а при наличии искажений луч расширяется, (г), (д) и (е), соответственно

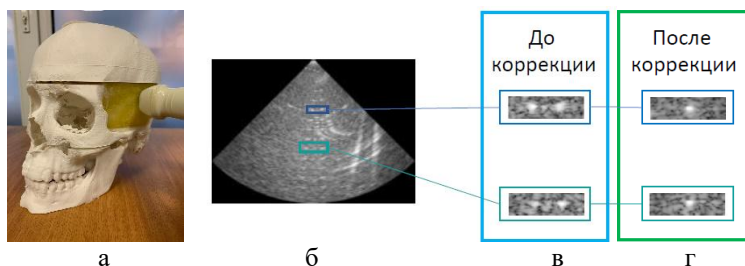


Рис. 2 – Иллюстрации испытания методов коррекции аббераций: фотография фантома для транскраниальных исследований (а), используемого для испытаний разработанных методов коррекции аббераций; ультразвуковое изображение фантома (б), полученное при прохождении ультразвуковой волны через искажающий слой, а также фрагменты ультразвукового изображения, полученные для ближней и средней целей до (в) и после (г) коррекции аббераций

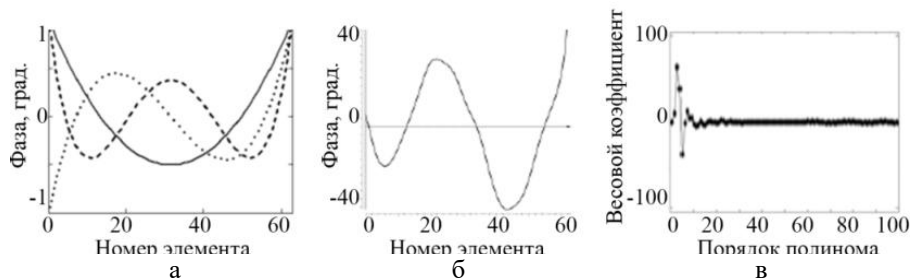


Рис. 3 – Демонстрация полиномиального метода коррекции: базисные функции (а); внешний вид профиля фазовых искажений (б), вносимых височной костью, а также разложение профиля в полиномиальный ряд (в)  
Исследование выполнено при поддержке Департамента здравоохранения города Москвы (№ ЕГИСУ: № 123031500001-4).

### *Библиографический список*

1. Wang S. Mapping trends and hotspots regarding the use of ultrasound in emergency medicine: a bibliometric analysis of global research / Wang S., Xia D., Zhang Z., Zhang J., Meng W., Zhang Y., Xu S. // *Frontiers in Public Health*, – 2021. – V. 9. – 764642.
2. Clevert D. A. Ultrasound—New techniques are extending the applications / Clevert D. A., Beyer G., Nieß H., Schlenker B. // *Deutsches Ärzteblatt International*. – 2023. – V. 120(4). – Art No. 41.
3. Marsac L. Ex vivo optimisation of a heterogeneous speed of sound model of the human skull for non-invasive transcranial focused ultrasound at 1 MHz / Marsac L, Chauvet D, La Greca R, et al.// *Int J Hyperthermia*. – 2017. – 33 – P. 635-645.
4. Kuroda H. Diagnostic accuracy of ultrasound-guided attenuation parameter as a noninvasive test for steatosis in non-alcoholic fatty liver disease / Kuroda H., Abe T., Fujiwara Y., Nagasawa T., Takikawa Y. // *Journal of Medical Ultrasonics*. – 48(4). – P.471-480.
5. Леонов Д.В. Разработка имитационной модели ультразвуковой медицинской диагностической системы/ Леонов Д.В.// *Медицина и высокие технологии*. – 2025. – № 2. – С. 15-19.
6. Леонов Д.В. Метод оценки размера рассеивателей при ультразвуковой визуализации/ Леонов Д.В., Яковлева Т.В., Кульберг Н.С., Омелянская О.В., Васильев Ю.А.// *Биомедицинская радиоэлектроника*. – 2025. – № 3. – С. 70-78.
7. Леонов Д. В. Испытания способа коррекции фазовых аберраций волнового фронта при ультразвуковой диагностике, основанного на полиномиальной аппроксимации задержек / Д. В. Леонов // *Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии*. – 2025. – № 2(70). – С. 118-123.
8. Leonov D. Design and validation of a phantom for transcranial ultrasonography / Leonov D, Kodenko M, Leichenko D, Nasibullina A, Kulberg N. // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. – 2022. – V. 17. – P. 1579-1588. <https://doi.org/10.1007/s11548-022-02614-2>
9. Патент РФ № 2797398. Способ изготовления фантома для ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Насибуллина А.А., Громов А.И., Венидиктова Д.Ю., Тарасова О.К., Пашинцева К.С., Ветшева Н.Н. Опубликовано: 05.06.2023.
10. Leonov D.V. Approach to Detecting Aberrations in Transcranial Ultrasound Imaging / Leonov D.V., Kulberg N.S., Yakovleva T.V., Solovyova P.D. // *Acoustical Physics*. – 2022. – V.68. – P.175-186. <https://doi.org/10.1134/S106377102202004X>
11. Leonov D. Aberration correction by polynomial approximation for synthetic aperture ultrasound imaging / Leonov D, Kulberg N, Yakovleva T. // *Med Phys*. – 2024. – V. 51. – P.3292-3308. <https://doi.org/10.1002/mp.17078>

## **ОДНОКАНАЛЬНЫЙ НЕЙРОФИДБЕК ПРИ ПТСР: ОТ МЕТОДОЛОГИЧЕСКИХ ВЫЗОВОВ К ИНЖЕНЕРНОЙ РЕАЛИЗАЦИИ**

М.С. Галушка, В.Ю. Вишневецкий

Научный руководитель – Вишневецкий В.Ю., к.т.н., доцент  
ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий,  
электроники и приборостроения, г. Таганрог

*Рассмотрены ключевые методологические и инженерные вызовы, возникающие при разработке систем нейрофидбек-терапии на основе портативных одноканальных устройств электроэнцефалографии (ЭЭГ) для пациентов с посттравматическим стрессовым расстройством (ПТСР). Предложены и обоснованы инженерные подходы к решению проблем информационной ограниченности сигнала и его повышенной уязвимости к артефактам.*

**Ключевые слова:** *посттравматическое стрессовое расстройство (ПТСР), нейрофидбек, биологическая обратная связь (БОС), портативная электроэнцефалография (ЭЭГ), одноканальная ЭЭГ, обработка сигналов, артефакты ЭЭГ.*

## **SINGLE-CHANNEL NEUROFEEDBACK FOR PTSD: FROM METHODOLOGICAL CHALLENGES TO ENGINEERING IMPLEMENTATION**

M.S. Galushka, V.Yu. Vishnevetskiy

Scientific supervisor – Vishnevetskiy V.Yu., Candidate of Technical Sciences,  
Associate Professor

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

*The key methodological and engineering challenges arising in the development of neurofeedback therapy systems based on portable single-channel electroencephalography (EEG) devices for patients with post-traumatic stress disorder (PTSD) are considered. Engineering approaches to solving the problems of signal information limitation and its increased vulnerability to artifacts are proposed and justified.*

**Keywords:** *post-traumatic stress disorder (PTSD), neurofeedback, portable electroencephalography (EEG), single-channel EEG, signal processing, EEG artifacts.*

Посттравматическое стрессовое расстройство (ПТСР) представляет собой тяжелое психическое состояние, затрагивающее значительную часть населения и приводящее к серьезным социальным и экономическим последствиям. В связи с этим разработка доступных и эффективных

технологий для реабилитации пациентов является одной из приоритетных задач современной биомедицинской инженерии. Нейрофидбек, как метод биологической обратной связи (БОС) на основе электроэнцефалограммы (ЭЭГ), представляет собой перспективное направление неинвазивной терапии [1]. Метод основан на принципах оперантного обуславливания, в рамках которого пациент обучается сознательно регулировать параметры своей мозговой активности, получая информацию о них в режиме реального времени. Клинические исследования подтверждают его потенциальную эффективность при ПТСР, в частности, для снижения симптомов гиперактивности и тревоги [2, 3].

Последнее десятилетие ознаменовалось парадигмальным сдвигом в области ЭЭГ-технологий: произошел переход от громоздких и дорогостоящих многоканальных клинических систем к портативным, беспроводным и доступным потребительским устройствам [4]. Этот сдвиг, обусловленный развитием сухих электродов, микроэлектроники и беспроводных технологий, открыл путь к повышению доступности нейрофидбека и его применению вне лабораторных стен. Однако, эта доступность достигается ценой значительных инженерных компромиссов, ключевым из которых является уменьшение количества регистрирующих каналов до минимума, зачастую до одного.

Это не просто количественное упрощение, а качественное изменение, которое ставит под сомнение применимость классических методов анализа и обработки ЭЭГ-сигнала. Утрата пространственной информации о распределении электрических полей на поверхности головы лишает разработчика мощнейших инструментов для борьбы с артефактами и интерпретации данных. Следовательно, создание эффективной и надежной одноканальной системы нейрофидбека требует глубокого переосмысления методологии и поиска нетривиальных инженерных решений [5]. Целью настоящей работы является проведение системного анализа этих вызовов и представление обоснованного инженерно-методологического фреймворка для их преодоления на примере разработки системы для терапии ПТСР.

Для полного понимания масштаба инженерных вызовов необходимо рассмотреть фундаментальные свойства ЭЭГ-сигнала. Электроэнцефалограмма представляет собой нестационарный, стохастический процесс, регистрируемый на поверхности головы. Он отражает суммарную синхронизированную постсинаптическую активность больших популяций пирамидальных нейронов коры головного мозга. Ключевыми характеристиками ЭЭГ, создающими трудности при обработке, являются [6]:

- Низкое соотношение сигнал/шум (SNR): Амплитуда полезного ЭЭГ-сигнала крайне мала и измеряется в микровольтах (обычно 10-100 мкВ). В то же время, амплитуда артефактов, особенно мышечных, может достигать сотен микровольт и даже милливольт, что на порядки превышает амплитуду целевого сигнала.

- **Нестационарность:** Статистические характеристики ЭЭГ (среднее значение, дисперсия, спектральный состав) изменяются во времени в зависимости от когнитивного и эмоционального состояния испытуемого. Это делает неэффективными алгоритмы, основанные на предположении о стационарности процесса.

- **Спектральное перекрытие сигналов и помех:** Частотные диапазоны многих артефактов пересекаются со спектром полезных ЭЭГ-ритмов. Например, артефакты моргания (ЭОГ) занимают дельта- и тета-диапазоны (0.5-4 Гц), а мышечные артефакты (ЭМГ) – бета- и гамма-диапазоны (от 20 Гц и выше). Это делает невозможной их сепарацию с помощью простой частотной фильтрации.

Эти фундаментальные свойства требуют применения сложных адаптивных методов обработки даже в многоканальных системах. В условиях одного канала, где информация о пространственной структуре сигнала и помех отсутствует, эти проблемы становятся на порядок острее.

Первый и самый фундаментальный вызов одноканального подхода – это полная утрата пространственной информации. Электрические потенциалы, генерируемые мозгом, распространяются через проводящие ткани головы (эффект объемной проводимости), что приводит к «размыванию» и смещению сигналов от различных источников на поверхности скальпа.

Ограничения, накладываемые одноканальной регистрацией:

- **Невозможность локализации источников:** Методы, позволяющие оценить расположение источников активности в трехмерном объеме мозга (например, LORETA, sLORETA), требуют регистрации данных с большого числа электродов и являются абсолютно неприменимыми.

- **Невозможность пространственной фильтрации:** Такие мощные методы улучшения SNR, как применение фильтра Лапласа (пространственного лапласиана) или метода независимых компонент (ICA), основаны на анализе данных с нескольких каналов и не могут быть реализованы. ICA, в частности, является де-факто стандартом для удаления биологических артефактов в исследовательских задачах, и его отсутствие является критическим ограничением.

- **Невозможность анализа межрегиональных взаимодействий:** Оценка функциональных связей между различными областями мозга (например, расчет когерентности) невозможна по определению.

В этих условиях выбор единственной точки регистрации превращается в ключевое методологическое решение. Он должен быть основан не на удобстве, а на строгом нейрофизиологическом обосновании. Применительно к терапии ПТСР, основными ритмами-мишенями являются альфа-, бета- и тета-ритмы. Их связь с симптоматикой расстройства хорошо изучена: дефицит альфа-активности ассоциирован с нарушением релаксации, избыток быстрой бета-активности – с гипервозбуждением и тревогой, а аномалии в тета-ритме – с процессами обработки травматических воспоминаний.

Для выбора оптимальной локации был проведен анализ топографического распределения данных ритмов. Альфа-ритм имеет максимальную амплитуду в затылочных областях (Oz, O1, O2), но также хорошо выражен в теменных (Pz). Сенсомоторный и бета-ритмы доминируют в центральных и лобных областях (Cz, Fz). Тета-ритм часто регистрируется в лобно-центральной линии. Таким образом, не существует единственной точки, идеальной для всех ритмов. Однако позиция Pz (вертекс), расположенная над теменной, представляет собой наилучший из возможных компромиссов [7]. Она позволяет с достаточной для терапевтических целей достоверностью регистрировать изменения во всех трех целевых диапазонах, что делает ее наиболее подходящей для реализации комплексного протокола нейрофидбека.

Второй, и наиболее критический с инженерной точки зрения, вызов – это проблема идентификации и подавления артефактов в режиме реального времени. В отличие от офлайн-обработки, где доступен весь сигнал, в онлайн-режиме решение должно приниматься на основе ограниченного объема данных, быстро и надежно. Применение статического фильтра неэффективно из-за нестационарности артефактов, а непрерывная неконтролируемая адаптация фильтра несет в себе риск «перекомпенсации» – искажения полезного сигнала на чистых участках ЭЭГ.

Для решения этой дилеммы был разработан и реализован двухфазный селективный алгоритм, который применяется перед и во время каждой сессии нейрофидбека. Он сочетает быструю предварительную калибровку для персонализации фильтра с последующей стабильной адаптивной фильтрацией в реальном времени.

Основой метода является специфическая четырехэлектродная конфигурация, которая, формально оставаясь одноканальной по целевому ЭЭГ-сигналу, создает информационную базу для активной компенсации помех:

Активный (целевой) электрод (Pz): располагается над теменной долей для регистрации целевых ЭЭГ-ритмов.

Электрод съёма помехи (Fpz): целенаправленно располагается на лбу, в зоне максимальной амплитуды миографических (ЭМГ) и окулографических (ЭОГ) артефактов.

Референтный электрод (A1/A2): располагается на мочке уха, в точке с минимальной собственной биоэлектрической активностью.

Электрод земли («Ground») (A2/A1): располагается на противоположной мочке уха для подавления синфазных помех и стабилизации потенциалов тела.

При такой монополярной схеме съёма на вход усилительно-преобразовательного тракта поступают два независимых потока данных, измеряемых относительно общего референта:

Целевой канал  $S_{Pz}(t)$ :  $U(Pz) - U(Ref) = s_{EEG}(t) + H\_1 * s\_Art(t)$

Канал помехи  $S_{Fpz}(t)$ :  $U(Fpz) - U(Ref) = s_{FrontalEEG}(t) + H\_2 * s\_Art(t)$

Здесь  $s\_EEG(t)$  – искомый полезный сигнал с  $Pz$ ;  $s\_Art(t)$  – общий источник артефакта (моргание, сокращение мышц лба);  $H\_1$  и  $H\_2$  – передаточные функции, описывающие распространение артефакта до электродов  $Pz$  и  $Fpz$  соответственно, причем амплитуда артефакта на лбу значительно выше ( $|H\_2| \gg |H\_1|$ );  $s\_FrontalEEG(t)$  – пренебрежимо малая ЭЭГ-активность под лобным электродом. Наличие канала  $S\_Fpz(t)$ , в котором артефакт доминирует, является ключом к решению задачи.

Перед началом каждой терапевтической сессии запускается короткая (5-10 секунд) процедура калибровки, цель которой – не просто обнаружить, а персонализировать фильтр под текущее состояние пациента и характеристики артефактов.

1. Управляемое получение артефактов. Пациенту дается инструкция совершить несколько характерных движений, генерирующих артефакты (например, несколько раз моргнуть, нахмурить лоб). В течение этого времени записываются синхронные данные с целевого канала ( $Pz$ ) и канала помехи ( $Fpz$ ). Это позволяет получить короткую, но чрезвычайно информативную обучающую выборку, где гарантированно присутствует высокое соотношение артефакт/сигнал.

2. Начальное обучение весов фильтра. Полученная артефактная выборка используется для первоначального обучения адаптивного LMS-фильтра (Least Mean Squares). Фильтр с достаточно большим количеством отводов (например,  $N=40$ ), определяющим длину анализируемого временного окна в 160 мс при частоте дискретизации 250 Гц, обучается предсказывать артефактную компоненту в целевом канале на основе сигнала из канала помехи. В результате этого этапа формируется начальный вектор весов  $W\_initial$ , который представляет собой аппроксимацию импульсной характеристики канала распространения артефакта от лобной области к теменной для данного конкретного пациента.

3. Оптимизация гиперпараметра (скорости обучения). Скорость обучения  $\mu$  является критически важным параметром. В реализованном алгоритме ее выбор не является эмпирическим, а оптимизируется. Для этого используется оригинальный критерий – минимизация остаточной корреляции. Алгоритм итеративно тестирует ряд значений  $\mu$  (от 0.0001 до 0.01). Для каждого  $\mu$  фильтр, инициализированный весами  $W\_initial$ , заново обрабатывает артефактную выборку. Затем вычисляется коэффициент корреляции Пирсона между очищенным сигналом и исходным сигналом помехи. Оптимальным ( $\mu\_optimal$ ) признается то значение  $\mu$ , которое обеспечивает минимальную абсолютную величину этой корреляции. С точки зрения теории обработки сигналов, это означает, что мы ищем такие параметры, при которых выходной сигнал фильтра становится максимально статистически независимым от входного сигнала помехи. Этот автоматизированный подбор гарантирует, что фильтр будет работать в наиболее стабильном и эффективном режиме.

Вся процедура калибровки занимает несколько секунд и обеспечивает фильтр персонализированными параметрами  $W_{initial}$  и  $\mu_{optimal}$  для старта терапевтической сессии.

Во время сессии нейрофидбека запускается основной процесс обработки данных, который использует результаты предсессионной калибровки. Этапы адаптивной фильтрации в реальном времени:

1. Инициализация фильтра. Для сессии создается новый экземпляр LMS-фильтра, который инициализируется уже найденными оптимальными параметрами:  $W(0) = W_{initial}$  и  $\mu = \mu_{optimal}$ . Это решает проблему «холодного старта» – фильтр эффективен с первой же секунды работы, так как он уже имеет представление о форме артефактов пациента.

2. Непрерывная, но сдержанная адаптация. Во время сессии фильтр продолжает адаптировать свои веса в реальном времени, обрабатывая поступающие данные в скользящем временном окне. Однако, поскольку он стартует из оптимального состояния и использует оптимизированную скорость обучения, адаптация происходит плавно и сдержанно. Это позволяет фильтру отслеживать медленные изменения в характеристиках артефактов (например, из-за утомления мышц), но при этом предотвращает резкие изменения весов и риск «перекомпенсации» на участках чистого сигнала.

3. Обработка в скользящем окне и митигация краевых эффектов. Для обеспечения непрерывности обработки используется кольцевой буфер данных (deque). При этом для анализа используется не весь буфер, а его центральная часть. По краям буфера оставляются «защитные интервалы» (guard intervals), которые необходимы для корректной работы цифровых фильтров (filtfilt) и предотвращения краевых эффектов, что обеспечивает стабильность и точность вычислений в каждый момент времени.

Таким образом, предложенный двухфазный подход является гибридным решением, которое сочетает преимущества селективного офлайн-обучения (точность, стабильность) и онлайн-адаптации (гибкость), что позволяет достичь робастного подавления артефактов в условиях жестких ограничений одноканальной системы.

Внедрение сложного адаптивного фильтра, изменяющего исходный сигнал, порождает фундаментальный вопрос: как доказать, что алгоритм подавляет именно помеху, не внося при этом значимых искажений в полезную нейронную активность? В одноканальной конфигурации, где отсутствует «золотой стандарт» для прямого сравнения в реальном времени, разработка самого алгоритма неотделима от разработки строгого протокола его количественной верификации. Субъективная визуальная оценка «улучшения» сигнала является недостаточным критерием. Поэтому для доказательства корректности и надежности предложенного инженерного решения была принята методология, основанная на использовании полусинтетических данных.

Этот подход нацелен на количественную оценку способности алгоритма разделять сигналы в полностью контролируемых условиях и отвечает на ключевой вопрос: «Насколько математически точно алгоритм способен восстановить известный эталонный сигнал из смеси с реальным артефактом?»

Протокол верификации включает следующие шаги:

1. Формирование эталонного сигнала: из длительной записи ЭЭГ экспертом выделяется сегмент «чистого» сигнала  $s_{clean}(t)$ , не содержащий видимых артефактов. Этот сигнал является эталоном, который мы стремимся восстановить.

2. Формирование сигнала артефакта: из той же или другой записи выделяется сегмент с ярко выраженным реальным артефактом (например, ЭМГ от напряжения лобной мышцы)  $s_{art}(t)$ . Использование реального, а не синтетического артефакта, является ключевым моментом, повышающим достоверность теста.

3. Суперпозиция сигналов: эталонный сигнал и артефакт смешиваются аддитивно с заранее заданным соотношением сигнал/шум (SNR), формируя тестовый сигнал для целевого канала ( $P_z$ ):  $s_{test}(t) = s_{clean}(t) + k * s_{art}(t)$ . При этом сигнал  $s_{art}(t)$  используется в качестве входных данных для канала помехи ( $Fpz$ ).

4. Применение полного двухфазного алгоритма: разработанный алгоритм, включая фазу предсессионной калибровки и фазу онлайн-фильтрации, применяется к сгенерированной паре сигналов  $s_{test}(t)$  и  $s_{art}(t)$ . В результате получается очищенный сигнал  $s_{processed}(t)$ .

5. Расчет объективных метрик: эффективность алгоритма оценивается путем прямого количественного сравнения восстановленного сигнала  $s_{processed}(t)$  с исходным эталонным  $s_{clean}(t)$ . В качестве метрик выступают:

- Среднеквадратическая ошибка (RMSE): показывает абсолютное отклонение восстановленного сигнала от эталона.
- Коэффициент корреляции: оценивает степень сохранения формы полезного сигнала.
- Улучшение отношения сигнал/шум: прямая метрика, показывающая, во сколько раз (в децибелах) была подавлена мощность артефакта относительно мощности сигнала.

Преимущество данного подхода заключается в его объективности и контролируемости. В отличие от анализа реальных данных, где истинный «чистый» сигнал неизвестен, данный метод дает воспроизводимые количественные метрики качества работы алгоритма. Он позволяет доказать, что предложенное инженерное решение решает именно поставленную математическую задачу разделения сигналов, а не является «черным ящиком» с непредсказуемым поведением. Представленная методология количественной верификации является необходимым и достаточным этапом

для подтверждения внутренней корректности и работоспособности предложенного алгоритма перед его дальнейшим применением.

Представленный анализ демонстрирует, что разработка одноканальных систем нейрофидбека – это задача, требующая навигации в пространстве сложных инженерных компромиссов. Основной проблема – поиск компромисса между клинической эффективностью, доступностью и достоверностью сигнала. Классические клинические системы максимизируют достоверность сигнала в ущерб доступности. Потребительские устройства для медитации максимизируют удобство, часто жертвуя достоверностью. Предложенный в работе алгоритм нацелен на поиск оптимального баланса для терапевтического применения.

Сознательная жертва пространственной информацией компенсируется глубокой нейрофизиологической проработкой выбора точки регистрации. Повышенная уязвимость к артефактам компенсируется нетривиальным инженерным решением, использующим дополнительный электрод для активной компенсации помех. Этот подход, по сути, является гибридным, заимствуя идею использования пространственно распределенной информации из многоканальных систем и адаптируя ее к ограничениям портативного устройства. Такой подход позволяет создавать системы, которые, несмотря на свои аппаратные ограничения, способны решать поставленные терапевтические задачи с достаточной степенью надежности.

Переход к портативным одноканальным системам нейрофидбека ставит перед инженерами-разработчиками фундаментальные вызовы, связанные с информационной неопределенностью сигнала, его уязвимостью к артефактам и сложностью верификации алгоритмов. В данной работе был проведен системный анализ этих проблем и предложен инженерно-методологический алгоритм для их решения. Ключевыми элементами этого алгоритма являются: клинически и нейрофизиологически обоснованный выбор единственной точки регистрации  $Pz$ ; использование дополнительного электрода на лбу в качестве канала съема помехи для их последующей адаптивной компенсации; стратегия верификации на полусинтетических и реальных данных. Данный подход позволяет нивелировать значительную часть ограничений одноканальных систем, открывая перспективы для широкого внедрения доступных и эффективных технологий нейрофидбека в клиническую практику.

#### *Библиографический список*

1. Галушка, М. С. Обзор методов биологической обратной связи в реабилитации посттравматического стрессового расстройства / М. С. Галушка, В. Ю. Вишневецкий // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2024. – Т. 12, № 3.
2. Bisson, J. I. Psychological therapies for chronic post-traumatic stress disorder (PTSD) in adults / J. I. Bisson, N. P. Roberts, M. Andrew [et al.] // Cochrane Database of Systematic Reviews. – 2013. – № 12.

3. A randomized controlled study of neurofeedback for chronic PTSD / B. A. van der Kolk, J. Hodgdon, M. Gapen [et al.] // PLoS ONE. – 2016. – Vol. 11, № 12.
4. Marzbani, H. Neurofeedback: A comprehensive review on system design, methodology and clinical applications / H. Marzbani, H. R. Marateb, M. Mansourian // Basic and Clinical Neuroscience. – 2016. – Vol. 7, № 2. – P. 143–158.
5. Галушка, М. С. Разработка алгоритма БОС-системы для лечения посттравматического стрессового расстройства / М. С. Галушка, В. Ю. Вишневецкий // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2025. – Т. 13, № 3.
6. Thatcher, R. W. Handbook of Quantitative Electroencephalography and EEG Biofeedback / R. W. Thatcher. – 2nd ed. – San Diego : Academic Press, 2012. – 576 p.
7. Hammond, D. C. Neurofeedback with anxiety and affective disorders / D. C. Hammond // Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America. – 2005. – Vol. 14, № 1. – P. 105–123.

УДК 615.847.8; 616-71, 621.3.088

## **МЕТРОЛОГИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СРЕДСТВ ОПЕРАТИВНОЙ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ**

А.В. Шуляков

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

*Рассмотрены вопросы проведения метрологических исследований датчиков физиологических процессов, которые используются для оперативной оценки текущего функционального состояния пациента во время сеанса хрономаннитотерапии. К ним относятся датчики сердцебиения, дыхания, артериального давления и сатурации.*

**Ключевые слова:** метрологические исследования, комплексная хрономаннитотерапия, оперативная оценка, функциональное состояние пациента, датчики сердцебиения, дыхания, артериального давления, сатурации.

## **METROLOGICAL STUDIES OF MEANS OF RAPID ASSESSMENT OF THE FUNCTIONAL STATE OF A PATIENT IN COMPLEX CHRONOMAGNETOTHERAPY**

A.V. Shulyakov

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

*This article examines metrological studies of physiological process sensors used for rapid assessment of a patient's current functional state during a chronomagnetotherapy session. These include heart rate, respiration, blood pressure, and saturation sensors.*

**Keywords:** metrological studies, comprehensive chronomagnetotherapy, rapid assessment, patient functional state, heart rate, respiration, blood pressure, and saturation sensors.

В работе [1] представлена обобщенная структура системы регистрации физиологических процессов пациента дыхания, сердцебиения, артериального давления и сатурации во время сеанса магнитотерапии, используемая в комплексе «Мультимаг». Совместный и одновременный мониторинг 4-х жизненно важных процессов человека позволяет врачу в реальном времени наблюдать ответные реакции организма на заданные параметры магнитного воздействия, оперативно и объективно оценивать его текущее функциональное состояние, а также своевременно корректировать методику и стратегию лечения.

Для регистрации физиологических процессов были экспериментально отобраны и апробированы в разное время датчики, которые практически нечувствительны к различным изменениям магнитного поля (МП) [2]. К ним

относятся следующие типы датчиков, изображенные на рис. 1.



Рис. 1 – Датчики для регистрации процессов сердцебиения, сатурации, артериального давления и дыхания пациента

Среди них три датчика предназначены для регистрации процессов сердцебиения, сатурации и артериального давления:

1. Цифровой USB пульсоксиметр CMS-P фирмы «Contec»,
2. Аналоговый датчик пульса APDS-9008,
3. Цифровой пульсоксиметр MAX30102,

и три датчика предназначены для регистрации процесса дыхания:

4. Ультразвуковой датчик дыхания HC-SR04,
5. Оптический датчик дыхания GP2Y0A21YK0F,
6. Веб-камера Logitech C920.

Поскольку методы преобразования датчиков для регистрации сердечной и дыхательной деятельности существенно разнятся, и их действительные характеристики могут отличаться от заявленных характеристик в конкретных условиях применения, то возникает необходимость в разработке, организации и проведении метрологических исследований отобранных датчиков.

С этой целью ранее были предложены структуры построения автоматизированной системы метрологических испытаний (АСМИ) на базе компьютера [2-4].

В АСМИ одновременно реализованы два стандартных метода поверки динамических средств измерений (рис. 2) с использованием меры в виде образцового испытательного сигнала (ОИС) и с использованием образцового средства измерений (ОСИ).

Структура АСМИ включает меру в виде ОИС, датчик в виде

испытываемого средства измерений (ИСИ), ОСИ, устройство сбора данных (УСД), персональный компьютер (ПК) с монитором и мышью и программные средства в виде виртуальных приборов (ВП) методик метрологических испытаний в среде LabVIEW.

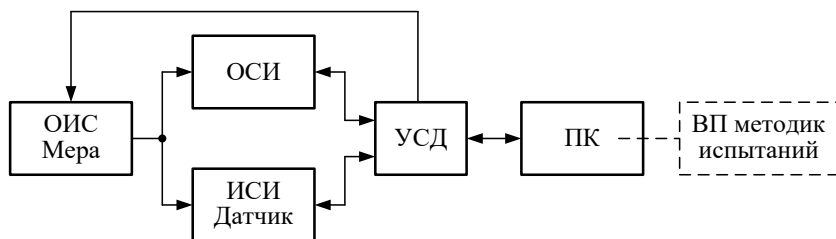


Рис. 2 – Структура АСМИ для датчиков регистрации физиологических процессов человека

Важным достоинством реализованной АСМИ является использование в качестве УСД сертифицированного в РФ оборудования компании National Instruments (NI) в виде соединительного модуля ввода-вывода аналоговой и цифровой информации NI BNC-2120, платы сбора данных NI PCIe-6321 с высокими характеристиками, драйвера NI DAQmx и среды графического проектирования виртуальных приборов LabVIEW.

Отмеченные аппаратно-программные средства значительно повышают уровень автоматизации метрологических испытаний, оперативность регистрации и обработки диагностической информации, точность и помехоустойчивость результатов измерений и определения медицинских показателей, а также высокое качество их представления.

Проведенный в работе [1] детальный анализ источников возникновения погрешностей в диагностических каналах комплекса хрономангнитотерапии «Мультимаг» позволил выявить два вида погрешностей датчиков – инструментальную и методическую, которые могут устойчиво искажать измерительную информацию и которые необходимо количественно оценить.

Учитывая, что три датчика для процессов сердцебиения, артериального давления и сатурации реализуют *локационный фотометрический метод* преобразования светового потока в электрический сигнал, где излучателем света является светодиод, а приемником света фотодиод, то для них разработана *единая методика испытаний и оценивания погрешностей*, основанная на формировании ОИС в виде тока, протекающего через светодиод. Параметры тока задаются и воспроизводятся с высокой точностью с помощью программы ВП и УСД.

Для определения *инструментальной* погрешности преобразования в соответствии с методикой испытаний производится сравнение методом корреляционного анализа заданного массива цифровых отсчетов ОИС и массива цифровых отсчетов такого же объема зарегистрированного сигнала с датчика. Предварительно оба сигнала сохраняются и нормализуются по амплитудному диапазону.

В качестве чувствительного показателя подобия сигналов используется коэффициент корреляции Пирсона

$$r = \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) / ((N-1)S_x S_y),$$

где  $\bar{x}$ ,  $\bar{y}$  – среднеарифметические значения отсчетов ОИС  $x$  и зарегистрированного  $y$  сигналов соответственно;  $x_i$ ,  $y_i$  – значения  $i$ -ых отсчетов сигналов;  $N$  – объем выборок;  $S_x$ ,  $S_y$  – среднеквадратические отклонения (СКО) сигналов.

В результате проведенных испытаний программой ВП автоматически определяются коэффициент корреляции  $r$  и значение инструментальной приведенной погрешности преобразования фотометрического датчика  $\gamma$  из выражения

$$\gamma = \frac{S}{x_{\max}} \cdot 100\%,$$

где  $S$  – СКО сравниваемых сигналов  $S = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}$ ;  $x_{\max}$  –

максимальное нормирующее значение ОИС.

Поскольку выбранные датчики дыхания должны работать без непосредственного контакта с пациентом и непрерывно регистрировать колебания его грудной клетки при вдохе и выдохе, то возникла необходимость создания **динамической многозначной меры линейного перемещения** некоторого объекта, который мог бы принимать заданные положения на определенных расстояниях от неподвижного датчика.

В качестве такой меры было разработано устройство на основе линейного привода лазерной головки компьютерного компакт-диска для ее точного позиционирования [5]. Функцию грудной клетки пациента для меры выполняет отражающий экран, закрепленный на каретке линейного привода, которая перемещается за счет вращения червячного вала мини шагового двигателя, управляемого драйвером и программой ВП.

К достоинствам такой меры можно отнести:

- возможность задания и воспроизведения с высокой точностью и дискретностью пространственного положения экрана относительно неподвижного датчика;
- возможность непрерывного изменения положения экрана в амплитудном и частотном диапазонах, перекрывающих предельные значения диапазонов дыхания человека;
- возможность проведения испытания по **единой методике** одновременно трех разных по физическому принципу преобразования датчиков – ультразвукового, лазерного и видеорегистрации.

В соответствии с методикой испытаний (программой ВП) для меры задается ОИС, по которому производится перемещение экрана и синхронная

регистрация этого перемещения датчиками.

Зарегистрированные датчиками сигналы перемещения с помощью других ВП нормируются, сравниваются с ОИС и определяются их погрешности в

виде: абсолютной  $\Delta_i = |y_i^O - x_i^D|$ , среднеквадратической  $S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\Delta_i)^2}$  и

приведенной  $\gamma = \frac{S}{x_{\max}} \cdot 100\%$ , где  $i$  – номер отсчета,  $y_i^O$  – значения отсчетов

ОИС,  $x_i^D$  – значения отсчетов сигнала датчика,  $n$  – объем выборки или количество отсчетов каждого сигнала,  $x_{\max}$  – максимальное нормирующее значение ОИС.

В результате проведенных испытаний трех датчиков дыхания наименьшую приведенную погрешность имеет веб-камера, затем, по возрастанию, ультразвуковой и лазерный датчики. Таким образом, веб-камера может в дальнейшем использоваться в качестве ОСИ.

#### *Библиографический список*

1. Шуляков А.В. Оценка метрологических характеристик каналов регистрации физиологических процессов пациента во время сеанса магнитотерапии // 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. 92-96.
2. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Прошин Е.М., Шуляков А.В. Система метрологических исследований диагностических каналов комплексов хрономагнитотерапии на базе компьютера // Биомедицинская радиоэлектроника, Т. 28. № 4. 2025. С. 18-30.
3. Гуржин С.Г., Нгуен В.Л., Шуляков А.В. Компьютерная система метрологических испытаний локационных датчиков, используемых для мониторинга состояния пациента в магнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника, Т. 24. № 4. 2021. С. 5-16.
4. Гуржин, С.Г., Нгуен В.Л., Шуляков А.В. Автоматизированная система метрологических исследований фотометрических измерительных преобразователей // Биомедицинская радиоэлектроника, Т. 22. № 4. 2019. С. 16-22.
5. Гуржин С.Г., Нгуен В.Л., Шуляков А.В. Исследование действительной функции преобразования бесконтактных датчиков перемещения // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2021: сб. тр. IV Междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. / под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: РГРТУ, Т. 6. 2021. С. 209-213.

## СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 616.314.17:535.6

### РАЗРАБОТКА АППАРАТА МАГНИТОПУНКТУРЫ С ПОИСКОМ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

В.А. Воробьев, Д.А. Грачев, Е.И. Чернов

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

*Рассмотрены принципы построения и обработки сигналов для измерительного модуля поиска биологически активных точек с использованием аппарата магнитопунктуры. Предложены структурная и функциональная схемы устройства, обеспечивающего неинвазивный контроль магнитных параметров и активности акупунктурных зон.*

**Ключевые слова:** Магнитопунктура, биологически активные точки, акупунктурные зоны, неинвазивный контроль, спектральный анализ, цветометрия, оптические характеристики, стоматологическая диагностика, зубные ткани, эмаль, дентин, обработка сигналов, измерительный модуль.

### DEVELOPMENT OF A MAGNETIC POINT DEVICE WITH THE SEARCH FOR BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

V.A. Vorobyov, D.A. Grachev, E.I. Chernov

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

*The principles of constructing and processing signals for a measuring module for searching for biologically active points using a magnetic point device are considered. The structural and functional schemes of the device providing noninvasive control of magnetic parameters and activity of acupuncture zones are proposed.*

**Keywords:** Magnetic acupuncture, biologically active points, acupuncture zones, noninvasive control, spectral analysis, color measurement, optical characteristics, dental diagnostics, dental tissues, enamel, dentin, signal processing, measuring module.

Аппарат магнитопунктуры с поиском биологически активных точек — это современное устройство, предназначенное для проведения физиотерапевтических процедур, основанных на воздействии магнитных полей на определённые точки тела. Такой аппарат сочетает в себе принципы магнитотерапии и акупунктуры, что позволяет более точно и эффективно воздействовать на биологически активные точки (БАТ).

Основные особенности аппарата включают использование переменных магнитных полей для стимуляции БАТ, встроенные электроды для поиска и определения расположения биологически активных точек, а также возможность автоматического или ручного выбора точек для воздействия. Регулируемые параметры магнитного поля, такие как частота, интенсивность и длительность процедуры, позволяют адаптировать лечение под индивидуальные потребности пациента. Преимущества такого аппарата заключаются в повышенной точности воздействия за счёт поиска и определения БАТ, минимизации риска ошибок при выборе точек, а также в улучшении эффективности терапии благодаря точечному воздействию. Кроме того, устройство удобно использовать в различных областях медицины и косметологии.

Применение аппарата включает лечение заболеваний опорно-двигательного аппарата, улучшение кровообращения и обменных процессов, снятие боли и воспаления, а также коррекцию энергетического баланса организма. Этот аппарат является современным инструментом в арсенале специалистов, стремящихся к более точной и безопасной терапии с использованием магнитных и акупунктурных методов.

Для реализации измерительного модуля аппарата магнитопунктуры разработана структурная схема системы, представленная на рис. 1.

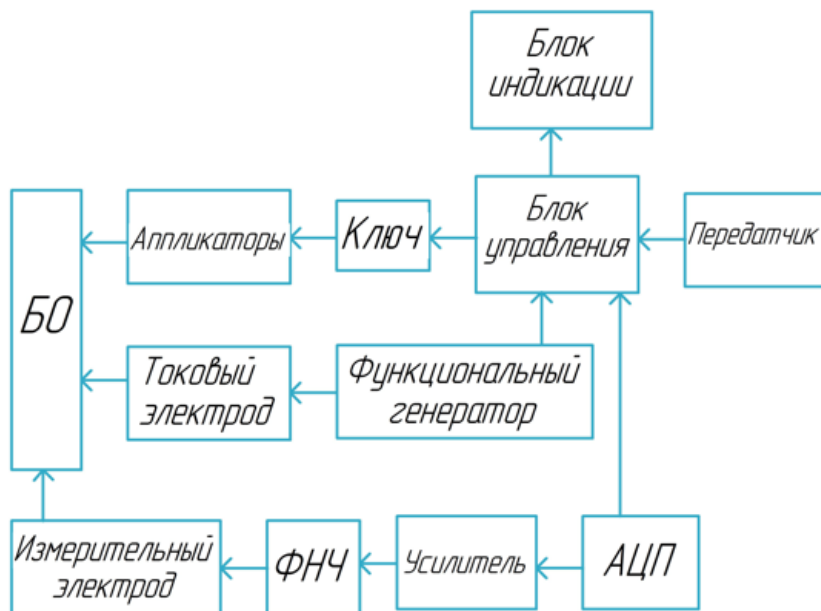


Рис. 1 – Структурная схема

На рис.1: БО - биологический объект (пациент). Основная особенность этого аппарата - наличие специальных электродов, которые используются для поиска и определения расположения БАТ. Электроды подключаются к устройству и позволяют измерять электропроводность и электрическую активность определённых точек на теле. В процессе поиска аппарат анализирует полученные сигналы и помогает специалисту точно определить расположение активных точек, что повышает эффективность последующего воздействия.

После определения БАТ аппарат может подавать магнитные импульсы или слабые электрические токи, стимулируя выбранные точки. Регулируемые параметры воздействия, такие как сила тока, частота и длительность, позволяют адаптировать процедуру под индивидуальные потребности пациента. Встроенные датчики и системы автоматического поиска обеспечивают высокую точность и безопасность процедуры.

#### *Библиографический список*

1. Авшалумова А. А., Коган О. Г., Берглезов М. А. и др. Рефлексотерапия. Руководство для врачей. — М.: Издательство «Медицина», 2000.
2. Улащик В. С. Лечебные эффекты магнитотерапии и их дозирование // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. — 2010. — № 2.

УДК 57.087

### **СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ С РЕГИСТРАЦИЕЙ ПУЛЬСА И СОДЕРЖАНИЯ КИСЛОРОДА В КРОВИ**

Н.Е. Климушкин, В.И. Жулев

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

*Рассмотрен способ определения электрической активности кожи с регистрацией пульса и содержания кислорода в крови.*

*Предложена функциональная схема устройства.*

**Ключевые слова:** *электрическая активность кожи, пульс, содержание кислорода в крови.*

### **A METHOD FOR DETERMINING THE ELECTRICAL ACTIVITY OF THE SKIN WITH REGISTRATION OF THE PULSE AND BLOOD OXYGEN CONTENT**

N.E. Klimushkin, V.I. Zhulev

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

*This article discusses a method for determining the electrical activity of the skin with registration of the pulse and blood oxygen content. A functional diagram of the device is proposed.*

**Keywords:** *electrical activity of the skin, pulse, blood oxygen saturation.*

Целью работы является разработка способа определения электрической активности кожи с регистрацией пульса и содержания кислорода в крови, который сможет помочь в оценке психоэмоциональной напряженности человека.

Электрическую активность кожи возможно регистрировать двумя различными способами. Первый способ, предполагающий применение внешнего источника тока, известен как метод Фере. Регистрируемым параметром является проводимость кожи. Второй способ, известен как метод Тарханова, в нем внешний источник тока не применяется, показателем являются потенциалы самой кожи [1]. Предпочтение было отдано методу регистрации по Фере, так как латентный период изменения сопротивления кожи выше, чем изменение потенциалов.

С помощью электродов, обычно располагаемых на запястье, либо кончиках пальцев, участок кожи подключают к внешнему источнику тока, в соответствии с выбранным способом. Наложение электродов возможно двумя различными методами: биполярно и тетраполярно. Биполярное наложение является более предпочтительным, так как с помощью него регистрируется сопротивление только верхних слоев кожи и регистрацию можно проводить на любых межэлектродных расстояниях [2].

В связи с тем, что переменный ток начинает ощущаться уже при 0.8 мА, то на кожу человека будет подаваться постоянный ток, неощутимый вплоть до 6 мА.

В системе используется измерительный преобразователь электрических параметров, основанный на мостовой схеме для преобразования сопротивления в соответствующее ему напряжение. Далее для выполнения высокоточных измерений и усиления дифференциальных напряжений, применяется инструментальный усилитель. Затем, для выделения амплитудной огибающей, сигнал поступает на амплитудный детектор. Так как сигнал лежит в области 0.1 – 1 Гц, то применяются ФНЧ и ФВЧ. Сигнал с выхода ФВЧ поступает на микроконтроллер, затем на микроконтроллер Bluetooth, откуда отправляется на компьютер, где в программе LabView анализируется текущий уровень психоэмоциональной напряженности, определяемый как количество скачков сопротивления в заданный интервал времени.

Все методы оптической оксиметрии в медицине основаны на разнице в коэффициентах поглощения разными фракциями гемоглобина различных световых волн [3]. Все формы гемоглобина в той или иной степени имеют различные оптические свойства. Оптическое излучение в медицинской диагностике применяют на основе закономерностей поглощения света

веществами, рассеяния света средой, а также отражения излучения от границы раздела двух сред. Так как функциями длины волны, характеризующими оптико-физические свойства веществ, из которых состоит исследуемый биообъект являются спектральные коэффициенты отражения, пропускания и поглощения, то их определяют для различных биологических тканей. Проводить измерения с поверхности биоткани возможно, так как кровь, лимфа, а также большинство мягких клеточных тканей являются сильно светорассеивающими средами.

Существует два основных способа для неинвазивного исследования содержания кислорода в крови и частоты пульса. Первый способ – на отражение, основанный на регистрации световых волн, которые не поглощаются оксигенированным гемоглобином и отражаются от ткани. Второй способ – на просвет, основанный на способности светового потока проникать через ткани человека. Предпочтение было отдано способу на отражение, так как он минимизирует двигательные артефакты, а также артефакты, обусловленные изменениями ногтевой пластины.

В соответствии с выбранным методом исследования на отражение, сигнал с источника излучения (светодиода) попадает на биообъект, отражается и поступает на фотоприёмник (фотодиод). Далее сигнал проходит аналоговую обработку: усиление, фильтрацию. После этого подвергается цифровой обработке на микроконтроллере. С помощью программы Labview определяются требуемые показатели и выводятся на экран. Работой светодиодов управляют порты микроконтроллера.

Система содержит два измерительных канала. Первый канал содержит элементы для работы с инфракрасным светом, второй канал содержит элементы для работы с красным светом. С помощью преобразователя тока в напряжение, фототок образующийся после поступления света на фотодиод, преобразуется в напряжение. Затем сигнал поступает на инструментальный усилитель, необходимый для усиления сигнала до уровня, который способен воспринять микроконтроллер. Далее сигнал необходимо отфильтровать. Так как сигнал лежит в области до 10 Гц, то используется ФНЧ. Порты микроконтроллера отвечают за включение и выключение светодиодов. Снятие показаний необходимо производить с учетом помехи от засветки, в связи с этим применяется следующая процедура: инфракрасный светодиод включают, снимают данные, выключают. Далее включают красный светодиод, снимают данные, выключают. Затем съём данных производят при двух выключенных светодиодах. В результате полученный сигнал вычитают из двух предыдущих. Частота коммутации светодиодов составляет 1000 Гц. Сигнал с микроконтроллера поступает на микроконтроллер Bluetooth, затем поступает на компьютер, где в программе Labview рассчитываются содержание кислорода в крови и пульс.

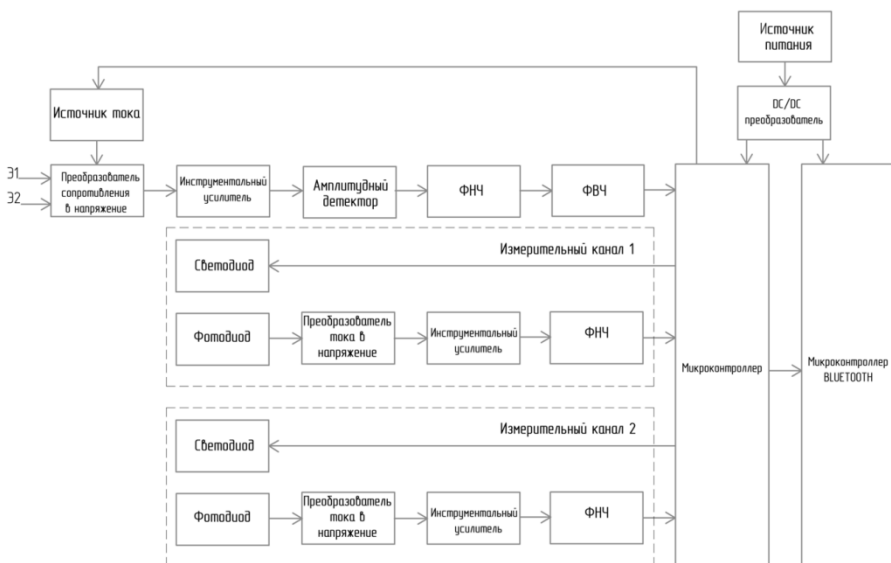


Рис.1 – Система определения электрической активности кожи с регистрацией пульса и содержания кислорода в крови

В результате проделанной работы можно сделать следующие выводы: способ может быть использован для мониторинга психоэмоциональной напряженности человека, а также в исследовательских целях.

#### *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. Попечителей Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника: учеб.пособие / Е.П. Попечителей, Н.А. Корневский; Под ред. Е.П. Попечителя. –М.: Высш. шк., 2002. С. 35-36.
3. Рогаткин Д.А. Физические основы оптической оксиметрии / Московский научно-исследовательский клинический институт им. М.В. Владимирского, Москва, 2012. С. 97-114.

## ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯЦИЯ В ФИЗИОТЕРАПИИ

В.М. Чижин

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

*Рассмотрены принципы электромиостимуляции как физиотерапевтического воздействия, основные области применения данной процедуры, а также особенности используемых для неё электрических сигналов.*

**Ключевые слова:** миостимуляция, физиотерапия.

## ELECTROMYOSTIMULATION IN PHYSIOTHERAPY

V.M. Chizhin

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

*The principles of electromyostimulation as a physiotherapeutic effect, the main areas of application of this procedure, as well as the features of the electrical signals used for it are considered.*

**Keywords:** myostimulation, physiotherapy.

Электромиостимуляция (ЭМС), также именуемая миолифтингом или физиостимуляцией, представляет собой современный физиотерапевтический подход, используемый в восстановительной медицине. Его суть заключается в направленном воздействии электрическими импульсами на нервные и мышечные структуры. Данная процедура реализуется с помощью специального аппарата, который подает ток заданных параметров через электроды, закрепленные на поверхности тела пациента. Миостимуляция предполагает применение стабильно фиксированных электродов и такой силы тока, которая вызывает хорошо заметные глазу мышечные сокращения. Сегодня эта технология активно используется для реабилитации после перенесенных травм и заболеваний, коррекции мышечного тонуса, лечения патологий центральной и периферической нервной системы.[1]

Широкое применение ЭМС в медицинской реабилитации обусловлено ее способностью вызывать контролируемые мышечные сокращения и вибрацию. Принцип работы метода имитирует естественные процессы в организме: внешний стимулятор через электроды передает сигналы, которые активируют нервные окончания. Те, в свою очередь, дают команду мышцам сократиться, как это происходит при обычной физической активности. Важно, что электрическому воздействию могут подвергаться практически любые мышцы тела. Это делает технологию незаменимой для восстановления силы мускулатуры после оперативных вмешательств и переломов, повышения подвижности суставов. Особенно значимые результаты ЭМС демонстрирует в реабилитации пациентов, перенесших

инсульт, существенно улучшая двигательные функции кисти и качество ходьбы. Для максимизации лечебного эффекта процедуры должны подбираться индивидуально и проводиться под контролем врача-физиотерапевта.[1]

Чтобы понять механизм работы ЭМС, необходимо рассмотреть процесс естественного мышечного сокращения. В состоянии покоя мембрана мышечной клетки имеет электрический потенциал около  $-90$  мВ. Сокращение инициируется потенциалом действия, поступающим от двигательного нейрона через нервно-мышечный синапс. Это приводит к деполяризации мембраны, открытию натриевых каналов и последующей реполяризации за счет выхода ионов калия. Весь цикл потенциала действия в мышце занимает 2-4 мс. Ключевым моментом является высвобождение ионов кальция, которые запускают механизм мышечного сокращения, освобождая актин-миозиновые связи.

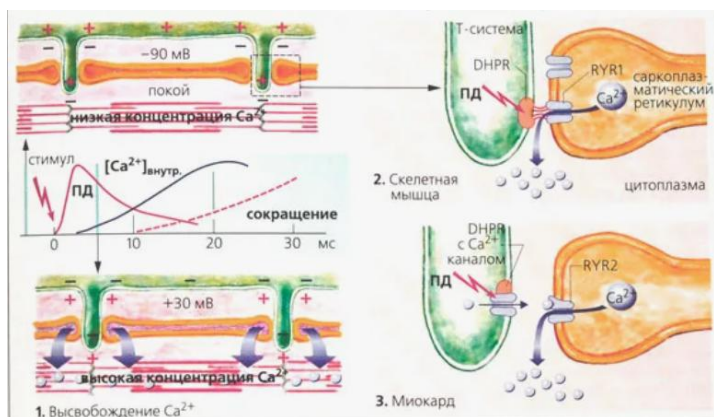


Рис.1 — Биохимические и биофизические принципы сокращения мышц

Таким образом, вызывать сокращение мышцы можно и извне, создавая на ее поверхности направленное электрическое поле. Характер ответной реакции напрямую зависит от параметров применяемого тока. Постоянный ток или одиночный импульс провоцируют синхронную деполяризацию значительного массива мышечных волокон, что проявляется в виде одного мощного, кратковременного сокращения. Если же использовать переменный ток с частотой, превышающей порог тетануса для человеческих мышц (как правило, 25-40 Гц), отдельные сокращения сливаются в единое продолжительное и мощное напряжение – тетаническое сокращение. Именно этот феномен лежит в основе действия «неотпускающего» тока, когда из-за тетанического спазма более сильных мышц-сгибателей кисть рефлекторно сжимается вокруг источника тока и не может его отпустить. При дальнейшем росте частоты тетанус становится непрерывным.

Для проведения сеансов миостимуляции применяется широкий спектр токов: диадинамические (ДДТ-ОВ, ДДТ-ДВ), синусоидальные модулированные (СМТ), интерференционные и флюктуирующие. В зарубежных аппаратах также часто используются форматы R-stim (русская стимуляция), Bi-symm, Моно-рес и Моно-три. Разработка новых видов стимулирующих сигналов традиционно опирается на знания физиологии нервно-мышечной системы, однако современные программируемые контроллеры позволяют генерировать импульсы любой заданной формы, открывая путь для более точного и адаптивного воздействия. Эффективность новейших сигналов окончательно подтверждается в ходе клинических испытаний.[2]

Для сравнительного анализа эффективности различных сигналов используются специальные критерии, такие как: Эффективная ширина спектра ( $\Delta F_{эфф}$ ) – частотный диапазон, в котором сконцентрировано 90% и более от общей мощности сигнала и **весовой** коэффициент вариации ( $V_B$ ) – параметр, характеризующий степень равномерности распределения энергии в спектре сигнала.[2]

Большинство сертифицированных медицинских аппаратов и методик работают с ДДТ, СМТ, флюктуирующими и интерференционными токами. Мощность сигналов СМТ, к примеру, сосредоточена в средних частотах, а их миостимулирующий эффект сильно зависит от частоты модуляции. Для каждого пациента существует индивидуальная частота, обеспечивающая наилучший отклик. Хотя увеличение частоты модуляции расширяет спектр сигнала, оно же может ухудшить равномерность распределения мощности из-за роста числа гармоник с нулевой амплитудой.[2]

Таблица 1 – Сравнительная таблица характеристик разновидностей синусоидальных модулированных токов

Параметры	СМТ2	СМТ3	СМТ4	СМТ5
$\Delta F_{эфф}$	62	61	300	301
$V_B$	0,0842	1,6268	1,1177	0,2163

Следовательно, повышение модулирующей частоты, с одной стороны, расширяет спектр воздействия, но с другой – снижает его равномерность. Снижение частоты, напротив, сужает полосу спектра, ограничивая диапазон частот, влияющих на мышечные ткани. Немаловажным фактором является и полярность импульсов. Исследования показывают, что для достижения порогового сокращения мышц предплечья биполярные импульсы требуют меньшей мощности по сравнению с униполярными.

Курс электромиостимуляции оказывает комплексное оздоровительное действие и служит эффективной профилактической мерой. Метод

благоприятно влияет на эндокринную систему, усиливая синтез гормонов, ответственных за клеточное обновление и поддержание молодости. Он также укрепляет иммунитет, повышая сопротивляемость болезням, и оптимизирует работу пищеварительного тракта за счет ускорения метаболизма и стимуляции перистальтики. Помимо этого, ЭМС укрепляет сердце и сосуды, способствует наращиванию мышечной массы, повышает физическую выносливость и плотность костной ткани.

Особое место в арсенале ЭМС занимают процедуры, направленные на активизацию лимфотока. Они нацелены на детоксикацию, устранение отеков и улучшение кровообращения. Основная задача такого воздействия – удалить излишки жидкости из межклеточного пространства, где она имеет свойство накапливаться, вызывая различные нарушения. Поскольку клетки организма получают питание через кровь, а продукты метаболизма удаляются через лимфатическую систему, с возрастом и при снижении двигательной активности этот процесс замедляется. Снижение тонуса сосудов приводит к застою лимфы. Поэтому глубокий лимфодренаж особенно показан пожилым людям и тем, кто ведет малоподвижный образ жизни.[1]

В результате лимфодренажной процедуры из подкожной клетчатки выводится избыточная жидкость, содержащая токсины. Это освобождает сдавленные кровеносные сосуды и нервные окончания, ускоряя кровоток и лимфоток, повышая проводимость нервов и локальный метаболизм. Улучшение питания жировых клеток укрепляет их мембраны, что не только улучшает качество кожи, но и способствует расходу подкожного жира в качестве источника энергии. Запускается системная детоксикация, уменьшаются объемы тела, восстанавливается естественная выработка коллагена для упругости кожи. В целом, наблюдается общее оздоровление, сопровождающееся приливом сил, повышением работоспособности и улучшением эмоционального состояния.[1]

К основным преимуществам миостимуляции можно отнести следующие аспекты. Она является неинвазивной методикой, то есть не нарушает целостность кожных покровов. Процедура безболезненна, так как при правильном выборе параметров воздействия пациент не испытывает неприятных ощущений. Еще одно достоинство — это безопасность: при соблюдении правил пользования аппаратом процедура не вызывает ожогов и осложнений. Метод доказал свою эффективность, поскольку прохождение курса процедур дает хороший эстетический и терапевтический результат.

Применение ЭМС в комплексной реабилитации высокоэффективно. Стандартная длительность курса составляет от 10 до 15 дней, а необходимость и периодичность повторных курсов определяются индивидуально для каждого пациента.[1] Таким образом, электрическая мышечная стимуляция может быть использована как один из методов реабилитации, так и в качестве профилактической методики.

### Библиографический список

1. С. Бурская, О. Белецкая, М. Шумилова «Электростимуляция как часть реабилитационного процесса» // 10.2018. С.84-86
2. А.Н. Осипов, М.В. Давыдов «Спектральный анализ сигналов электростимуляции нервно-мышечной ткани»// Доклады БГУИР №3(11), поступила в редакцию 29 июня 2005. С.53-57

УДК 617-7

## **ПРИМЕНЕНИЕ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЭНТРОПИИ КАК ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПАРАМЕТРА В АППАРАТАХ УДАРНО-ВОЛНОВОЙ ТЕРАПИИ**

М.А. Борисенко, Н.В. Авилова

ФГБОУ ВО «Донской государственный технический университет»,  
Ростов-на-Дону

*Рассмотрено применение информационной энтропии для диагностики состояния компонентов аппаратов ударно-волновой терапии. Изменение энтропии более чем на 0,15 бит относительно базового уровня (3,40 бит) предложено использовать как критерий износа ударного механизма. Методика неинвазивна и перспективна для автоматизированного мониторинга состояний УВТ-аппаратов.*

**Ключевые слова:** информационная энтропия, ударно-волновая терапия, диагностика, акустический сигнал, техническое состояние, мониторинг.

## **THE USE OF INFORMATION ENTROPY AS A DIAGNOSTIC PARAMETER IN SHOCK WAVE THERAPY DEVICES**

M.A. Borisenko, N.V. Avilova

Rostov-on-Don State Technical University

*The application of information entropy to diagnose the condition of components of shock wave therapy devices is considered. A change in entropy of more than 0.15 bits relative to the baseline (3.40 bits) is proposed to be used as a criterion for wear. The technique is non-invasive and promising for automated monitoring of SWT devices.*

**Keywords:** information entropy, shock wave therapy, diagnostics, acoustic signal, technical condition, monitoring.

Экстракорпоральная ударно-волновая терапия (ЭУВТ) — является современным методом лечения заболеваний опорно-двигательного аппарата. Ключевыми элементами аппарата с пневматической генерацией импульсов является боек и трубка, от состояния которых зависит эффективность и безопасность терапии. В процессе эксплуатации данные компоненты подвергаются интенсивным механическим и акустическим нагрузкам, что приводит к их постепенному износу [1].

Проблема своевременной и объективной диагностики состояния бойка и трубки остается актуальной, поскольку традиционные методы основаны на субъективной оценке или требуют применения сложных измерительных систем [2]. В связи с этим, разработка простого и надежного метода оценки технического состояния компонентов аппарата УВТ представляет значительный практический интерес.

Информационная энтропия – фундаментальное понятие теории информации, количественно характеризующее степень неопределённости системы [3,4,5].

Для дискретной случайной величины  $X$  с вероятностью  $p_i$  энтропии определяется по формуле Шеннона [3]:

$$H(X) = - \sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i ,$$

где  $p_i$ - вероятность состояния системы.

Анализ акустических сигналов энтропии позволяет количественно оценить степень хаотичности или регулярности формы акустической волны.

В контексте УВТ-аппарата увеличение энтропии сигнала свидетельствует о появлении нерегулярностей в работе ударного механизма, связанных с износом бойка и трубки. Стабильное значение энтропии, напротив, отражает работоспособность и внутреннюю упорядоченность состояния системы генерации ударных импульсов.

Ниже представлены спектр полученного сигнала и график информационной энтропии в данном сигнале (рис. 1, 2).

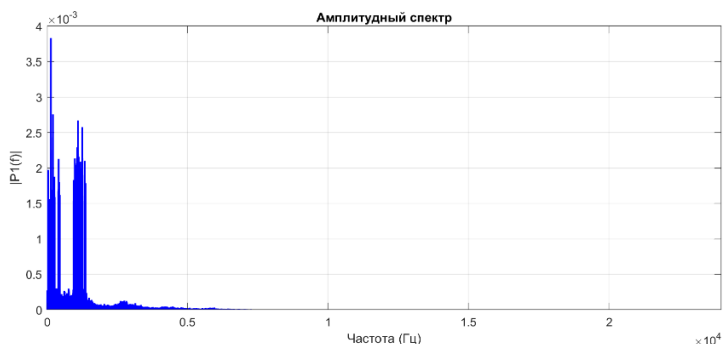


Рис. 1 – Спектр акустического сигнала

Для анализа зависимости информационной энтропии акустических сигналов от состояния ударного механизма был использован аппарат BTL 6000 SWT (Великобритания). Все сигналы регистрировались при стандартных режимах работы устройства с последующей цифровой обработкой.

Использование характеристик энтропии для диагностики технического состояния основано на зависимости между динамикой акустического сигнала и состоянием ударных элементов системы. Изменение в акустических сигналах отражают постепенный износ бойка и трубки.

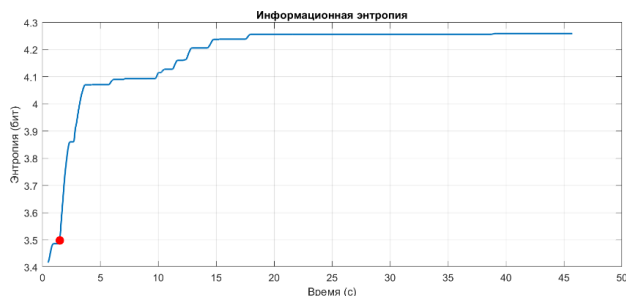


Рис. 2 – Информационная энтропия сигнала

Анализ экспериментальных данные представлен в табл. 1.

Таблица 1 – Анализ значений информационной энтропии и рекомендация действий

Состояние компонента	Диапазон энтропии, бит	Характер изменения	Рекомендуемое действие
Нормальное состояние	3,35–3,45	Стабильные колебания в узком диапазоне	Продолжение эксплуатации
Начальный износ	3,25–3,35 или 3,45–3,55	Увеличение вариабельности	Усиленный мониторинг
Критический износ	3,25< или >3,55	Резкие скачки (>0,15 бит)	Замена элемента

Таким образом, анализ графической информации энтропийных показателей позволяет наглядно отслеживать переход системы от стабильного состояния к деградации. Контроль этих параметров обеспечивает ранее выявление износа и своевременное техническое обслуживание аппарата [6,7].

Для практического применения метода необходима реализация следующих этапов [6,8]:

1. Регистрация и подготовка сигналов – запись акустических импульсов, генерируемых аппаратом, с частотой дискретизации не менее 44,1 кГц.
2. Определение терапевтической частоты— через БПФ вычисляется амплитудный спектр; выбирается доминирующая частота в диапазоне 0–16 Гц.
3. Фильтрация сигнала— производится полосовая фильтрация сигнала

4. Расчет линейной информационной энтропии — вычисляются вероятности энтропии по формуле Шеннона.

Методика анализа информационной энтропии позволяет объективно оценивать состояние генератора импульсов в аппарате ударно-волновой терапии. Сигналы регистрируются неинвазивно, а расчет энтропии обеспечивает количественную характеристику хаотичности импульсов. Выявление изменений, включая точку бифуркации, позволяет обнаруживать начальный износ компонентов и принимать меры до критического изменения энергетических характеристик акустической волны. Метод отличается высокой чувствительностью, экономичностью и исключает субъективную оценку врача при проведении процедуры ударно-волновой терапии. Временные ряды сигналов, амплитудные спектры и графики энтропии упрощают интерпретацию данных. Подход открывает возможности для автоматизированного мониторинга состояния УВТ-аппаратов в реальном времени, повышая безопасность и эффективность терапии.

Применение информационной энтропии показало эффективность для диагностики состояния компонентов аппарата ударно-волновой терапии. Стабильное значение энтропии около 3,40 бит соответствует исправной работе, а отклонение более 0,15 бит указывает на износ. Методика обеспечивает неинвазивный, чувствительный и экономичный контроль, пригодный для автоматизированного мониторинга технического состояния аппаратов ударно-волновой терапии.

#### *Библиографический список*

1. Физика ударно-волновых процессов / Под ред. В.Н. Сидорова. — М.: Наука, 2015.
2. Назаров С.А., Панов В.А. Диагностика состояния механических систем по акустическим сигналам. — СПб.: Политехника, 2018.
3. Shannon C.E. A Mathematical Theory of Communication // *Bell System Technical Journal*. 1948. Vol. 27. P. 379–423.
4. Jaynes E.T. Information Theory and Statistical Mechanics // *Physical Review*. 1957. Vol. 106. No. 4. P. 620–630.
5. Cover T.M., Thomas J.A. *Elements of Information Theory*. — Wiley, 2006.
6. Петров В.В., Литвиненко Д.С. Энтропийный анализ сигналов как инструмент неразрушающего контроля // *Контроль. Диагностика*. 2020. №5. С. 15–21.
7. Macha K. et al. Shock Wave Therapy Devices: Acoustic Characterization and Performance Monitoring // *Ultrasonics*. 2022. Vol. 123. 106716.
8. Кузнецов И.В. Методы анализа акустических сигналов для оценки технического состояния оборудования // *Известия вузов. Машиностроение*. 2019. №7. С. 42–50.

**АВТОМОБИЛЬНЫЙ ВОЗДУШНЫЙ  
ФИЛЬТР-МОДИФИЦИРОВАННЫЙ ВАРИАНТ ДЛЯ ОЧИСТКИ  
ВОЗДУХА РАБОЧЕЙ ЗОНЫ И БЫТОВЫХ ПОМЕЩЕНИЙ  
ОТ ВЗВЕШЕННЫХ ЧАСТИЦ  $PM_{10}$**

Э.А. Блинова, И.М. Творогов

ФГБОУ ВО «Рязанский государственный университет им. С.А. Есенина»,  
г. Рязань

*Рассмотрена возможность использования автомобильного воздушного фильтра для очистки воздуха от взвешенных частиц  $PM_{10}$ , выявлены преимущества и недостатки подобного решения. Создан и протестирован прибор очистки воздуха на основе автомобильного воздушного фильтра.*

**Ключевые слова:** воздушный фильтр, пыль, фильтрация.

**MODIFIED AUTOMOTIVE AIR FILTER FOR THE REMOVAL OF  $PM_{10}$   
PARTICULATE MATTER FROM WORKPLACE AND INDOOR AIR**

E.A. Blinova, I.M. Tvorogov

Ryazan State University named after S.A. Esenin, Ryazan

*The possibility of using a homemade air filter for indoor air purification is considered, and the advantages and disadvantages of such a solution are identified. A homemade filter based on an automotive air filter is created.*

**Keywords:** air filter, dust, filtration.

В условиях роста уровня запылённости атмосферного воздуха и воздуха промышленных и бытовых помещений, вызванного развитием промышленного производства, транспортной инфраструктуры и строительных процессов, особую значимость приобретают технологии очистки воздуха [1, 3]. Повышенное содержание взвешенных частиц ( $PM_{10}$ ,  $PM_{2.5}$ ) оказывает негативное влияние на здоровье человека, снижает эффективность работы оборудования и ухудшает санитарно-гигиенические условия труда. Современные промышленные и бытовые воздухоочистители, обладая высокой эффективностью, зачастую имеют значительную стоимость, что ограничивает их применение в небольших мастерских, производственных помещениях и бытовых условиях. В связи с этим актуальной задачей является разработка и исследование бюджетных, доступных и энергоэффективных устройств локальной очистки воздуха, основанных на использовании серийных автомобильных фильтров и маломощных вентиляторов. Производители и тест-лаборатории обычно руководствуются международным стандартом ISO 5011 для измерения эффективности и ёмкости воздушных фильтров; в тест-протоколе определяется % задержания тестовой пыли.

Для традиционных целлюлозных (бумажных) автомобильных фильтров

приводят высокие значения эффективности для крупных частиц — например, около  $\approx 99,9\%$  для частиц  $>2-5\text{ }\mu\text{m}$ , а эффективность на субмикронной фракции может быть существенно ниже. На рис. 1 представлен график зависимости остаточной пыли от эффективности фильтра.

*Цель работы:* разработка и экспериментальная оценка эффективности воздушного фильтра на основе автомобильного фильтрующего элемента (BIG Filter GB-76) и канального вентилятора для применения в бытовых и производственных условиях с повышенной запылённостью воздуха. Задачи исследования: обосновать необходимость создания бюджетного аналога для локальной фильтрации воздуха от взвешенных частиц  $\text{PM}_{10}$ ; разработать конструкцию воздушного фильтра на основе доступных комплектующих; определить основные технические параметры фильтра (производительность по входному потоку воздуха, состав и последовательность элементов, направление потоков); провести расчёт эффективности очистки при различных уровнях пылевой нагрузки и сравнить с типовыми значениями для промышленных фильтров; построить зависимость остаточной массы пыли от эффективности фильтра и проанализировать полученные результаты; выявить преимущества и недостатки конструкции с точки зрения эксплуатационной надёжности, безопасности и экономической целесообразности; сформулировать рекомендации по областям применения разработанного фильтра в условиях производственных и бытовых помещений.

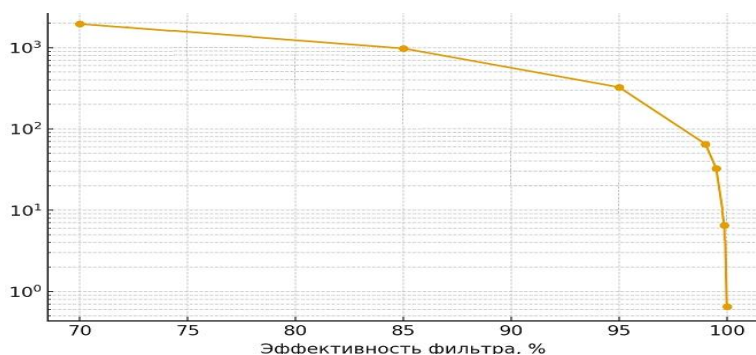


Рис. 1 – График зависимости остаточной пыли от эффективности фильтра (составлено авторами, 2025 г.)

Вариант конструкции прибора очистки воздуха на основе автомобильного воздушного фильтра представлен на рис. 2.



Рис. 2 – Воздушный фильтр на основе автомобильного фильтрующего элемента BIG Filter GB-76 (для легкового автомобиля) и канального вентилятора (авторская разработка, 2025г.)

Прибор состоит из трех основных компонентов:

- 1) воздушный автомобильный фильтр — основной фильтрующий элемент;
- 2) вентилятор с производительностью  $130 \text{ м}^3/\text{ч}$  — обеспечивает циркуляцию воздуха через фильтр;
- 3) электропроводки с выключателем.

Принцип работы заключается в следующем: забор воздуха осуществляется сверху через верхнюю часть конструкции, далее воздух проходит через фильтрующий элемент (автомобильный фильтр), где задерживаются крупные частицы загрязнений: пыль, шерсть, аэрозольные частицы. После очищенный воздух под давлением направляется к боковым стенкам корпуса и выходит через специально предусмотренные боковые отверстия. Благодаря производительности вентилятора ( $130 \text{ м}^3/\text{ч}$ ) обеспечивается непрерывная циркуляция и очистка воздуха в помещении.

В процессе тестирования подобного решения были выявлены его преимущества и недостатки. К плюсам можно отнести экономическую доступность — стоимость компонентов значительно ниже заводских очистителей воздуха; простоту конструкции и сборки — не требует сложных инженерных решений, монтаж занимает 30–60 минут; эффективность против

крупных частиц – данная конструкция хорошо задерживает пыль, шерсть, крупные аэрозольные частицы; гибкость в эксплуатации – возможно использование в круглосуточном для базовой очистки воздуха в бытовых и производственных помещениях; возможность кастомизации – конструкцию легко можно адаптируется под размеры помещения (установить фильтр большего размера или вентилятор большей производительности).

Для определения размера взвешенных частиц использовался световой микроскоп. Пыль снималась с поверхности фильтра (скотчем). Образец помещался на предметное стекло. Под микроскопом (увеличение  $\times 400$ – $\times 1000$ ) определили размер частиц визуально и с помощью программного анализа изображений (ImageJ, Gwyddion). Диапазон размеров частиц, осевших на фильтре составлял от 5–50 мкм. Недостаток такого метода в весьма приближенной оценке, не отражающей долю каждой фракции в воздухе.

В дальнейшем планируется проверка входных и выходных потоков воздуха с помощью оптических методов. Например, лазерный пылемер / аэрозольный счетчик (particle counter), измеряющий количество и размер частиц в потоке воздуха (обычно от 0.3 до 10 мкм) (TSI AeroTrak, Met One, Dyllos DC1100, Plantower PMS7003, Sensirion SPS30 и др.)

Недостатками такой конструкции являются: ограниченная эффективность – невозможность очистки воздуха от газов, запахов, микроорганизмов, а также низкая эффективность против мелкодисперсных частиц (менее 2,5 мкм без HEPA-фильтра); проблемы с долговечностью и надёжностью – быстрый износ вентилятора (6–12 месяцев активной работы), риск перегрева электродвигателя вентилятора, коррозия контактов при высокой влажности в помещениях; эксплуатационные сложности – необходимость частой замены фильтров (каждые 3–6 месяцев) для поддержания эффективности очистки, отсутствие автоматизации; риск возгорания, опасность поражения током в случае некачественных комплектующих и неправильной сборке; малоэффективен в больших помещениях (более 50 м<sup>2</sup>), а также локальный характер очистки. Однако, для больших помещений, возможно применение фильтров с большей площадью фильтрующего элемента и более мощным воздушным потоком. Для увеличения производительности и расширения области применения воздухоочистительного прибора в помещениях площадью более 50 м<sup>2</sup> целесообразно использовать фильтрующие элементы большего объёма, например автомобильные воздушные фильтры от грузовой техники (КАМАЗ, ГАЗ, МАЗ и др.). Фильтры данного типа обладают значительно большей площадью фильтрующей поверхности (до 1–1,5 м<sup>2</sup> против 0,3–0,5 м<sup>2</sup> у легковых аналогов). Использование грузовых фильтров КАМАЗ (например, типа ЭФА-100 или его аналогов) в сочетании с вентиляторами производительностью 400–800 м<sup>3</sup>/ч позволит обеспечить эффективную очистку воздуха в производственных помещениях площадью до 150–200 м<sup>2</sup>. Это делает систему пригодной для мастерских, складов, деревообрабатывающих цехов и других объектов, где требуется удаление

крупной пыли и аэрозольных частиц (РМ<sub>10</sub>) при умеренных затратах.

Целесообразность использования прибора на основе автомобильного фильтра для легкового автомобиля обуславливается его конструкцией, в связи с чем он может быть полезен в мастерских, покрасочные боксы, деревообрабатывающие цеха (удержание опилок, пыли); временные рабочие места (ремонтные работы в жилых помещениях, стройка); небольшие подсобные помещения, где не требуется высокая степень очистки воздуха. Например, при средней концентрации древесной пыли на деревообрабатывающем производстве 35 мг/м<sup>3</sup> [1], подобное решение за час способно отфильтровать 130 м<sup>3</sup>/ч воздуха, накопив в себе за это время 4,55 гр. древесной пыли. Согласно СанПиН 1.2.3685-21 ПДК ср.с взвешенных части в атмосферном воздухе составляет 0,15 мг/м<sup>3</sup> [2], в таком случае, при прохождении через фильтр 130 м<sup>3</sup>/ч воздуха с такой концентрацией взвешенных частиц, фильтр задержит в себе 19,5 мг.

#### *Библиографический список*

1. Экба С. И., Сидякин П. А., Алехина И. С., Вахилевич Н. В. Оценка запыленности воздуха на рабочих местах при производстве строительных конструкций из древесины // ИВД. 2015. №1-1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/otsenka-zapylenosti-vozdusha-na-rabochih-mestah-pri-proizvodstve-stroitelnyh-konstruktsiy-iz-drevesiny> (дата обращения: 01.11.2025).
2. СанПиН 1.2.3685-21. Санитарные Правила и Нормы СанПиН 1.2.3685-21 «Гигиенические нормативы и требования к обеспечению безопасности и (или) безвредности для человека факторов среды обитания»: дата введения 2021-03-01. – М.: Роспотребнадзор, 2022. [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://55.rospotrebnadzor.ru/Files/СанПин%203685.pdf> (Дата обращения 02.11.2025).
3. Блинова Э.А., Родкина А.Ю., Киреева Ю.О., Кононенко Е.А. Города ЦФО: анализ экологических показателей и показателей заболеваемости. В сборнике: Современные проблемы экологии и наук о Земле. Сборник материалов. Гомель, 2024. С. 55-58.

УДК 615.471

### **МОБИЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОЙ ПЕРФУЗИИ ДОНОРСКИХ ЛЕГКИХ: РЕАЛИЗАЦИЯ, СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ И ТЕХНИЧЕСКИЕ ВЫЗОВЫ**

А.Н. Потанин, М.А. Крапивницкая, А.М. Митягин

Научный руководитель – Юлдашев З. М., доктор техн. наук, профессор, зав.  
кафедры биотехнических систем СПбГЭТУ «ЛЭТИ»

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

*Технология экстракорпоральной нормотермической перфузии легких (EVLP) представляет собой перспективный метод оценки и восстановления донорских легких ex vivo, направленный на расширение пула пригодных для трансплантации органов. В обзоре рассматриваются принципы реализации EVLP, проводится сравнительный анализ современных мобильных и стационарных систем (OCS Lung, XPS, Vivoline LSI, Lung Assist), обсуждаются технические и логистические вызовы, связанные с их внедрением. Также внимание уделяется разработке отечественных аналогов и решений, направленных на снижение зависимости от импортного оборудования.*

**Ключевые слова:** трансплантация легких, экстракорпоральная перфузия, EVLP, мобильные перфузионные системы, перфузионные растворы, сравнительный анализ.

## **MOBILE SYSTEMS OF EX VIVO PERFUSION OF DONOR LUNGS: IMPLEMENTATION, COMPARISON AND TECHNICAL CHALLENGES**

A.N. Potanin, M.A. Krapivnitskaya, A.M. Mityagin

Scientific supervisor – Yuldashev Z.M., Doctor of Technical Sciences, Professor,  
Head of the Department of Biotechnical Systems at ETU «LETI»

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

*The technology of ex vivo lung perfusion (EVLP) is a promising method for the assessment and reconditioning of donor lungs, aimed at expanding the pool of organs suitable for transplantation. This review examines the implementation principles of EVLP, provides a comparative analysis of modern mobile and stationary systems (OCS Lung, XPS, Vivoline LSI, Lung Assist) and discusses the technical and logistical challenges associated with their adoption. Additional attention is paid to the development of domestic analogues and solutions aimed at reducing dependence on imported equipment.*

**Keywords:** Lung transplantation, ex vivo perfusion, EVLP, mobile perfusion systems, perfusion liquids, comparative analysis.

**Введение.** Трансплантация легких остается единственным радикальным методом лечения пациентов с терминальными стадиями респираторной недостаточности, обусловленными такими заболеваниями, как хроническая обструктивная болезнь легких, муковисцидоз и идиопатический легочный фиброз [1]. Успех трансплантации легких как метода ограничен критическим дефицитом донорских органов. Основными препятствиями являются несоответствие между числом пациентов в списках ожидания и количеством доступных доноров, а также низкий процент использования легких от имеющихся доноров: до 80% потенциальных органов бракуется в связи с повреждениями, приобретенными в терминальном периоде (аспирация, вентилятор-ассоциированное повреждение, пневмония, отек легких) [1].

Важнейшим фактором, определяющим результаты трансплантации, является первичная дисфункция трансплантата (ПДТ) – форма острого повреждения легких, развивающаяся в первые 72 часа после операции.

Внедрение мобильных систем нормотермической экстракорпоральной перфузии легких (*ex vivo lung perfusion* – EVLP), способных обеспечить поддержку органа во время транспортировки от донора к реципиенту, представляет собой следующий логический шаг в эволюции трансплантационной медицины, направленный на минимизацию упомянутых осложнений и расширение географии донорства, а также способствует повышению числа используемых органов от доноров с остановкой кровообращения и субоптимальных доноров, ранее часто исключаемых из программы трансплантации [2].

**Концепция экстракорпоральной перфузии.** EVLP представляет собой инновационную платформу для оценки, восстановления и репарации непригодных донорских легких. Данная методика позволяет проводить продолжительную нормотермическую перфузию изолированного легкого в условиях, приближенных к физиологическим, что открывает возможности для тщательного мониторинга функции органа (оксигенации, комплаенса, легочного сосудистого сопротивления), а также для применения терапевтических вмешательств, направленных на устранение отека, лечение инфекции и уменьшение воспаления. Кроме того, EVLP служит уникальным исследовательским инструментом для углубленного изучения молекулярных и клеточных механизмов повреждения легких и разработки новых стратегий защиты донорских органов [3].

Метод EVLP базируется на двух взаимосвязанных процессах: вентиляции и перфузии изолированного органа. Система включает в себя аппарат искусственной вентиляции, перфузионный контур с насосом, теплообменник, мембранный дезоксигенатор, резервуар с перфузатом и органный контейнер.

Такой контур поддерживает нормотермические условия (37 °C), воспроизводя физиологические процессы газообмена и кровотока в легких, что снижает ишемическое повреждение и увеличивает время, доступное для трансплантации, а применяемые растворы обеспечивают осмотическую стабилизацию, антиоксидантную защиту эндотелия и профилактику воспалительных реакций, связанных с активацией лейкоцитов [4].

**Ключевые технические аспекты.** Независимо от используемой платформы, процедура EVLP базируется на нескольких фундаментальных принципах.

Контур подготавливается стерильным перфузионным раствором, стандартной опцией при выборе которого долгое время являлся буферизованный раствор декстрана с оптимизированным онкотическим давлением Steen Solution, в который добавляются гепарин, антибиотики и метилпреднизолон [5]. В качестве альтернативы, в том числе для снижения стоимости, ведутся разработки собственных растворов. Российские исследователи представили положительные результаты использования

перфузионного раствора на основе альбумина человека, который показал способность эффективно поддерживать функцию легких в течение нескольких часов перфузии [3].

После эксплантации легкое подготавливается к канюляции легочной артерии левого предсердия, создается закрытый контур для обеспечения контролируемого оттока. Перфузия начинается с низким потоком (150-200 мл/мин) при комнатной температуре, с последующим постепенным увеличением потока до 40% от расчетного сердечного выброса донора и согреванием до 37°C. При достижении температуры около 32°C иницируется защитная вентиляция легких с низким дыхательным объемом (7 мл/кг) и положительным давлением в конце выдоха +5 см вод. ст. [5, 6].

**Сравнительный анализ мобильных систем EVLP.** В настоящее время в мире наиболее используемыми являются несколько систем для проведения EVLP [4].

Таблица 1 – Системы нормотермической экстракорпоральной перфузии легких

Система	Производитель	Особенности
OCS Lung	TransMedics	Совмещает транспортировку и перфузию
Vivoline LS1	Vivoline Medical	Стационарная конфигурация, используется в центрах трансплантации
Lung Assist	Organ Assist	Модульный подход; применяется для оценки субоптимальных органов
XPS	XVIVO Perfusion	Стандарт высокотехнологичной перфузии по протоколу Торонто

Перечисленные системы EVLP во многом схожи по структуре перфузионного контура и включают в себя специализированный перфузионный модуль, термостатированную камеру для легкого, встроенные датчики давления и используют стандартизированные растворы Steen Solution и Perfadex [6], но значительно различаются по некоторым параметрам: мобильность провозимой системы OCS Lung позволяет начинать перфузию непосредственно в центре изъятия органа и продолжать ее во время транспортировки, но больше ограничена логистическими условиями, в то время как стационарные системы (XPS и др.) используют длительные протоколы, позволяющие кроме оценки состояния легких также терапевтические вмешательства. Несмотря на отсутствие подробной сравнительной статистики, можно отметить, что все описанные системы основаны на единых физиологических принципах перфузии и обеспечивают сравнимую функциональную оценку трансплантатов [4].

В Российской Федерации ведутся активные работы по созданию отечественных аналогов. Так, научной группой из НМИЦ ТИО им. В.И.

Шумакова в сотрудничестве с компанией «Биософт-М» был апробирован в эксперименте отечественный аппаратный комплекс на базе системы вспомогательного кровообращения [7]. В исследованиях было показано, что данный комплекс, работающий по замкнутому контуру, позволяет успешно проводить многочасовую нормотермическую перфузию с демонстрацией положительной динамики ключевых функциональных параметров: индекса оксигенации, легочного сосудистого сопротивления и динамического комплаенса [7]. Разработка таких систем является стратегически важной для преодоления зависимости от импортного оборудования и снижения финансовых затрат.

**Технические вызовы.** Широкое внедрение мобильных систем EVLP сталкивается с рядом вызовов. Зарубежные коммерческие системы и расходные материалы к ним требуют значительных финансовых вложений, что ограничивает их доступность [7]. Разработка отечественных аналогов, как аппаратных, так и расходных, является ключевым направлением для снижения затрат.

Использование мобильных систем требует отлаженной логистики и наличия специально обученных многопрофильных команд, включающих хирургов, перфузиологов и координаторов. Также российские исследования, направленные на разработку собственных перфузионных комплексов, выявляют ряд инженерных проблем, актуальных для мобильных систем EVLP [7,8]: точная автоматизация для контроля гемодинамики с целью предотвращения баротравмы и волюмотравмы, оптимизация состава перфузата (выбор между бесклеточными растворами и эритроцитарными добавками для улучшения метаболической поддержки трансплантата) и повышение стабильности температурного режима.

**Заключение.** Мобильные системы EVLP демонстрируют значительный потенциал для повышения доступности и качества донорских легких, позволяя проводить перфузию в процессе транспортировки и расширяя географию донорства. Несмотря на единые физиологические основы, системы различаются по мобильности, продолжительности перфузии и возможностям терапевтического вмешательства. Ключевыми проблемами внедрения остаются высокая стоимость коммерческих систем, необходимость специализированных команд и решение инженерных задач, таких как автоматизация контроля параметров перфузии и оптимизация состава перфузатов. Разработка российских аналогов является стратегически важным направлением для снижения затрат и обеспечения технологической независимости в области трансплантологии.

#### *Библиографический список*

1. Tatham KC, O'Dea KP, Wakabayashi K, Marczin N, Takata M. The role of ex vivo lung perfusion in lung transplantation. *J Intensive Care Soc.* 2015; 16(1): 58-63.

2. Cypel M, Keshavjee S. Ex vivo Lung Perfusion. *Operative Techniques in Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2014; 19(4): 433-442.
3. Готье С.В., Пашков И.В., Богданов В.К., Олешкевич Д.О., Бондаренко Д.М., Можейко Н.П., Буненков Н.С., Грудинин Н.В. *Ex vivo* перфузия донорских легких с использованием разработанного раствора с последующей ортотопической левосторонней трансплантацией легкого (экспериментальное исследование). *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2023; 25(2): 158-166.
4. Фабрика А.П., Тычина Е.П., Байрамкулов А.М., Тарабрин Е.А. Роль экстракорпоральной перфузии легких при трансплантации. *Трансплантология*. 2024; 16(1): 99-115.
5. Steen S, Ingemansson R, Eriksson L, et al. First human transplantation of a nonacceptable donor lung after reconditioning ex vivo. *Ann Thorac Surg*. 2007; 83(6): 2191-2194.
6. Cypel M, Yeung JC, Liu M, et al. Normothermic ex vivo lung perfusion in clinical lung transplantation. *N Engl J Med*. 2011; 364(15): 1431-1440.
7. Готье С.В., Цирульников О.М., Пашков И.В., Олешкевич Д.О., Филатов И.А., Богданов В.К., Бондаренко Д.М., Можейко Н.П., Карпов А.А., Буненков Н.С., Грудинин Н.В. Нормотермическая *ex vivo* перфузия изолированных легких в эксперименте с использованием отечественного перфузионного аппаратного комплекса. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2022; 24(2): 94-101.
8. Грудинин, Н. В. Нормотермическая машинная *ex vivo* перфузия донорских легких в условиях эксперимента : специальность 14.01.24 «Трансплантология и искусственные органы» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Грудинин Никита Владимирович, 2021. – 103 с. – EDN EFJBEO.

УДК 615.47: 616-072.7

# **АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ПОРОГОВ ГЛУБИННОГО ВОСПРИЯТИЯ ПРИ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ РАССЕЯННОГО СКЛЕРОЗА**

А.Е. Гапанёнок, К.Н. Болсунов

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

*Предложена методика автоматизированной оценки сохранности стереоскопического зрения. Рассмотрена реализация программного комплекса оценки порогов глубинного зрения на различных пространственных частотах, используемого в качестве элемента биотехнической системы ранней диагностики рассеянного склероза.*

**Ключевые слова:** *ранняя диагностика, рассеянный склероз, биотехническая система, пороги глубинного зрения, стереоскопическое восприятие.*

## **AUTOMATED SYSTEM FOR ASSESSING THROUGHPUT PERCEPTION THROWS IN EARLY DIAGNOSIS OF MULTIPLE SCLEROSIS**

A.E. Gapanenok, K.N. Bolsunov

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

*A method of automated assessment of the preservation of stereoscopic vision is proposed. The implementation of a software package for assessing the thresholds of depth vision at various spatial frequencies, which is used as an element of a biotechnical system for early diagnosis of multiple sclerosis, is considered.*

**Keywords:** *early diagnosis, multiple sclerosis, biotechnical system, depth perception thresholds, stereoscopic perception.*

Хронические прогрессирующие заболевания центральной нервной системы (ЦНС) являются, в настоящий момент времени, значимой социальной проблемой, поскольку имеют достаточно широкое распространение и приводят к потере качества жизни вплоть до полной неспособности обслуживать себя в повседневной деятельности. Среди подобных заболеваний особенно выделяется рассеянный склероз (РС), который часто наблюдается в молодом и среднем возрасте.

Под термином РС рассматривается тяжелое прогрессирующее заболевание, связанное с поражением миелиновых оболочек волокон спинного и головного мозга, что приводит к их последующей дегенерации. Точные причины развития данного заболевания до сих пор однозначно не могут быть определены. Считается, что рассматриваемая патология является многофакторным заболеванием: в его этиологии значительную роль играет не только вирусная инфекция, но и генетическая предрасположенность, географический фактор, а также общее физиологическое состояние организма [1]. Эффективность лечебно-терапевтического процесса напрямую зависит от возможности выявления данного заболевания на как можно более ранних стадиях его развития.

Диагностика РС, особенно на ранних стадиях его развития, крайне затруднена, так как до сих пор не удается определить специфические, свойственные именно (и только) этому заболеванию, клинические признаки. Имеющаяся симптоматика вызвана нарушениями проведения импульсов по нервным волокнам, которые могут возникнуть на любом участке нервной системы организма. Данный факт и определяет настолько разнообразную клиническую картину заболевания.

Зрительные нарушения выявляются у подавляющего числа больных РС [2, 3]. Это связано, в первую очередь, с фактором идентичности миелина ЦНС и миелина оболочки зрительного нерва, а значит и аналогичностью развития процессов дегенерации нервных волокон. Самой частой причиной нарушения зрения при РС является ретробульбарный неврит (РБН) –

заболевание воспалительного характера, поражающее отрезок зрительного нерва от его диска до хиазмы. Однако, даже при отсутствии выявленного острого РБН состояние пациентов часто характеризуется нарушением остроты зрения, контрастной чувствительности, цветового зрения (в частности, быстрой цветовой утомляемостью), зрачковых рефлексов, дефектами полей зрения, нарушениями бинокулярного восприятия, изменением вызванных зрительных потенциалов.

Нарушения бинокулярного, и как высшей формы его проявления стереоскопического, зрения при РС могут быть обусловлены поражением различных отделов зрительного анализатора в частности, и ЦНС в целом: зрительного, глазодвигательного, отводящего и блокового нервов, а также структур головного мозга, принимающих участие в обработке зрительной информации. Известно, что у больных с острым РБН стереопсис полностью отсутствует. Во время ремиссии у больных РС выявляется: увеличение в 3–6 раз порогов стереоскопического зрения на низких пространственных частотах; в области средних пространственных частот пороги стереозрения нормальные; в области высоких пространственных частот отмечаются различные изменения стереопсиса (от некоторого превышения нормальных значений до полного их отсутствия) [3]. Эти данные и предлагается использовать для ранней диагностики РС.

Для проведения исследований по оценке сохранности стереоскопического восприятия (на базе плоскопанельных систем отображения информации) могут использоваться различные методы сепарации элементов стереопары (пространственный, временной, спектральный) и различные тестовые стимулы (например, случайно-точечные стереоскопические изображения). Исходя из необходимости проведения исследований на различных пространственных частотах, разработанный программный комплекс оценки порогов глубинного восприятия зрительной системы использует тестовые изображения, в виде двух стереоскопических «решеток» с синусоидальным распределением яркости заданного контраста и определенной пространственной частоты. Данные «решетки» размещаются на экране системы отображения информации друг под другом. Изображения обеих «решеток» представлены в виде стереопар, элементы которых смещены друг относительно друга по горизонтали на определенное (разное для верхней и нижней частей тестового стимула) расстояние, т.е. имеют определенную величину диспаратности [4]. За счет этого элементы тестового стимула в верхней и нижней частях экрана воспринимаются наблюдателем (тестируемым) как находящиеся на разном от него удалении. Задачей тестируемого является указать какая из двух решеток ощущается к нему ближе, а какая – дальше. В ходе реализации психофизиологического эксперимента расстояние между элементами стереопары для одной (условно эталонной) составляющей стимула остается неизменным, а для другой (условно тестовой) – изменяется, приближаясь к значению, установленному для эталонной. На каждом шаге тестирования расположение (в верхней или

нижней части экрана) эталонного и тестового элементов стереоскопического стимула определяется случайным образом. Тестирование проходит до тех пор, пока испытуемый не прекращает различать относительную разницу по глубине расположения обоих элементов (количество ошибок при распознавании превышает заранее установленную величину). При этом фиксируется разница углов конвергенции зрительных осей для верхнего и нижнего элементов тестового стимула, которая и определяет порог глубинного восприятия. Для повышения достоверности получаемых результатов производятся многократные измерения с их последующей статистической обработкой. Исследования целесообразно реализовывать в широком диапазоне пространственных частот (низких, средних и высоких). Точность измерений и конкретный набор пространственных частот воспроизводимых тестовых стимулов зависят от технических характеристик применяемой в составе комплекса видеосистемы и расстояния от обследуемого до монитора. Например, при использовании 4K монитора Asus PG27UQR (144 dpi) под управлением видеоадаптера NVIDIA GeForce RTX 4070 SUPER 12 Гб (подключение через DisplayPort) и при размещении испытуемого на расстоянии трех метров от системы отображения информации, обеспечивается диапазон воспроизводимых пространственных частот от 0,5 до 16 циклов на градус при достижении инструментальной погрешности измерений около 2". В представляемом варианте разработанного программного комплекса разделение полей зрения осуществляется с помощью анаглифических (с цветными светофильтрами) очков. Настройка тестирования подразумевает задание следующих параметров тестовых стимулов: межзрачковое расстояние – по умолчанию (при невозможности проведения его точной оценки) принимается равным 65 мм; расстояние от системы отображения информации до тестируемого (50 см – 5 м); яркость фона (127 – 240 отн. ед.); амплитуда «синусоидальной решетки» (1 – 128 отн. ед.), определяет, с учетом яркости фона, контраст тестового стимула, который, при стандартных исследованиях, должен устанавливаться на несколько уровней выше порогового значения; пороговая вероятность правильных ответов (50 – 100%); количество повторных исследований (1 – 16); тип параллакса (отрицательный – перекрестное схождение зрительных осей, положительный – одноименное схождение зрительных осей); исходный параллакс эталонного элемента стимула (0 – 7 отн. ед.) – определяет исходную степень ощущения удаленности стимулов относительно испытуемого (может влиять на результаты измерений); наличие/отсутствие «размытости» тестового стимула (неравномерного снижения контраста по краям изображения) используемых «синусоидальных решеток». Частота генерируемых стимулов на этапе настройки задается как линейная (в диапазоне от 5 до 180 циклов) с последующим автоматическим пересчетом в пространственную (исходя из характеристик видеосистемы и других параметров тестирования). Для удобства пользователя программного комплекса существует возможность сохранения и загрузки заранее

определенного набора настроек.

По результатам тестирования существует возможность сравнения получаемых данных со среднестатистическими нормами для вынесения диагностического заключения о сохранности стереоскопического восприятия для того или иного диапазона пространственных частот, которое в комплексе с другими данными может использоваться в целях ранней диагностики РС.

Основным недостатком представленного программного комплекса является использование для сепарации элементов стереопары очков с цветными (красным и синим) светофильтрами. Так как на ранних стадиях развития РС может наблюдаться явление цветовой десатурации (особенно на красный цвет) [5], это способно повлиять на результаты проводимых измерений. В настоящий момент времени ведется разработка аналогичной системы для мобильных устройств, где будет применен принцип пространственного разделения полей зрения. Последующее сравнение результатов исследований проводимых двумя различными методами позволит получить дополнительную диагностическую информацию.

#### *Библиографический список*

1. Рассеянный склероз: патогенез, диагностика, дифференциальный диагноз и лечение / Т. Л. Демина [и др.] // Consilium medicum. – 2008. – № 1. – с. 61-68.
2. Т.Е. Шмидт, Н.Н. Яхно. Рассеянный склероз: руководство для врачей. 7-е изд. – Москва: МЕДпресс-информ, 2021.
3. А.В. Коваленко, Г.Н. Бисага, И.Ю. Коваленко. Изменения зрительного анализатора при рассеянном склерозе: клиника и методы диагностики. // Вестник Российской Военно-медицинской академии. №2 (38)-2012. с. 128-135.
4. Патент РФ Ru 2143834 C1, МПК A61B 3/08. А.Е. Белозеров, И.М. Мосин, А.М. Шамшинова. Способ нарушений диагностики стереозрения. Опубликовано: 10.01.2000, Бюл. № 1.
5. Ф.А. Хабиров, Т.И. Хайбуллин. Рассеянный склероз: современные принципы диагностики и лечения. Казань. – Медицина, 2017.

УДК 004.942

### **К ВОПРОСУ РАЗРАБОТКИ СТАБИЛОГРАФИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ И ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТЬЮ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ ПОСТУРАЛЬНЫХ НАРУШЕНИЙ**

Д.А. Дрофа, В.Ю. Вишневецкий

Научный руководитель – Вишневецкий В.Ю., к.т.н., доцент, доцент  
ФГАОУ ВО Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий,  
электроники и приборостроения, г. Таганрог

*Нарушения постурального контроля и равновесия являются ключевыми симптомами при широком спектре неврологических патологий. Рассмотрены вопросы создания инновационного реабилитационного комплекса, интегрирующего методы стабیلлографии, биологической обратной связи (БОС) и дополненной реальности (AR) для повышения эффективности коррекции постуральных нарушений. Обосновывается актуальность сочетания объективных данных о статокINETической устойчивости с игровыми механиками и визуализацией в реальном времени, что позволяет повысить мотивацию пациентов и создать персонализированный подход к реабилитации.*

**Ключевые слова:** *постуральные нарушения, стабیلлография, биологическая обратная связь (БОС), дополненная реальность (AR), реабилитация, равновесие.*

## **ON THE DEVELOPMENT OF A STABILOGRAPHIC COMPLEX WITH BIOFEEDBACK AND AUGMENTED REALITY FOR THE CORRECTION OF POSTURAL DISORDERS**

D.A. Drofa, V.Yu. Vishnevetskiy

Scientific supervisor – Vishnevetskiy V.Yu., Candidate of Technical Sciences,  
Associate Professor

Southern Federal University, Taganrog Institute of Nanotechnology,  
Electronics, and Instrument Engineering, Taganrog

*Disorders of postural control and balance are key symptoms in a wide range of neurological pathologies. The issues of creating an innovative rehabilitation complex integrating the methods of stabilography, biofeedback (BOS) and augmented reality (AR) to improve the effectiveness of correction of postural disorders are considered. The relevance of combining objective data on statokinetic stability with game mechanics and real-time visualization is substantiated, which makes it possible to increase patient motivation and create a personalized approach to rehabilitation.*

**Keywords:** *postural disorders, stabilography, biofeedback (BOS), augmented reality (AR), rehabilitation, balance.*

Постуральные нарушения, проявляющиеся в неспособности поддерживать оптимальную позу и устойчивость, являются распространенной проблемой в неврологии, травматологии, геронтологии и педиатрии. Традиционные методы реабилитации зачастую носят монотонный характер, что снижает приверженность пациентов лечению, особенно в случае детей и лиц пожилого возраста. В связи с этим актуальной задачей современной медицины становится разработка высокотехнологичных, интерактивных систем, способных не только диагностировать, но и эффективно корректировать нарушения равновесия [1].

Интеграция трех ключевых технологий – стабилографии, биологической обратной связи (БОС) и дополненной реальности (AR) – открывает новые горизонты в решении этой задачи. Предлагаемый к разработке комплекс призван преодолеть ограничения классических методик, превратив процесс реабилитации в увлекательный и мотивирующий процесс [1].

Стабилография как диагностическая основа предоставляет объективные количественные данные о функции равновесия. Стабилоплатформа регистрирует колебания центра давления (ЦД) тела человека в положении стоя. Анализ траектории движения ЦД позволяет оценить такие параметры, как скорость и амплитуду колебаний, качество функции равновесия и выявить специфические паттерны, характерные для различных заболеваний. В предлагаемом комплексе стабилография служит не только для первичной диагностики, но и является источником данных, используемых в реальном времени в блоке биологической обратной связи [2].

В контексте коррекции постурального контроля, параметры, регистрируемые стабилоплатформой (например, положение ЦД), преобразуются в простые и понятные для пациента аудио- или визуальные сигналы. Это позволяет ему осознанно учиться управлять своей позой, перенося вес тела в нужном направлении [3].

Технология дополненной реальности позволяет накладывать виртуальные объекты и сценарии на реальное окружение пациента. В реабилитации AR используется для создания интерактивных сред, где пациент может взаимодействовать с виртуальными объектами путем переноса веса тела. Это превращает скучные упражнения в увлекательные игры: "построение картинок", "лыжные гонки", "арканойд" и другие.

Разрабатываемый стабилографический комплекс с БОС и AR представляет собой интегрированную систему, состоящую из аппаратного и программного блоков.

Аппаратный модуль включает высокоточную стабилоплатформу, блок обработки сигналов, AR-очки и монитор/проектор для вывода изображения.

Программный модуль состоит из двух блоков:

- диагностический блок – проведение стандартных и специальных стабилографических тестов с формированием протокола и оценкой рисков падений;
- реабилитационный блок – библиотека интерактивных сценариев и игр, управляемых позой пациента, при этом сценарии имеют настраиваемую сложность (размер цели, скорость движения объектов, количество отвлекающих факторов);
- мониторинговый блок – система записи и статистического анализа результатов каждого сеанса, позволяющая врачу отслеживать динамику и корректировать программу реабилитации.

Методика проведения исследования. Пациент встает на стабилоплатформу, на экране перед ним или в AR-очках отображается виртуальная среда. Например, его центр давления проецируется в виде

курсора-бабочки. Задача пациента – переместить эту "бабочку" к виртуальному цветку, смещая вес тела. Успешное выполнение задания подкрепляется положительной обратной связью (приятный звук, анимация). По мере прогресса сложность заданий увеличивается: появляются движущиеся цели, сужаются зоны устойчивости, добавляются когнитивные нагрузки (например, счет в уме) [4].

Внедрение подобного комплекса позволит:

- повысить мотивацию и приверженность лечению – геймификация процесса реабилитации кардинально меняет отношение пациента к терапии, особенно в детской практике;
- обеспечить объективный контроль динамики – врач получает не субъективные ощущения пациента, а строгие цифровые данные о прогрессе по каждому параметру устойчивости;
- реализовать персонализированный подход – программа автоматически подстраивает сложность под текущие возможности пациента, обеспечивая оптимальную нагрузку "на грани возможностей";
- активировать нейропластичность – интенсивная, осознанная и эмоционально окрашенная тренировка способствует более быстрому формированию новых нейронных связей в ЦНС, ответственных за двигательный контроль [5].

Разработка стабилोगрафического комплекса с биологической обратной связью и дополненной реальностью позволит повысить эффективность диагностики и коррекции постуральных нарушений. Синтез точной диагностики, принципов осознанного саморегулирования и иммерсивных игровых технологий создает мощный инструмент, который не только ускоряет процесс восстановления, но и коренным образом меняет сам опыт пациента, делая его активным и заинтересованным участником реабилитационного процесса. Дальнейшие исследования будут направлены на апробацию прототипов, конкретных реабилитационных сценариев для различных видов патологий.

#### *Библиографический список*

1. Скворцов, Д. В. Клинический анализ движений. Стабилометрия [Печатное издание] / Д. В. Скворцов. – Москва : Антидор, 2000. – 192 с. – ISBN 5-93711-003-8.
2. Петрова, Е. В. Применение стабилोगрафического биоуправления в комплексе реабилитации больных с последствиями черепно-мозговой травмы [Печатное издание] / Е. В. Петрова, Н. А. Гросс // Вестник восстановительной медицины – 2019. – № 1 (89). – С. 45–50.
3. Keshner, E. A. The quest to apply VR technology to rehabilitation: tribulations and treasures [Электронное издание] / E. A. Keshner, J. Fung // Journal of Vestibular Research. – 2017. – Vol. 27 (1). – P. 1–5.
4. Дрофа, Д. А. Вишневецкий В. Ю. Современное использование стабилोगрафического комплекса в медицине и реабилитологии [Печатное

издание] / Д. А. Дрофа, В. Ю. Вишневецкий // Информационные технологии, системный анализ и управление (ИТСАУ-2023): сборник трудов – 2023. – С. 512–515.

5. Дрофа Д. А., Вишневецкий В. Ю. Экспериментальное исследование разработки программного обеспечения для стабильного графического комплекса [Печатное издание] / Д. А. Дрофа, В. Ю. Вишневецкий // Исследования и творческие проекты для развития и освоения проблемных и прибрежно-шельфовых зон юга России : сборник трудов XVI Всероссийской Черноморской школы-семинара молодых ученых, аспирантов, студентов и школьников – 2024. – С. 258–262.

УДК 615.477.21

## **РАЗРАБОТКА ПРОТЕЗА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГОЛОСОВОГО УПРАВЛЕНИЯ**

Л. Балаченкова

Научный руководитель – Даминова Э.А., канд.техн.наук, доцент кафедры  
Биотехнических систем

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

*Рассмотрен принцип функционирования протеза верхних конечностей, основанного на распознавании голосовых команд пользователя. Управление движением осуществляется с помощью микроконтроллера, обеспечивающего цифровую обработку аудиосигналов и проверку голосового отпечатка владельца.*

**Ключевые слова:** протез, голосовое управление, микроконтроллер, цифровая обработка сигнала, распознавание речи.

## **DEVELOPMENT OF AN UPPER LIMB PROSTHESIS WITH VOICE CONTROL**

L. Balachenkova

Scientific supervisor – Daminova E.A., Ph.D. in Engineering, Associate Professor  
of the Department of Biotechnical Systems

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», St. Petersburg

*The principle of operation of an upper limb prosthesis based on voice command recognition is considered. Motion control is carried out using a microcontroller that provides digital audio signal processing and verification of the user's voice print.*

**Keywords:** prosthesis, voice control, microcontroller, digital signal processing, speech recognition.

Движение является основным способом взаимодействия человека с окружающим миром. Мозг не просто реагирует на внешние стимулы, но постоянно поддерживает диалог с окружающей средой. Управление движениями требует активности большого количества мышц. Ключевым объектом управления является опорно-двигательный аппарат, который состоит из скелетно-мышечной системы. Скелетные мышцы – это двигатели, которые преобразовывают химическую энергию в механическую работу. Скелетная мышца крепится к костям и отвечает за движение нашего тела [2].

Сначала в коре больших полушарий в моторной и премоторной зонах возникает желание или необходимость пошевелить рукой. Мозг рассчитывает траекторию, силу, скорость и последовательность сокращений мышц, необходимых для этого действия. В этом процессе участвуют и другие области мозга, такие как мозжечок, который отвечает за координацию и равновесие и базальные ганглии, отвечающие за плавность движений [1].

Мозг генерирует электрический сигнал (нервный импульс). Этот импульс по цепочке нейронов спускается вниз через спинной мозг, который является главным элементом связывающим мозг с телом. Далее сигнал передается мотонейронам – двигательным нейронам, обеспечивающим двигательную активность посредством передачи команд от спинного мозга к мышцам через периферические нервы. Структурно-функциональной единицей организации мышечного сокращения является двигательная единица (ДЕ), состоящая из мотонейрона и группы мышечных волокон, которые он иннервирует [2]. Передача сигнала от мотонейрона к мышце происходит через нервно-мышечный синапс с помощью медиатора ацетилхолина, что вызывает потенциал действия и запускает процесс сокращения. На клеточном уровне потенциал действия вызывает выброс ионов кальция в мышечное волокно, что приводит к взаимодействию актиновых и миозиновых филаментов и последующему сокращению мышцы. Завершение нервного импульса вызывает возврат кальция в саркоплазматический ретикулум – специальное депо для хранения кальция, после чего мышца расслабляется.

Понимание основ управления движениями имеет не только теоретическое, но и практическое значение. Современные направления биомедицинской инженерии активно используют принципы нейрофизиологии и моторного контроля при разработке протезов конечностей. Такой подход помогает создавать протезы, способные более точно воспроизводить естественные движения человека.

Согласно ГОСТ Р 56138—2014, протезы классифицируют: по уровню ампутации и способу управления [4]. Рассмотрим классификацию протезов по способу управления. Протезы бывают пассивные (косметические), механические (тяговые) и миозлектрические. Косметические протезы – это пассивные устройства, выполняющие эстетическую функцию и не обеспечивающие движения. Тяговые (механические) протезы работают за счёт системы тросов, и позволяют выполнять простые захваты, а рабочие модели оснащаются насадками для бытовых или профессиональных задач.

Миоэлектрические протезы управляются биоэлектрическими сигналами мышц, обеспечивая более естественные и точные движения.

Хотя современные миоэлектрические протезы обеспечивают высокую функциональность и позволяют выполнять движения, максимально приближенные к естественным, их использование требует сохранной мышечной активности и способности к генерации биопотенциалов. Для ряда пациентов, особенно при высоких уровнях ампутации или ослабленных мышцах, применение миоинтерфейсов может быть затруднено. Это подчеркивает необходимость разработки альтернативных, надежных и доступных систем управления протезами, способных расширить возможности реабилитации и повысить качество жизни. Одним из альтернативных методов является использование голосового управления, которое не требует наличия выраженной мышечной активности.

Настоящее техническое решение представляет собой протез верхних конечностей, функционирующего по принципу распознавания голосовых команд, обеспечивающий выполнение основных команд «сжать», «разжать» и «стоп».



Рис.1 – Структурная схема протеза верхних конечностей на голосовом управлении

Для реализации системы голосового управления протезом предлагается использовать высокопроизводительный микроконтроллер STM32H7 на ядре Cortex-M7. Его выбор обусловлен требованием к вычислительной мощности,

необходимой для цифровой обработки аудиосигналов и работы алгоритмов верификации голоса в реальном времени. В качестве акустического датчика планируется применение цифрового I2S-микрофона, который позволит передавать поток аудиоданных напрямую на микроконтроллер, что исключает необходимость использования внешнего АЦП и упрощает схему.

Сбор сигнала осуществляется непрерывно через интерфейс I2S с использованием прямого доступа к памяти, что обеспечивает минимальные прерывания работы микроконтроллера и стабильную передачу данных. После поступления цифрового аудиопотока выполняется программная предобработка сигнала, включающая нормализацию амплитуды, деление на фрагменты длительностью 20 – 40 миллисекунд и применение оконной функции например, Хэмминга для уменьшения утечек спектра. Дополнительно проводится цифровая фильтрация для подавления фонового шума и повышения качества распознавания.

На каждом фрагменте вычисляются мел-частотные кепстральные коэффициенты, которые представляют акустические признаки голоса. Процесс их вычисления включает следующие этапы: преобразование Фурье для получения спектра частот, применение мел-шкалы для перевода линейной частотной шкалы в воспринимаемую человеком шкалу, вычисление логарифма амплитуды фильтров и косинусное преобразование для получения коэффициентов [3]. Вычисления оптимизируются с использованием встроенных инструкций для цифровой обработки сигналов микроконтроллера и специализированных программных функций.

Далее полученные коэффициенты используются для проверки владельца протеза. Извлеченные признаки сравниваются с эталонными голосовыми отпечатками, заранее записанными в память микроконтроллера. Только при совпадении голосовой команды с эталоном выполняется дальнейшее распознавание и определение конкретной команды («сжать», «разжать», «стоп»). После распознавания команды микроконтроллер формирует управляющие сигналы для сервоприводов протеза, обеспечивая выполнение движений пальцев. Таким образом, представленная система сочетает цифровую обработку аудиосигнала, алгоритмы проверки голоса и управление исполнительными механизмами протеза, обеспечивая надёжное и персонализированное голосовое управление с минимальным вмешательством пользователя.

#### *Библиографический список*

1. Арёфьева А. В., Гребнева Н. Н. Нейрофизиология: учебное пособие для вузов. — Москва: Издательство Юрайт, 2019. — 189 с. — URL: <https://www.biblio-online.ru/bcode/437801> (дата обращения: 10.10.2025).
2. Психофизиология: Учебник для вузов / Под ред. Ю. И. Александрова. — 4-е изд. — Санкт-Петербург: Питер, 2014. — 464 с.: ил. — (Серия «Учебник для вузов»).

3. Alphacephei. Lecture 1: Introduction to Speech Recognition. — URL: <https://alphacephei.com/ru/lecture1.pdf> (дата обращения: 16.10.2025).
4. ГОСТ Р 56138—2014. Изделия медицинские. Протезы верхних конечностей. Общие технические требования. — Москва: Стандартинформ, 2014. — 12 с. — URL: <https://megainorm.ru/Index/59/59605.htm> (дата обращения: 14.10.2025).

УДК 621.8-5:615.47

## РАЗРАБОТКА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭКЗОПЕРЧАТКИ

О.А. Афонин, О.В. Мельник

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

*Медицинская экзоперчатка – это инновационное решение для восстановления мелкой моторики рук. Она состоит из аккумулятора, блока управления и пальцев, каждый из которых работает независимо. В данной статье описана функциональная схема данного устройства.*

**Ключевые слова:** реабилитация верхних конечностей, экзоперчатка, функциональная схема, питание устройства.

## DEVELOPMENT OF A FUNCTIONAL SCHEME OF MEDICAL EXOPLANTICS

O.A. Afonin, O.V. Melnik

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

*Medical exo-gloves are an innovative solution for restoring fine motor skills of the hands. It consists of a battery, a control unit, and fingers, each of which operates independently. This article describes the functional diagram of this device.*

**Keywords:** upper limb rehabilitation, exo-gloves, functional scheme, device power supply.

Ежегодно в России регистрируется порядка 500 тысяч случаев инсульта [1], что представляет собой значительную медицинскую и социальную проблему. Восстановительное лечение, особенно в контексте реабилитации верхних конечностей, является критически важным этапом в процессе восстановления пациентов, однако не все из них получают его в полном объеме, что приводит к утрате трудоспособности и снижению качества жизни.

Реабилитационные мероприятия, направленные на восстановление функций верхних конечностей, актуальны не только для пациентов, перенесших инсульт, но и для лиц с различными заболеваниями, травмами и повреждениями. Комплекс проблем, с которыми сталкиваются пациенты,

включает в себя широкий спектр патологических состояний: от мышечных повреждений до нарушений нейромышечной связи, что существенно затрудняет процесс восстановления.

Инсульт и травмы приводят к множеству двигательных нарушений, среди которых можно выделить спастичность, ограничение амплитуды движений и даже полную утрату контроля над конечностью. Эти нарушения требуют комплексного подхода к реабилитации, включающего как медикаментозные, так и физиотерапевтические методы [2].

Анализ рынка реабилитационных услуг и опрос пациентов выявили несколько ключевых проблем, препятствующих эффективному восстановительному лечению. Во-первых, отсутствует возможность проведения качественной реабилитации в домашних условиях, что ограничивает доступность необходимых процедур для значительной части пациентов. Во-вторых, бесплатная реабилитация в медицинских учреждениях зачастую оказывается недостаточной для полного восстановления функций верхних конечностей. В-третьих, наблюдается дефицит квалифицированных медицинских работников, способных обеспечить надлежащий уровень реабилитационной помощи.

Все вышеперечисленные факторы в совокупности приводят к тому, что не каждый пациент получает необходимую реабилитацию, что подчеркивает необходимость разработки и внедрения новых подходов к организации и проведению восстановительных мероприятий.

Предлагаемое решение для реабилитации мелкой моторики рук – медицинская экзоперчатка, разработанная на основе технологий в области биомеханики и робототехники. Данное устройство выполняет заранее запрограммированные комплексы упражнений, что способствует восстановлению утраченных моторных навыков у пациентов.

В табл. 1 приведены условные обозначения, используемые при описании разрабатываемой функциональной схемы.

Экзоперчатка состоит из эластичной пластины, которая соединяет модули пальцев. В области предплечья расположены актуаторы, преобразующие электрические сигналы в механические движения пальцев. Аккумулятор, обеспечивающий автономную работу устройства, удобно размещается на поясе пользователя, минимизируя необходимость внешнего питания и повышая мобильность системы. Данное решение представляет собой значительный шаг вперед в области медицинской реабилитации, предлагая персонализированный подход к восстановлению мелкой моторики рук.

Функциональная схема устройства состоит из трёх основных компонентов: 1) питание устройства, 2) блок управления, 3) пальцы экзоперчатки, в перчатке может быть от четырёх до пяти пальцев (рис. 1).

Таблица 1 – Условные обозначения, используемые  
в функциональных схемах

ПЭ	Палец экзоперчатки	М	Мотор
БУ	Блок управления	ПУМ	Плата управления мотором
П	Питание	МП	Механизм пальца
УС	Управляющий сигнал	ДОС	Датчик обратной связи
ПВТ	Повышающий трансформатор	ПНТ	Понижающий трансформатор
А	Аккумулятор		Условное обозначение системы проводов питания
	Условное обозначение системы проводов с управляющими сигналами		Условное обозначение механического воздействия

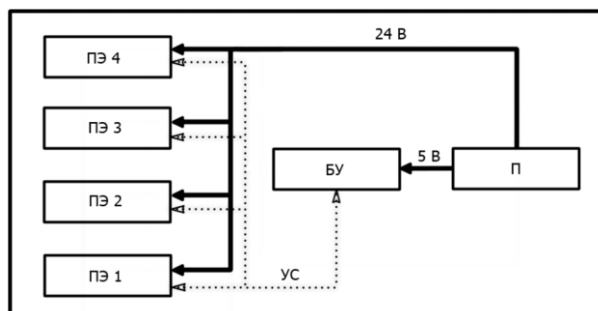


Рис. 1 – Обобщённая функциональная схема устройства

Питание устройства представлено аккумулятором с двумя платами преобразования напряжения для питания одновременно как платы управления, которой требуется напряжение до 5 В, так и актуаторов, которым для работы требуется напряжение до 24 В.

Блок управления экзоперчатки представляет собой функционально интегрированную плату, которая осуществляет передачу управляющих сигналов на исполнительные элементы пальцев устройства, одновременно принимая сигналы обратной связи. На основе этой двунаправленной коммуникации, блок управления координирует выполнение программ реабилитационного воздействия, обеспечивая выполнение реабилитационных упражнений.

Каждый палец экзоперчатки может работать независимо от всех остальных пальцев перчатки, что расширяет функционал перчатки, добавляя возможность использования реабилитационных упражнений, в основе которых лежит поочерёдное сгибание пальцев либо упор на работу одного наиболее травмированного пальца.

Палец экзоперчатки состоит из четырёх основных блоков (рис. 2): 1) плата управления мотором, 2) мотор, 3) механизм пальца, 4) датчики обратной связи.

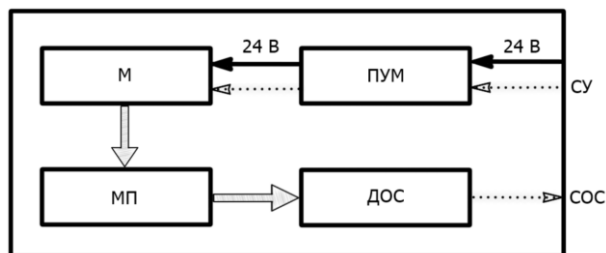


Рис. 2 – Функциональная схема пальца экзоперчатки

Плата управления пальцем получает сигналы управления от блока управления и преобразует их в управляющие сигналы мотора, обеспечивая его вращение в обе стороны. Мотор через винтовую передачу приводит в движение механизм пальца. Работу устройства контролируют датчики обратной связи, передающие сигнал о положении пальцев, блоку управления.

Единственным источником питания устройства является аккумулятор на 24 В, это слишком большое напряжение для работы платы управления, поэтому необходима плата понижения. С её помощью напряжение, подаваемое на плату управления всегда будет равно 5 В, в независимости от уровня заряда аккумулятора. Выходное напряжение при разряде аккумулятора может падать, поэтому необходима повышающая плата, которая будет подавать напряжение 24 В на пальцы экзоперчатки в независимости от уровня заряда аккумулятора (рис. 3).

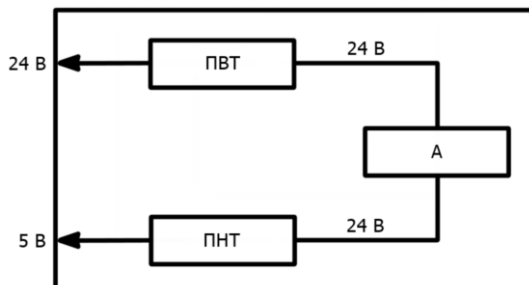


Рис. 3 – Функциональная схема питания устройства

Таким образом, разработана функциональная схема медицинской экзоперчатки, состоящая из трёх основных модулей: системы питания, блока управления и независимо управляемых пальцев. Создана система преобразования напряжения, обеспечивающая стабильное питание как блока управления (5 В), так и актуаторов (24 В). Реализована возможность независимого управления каждым пальцем и использование обратной связи для контроля положения, что позволяет выполнять программируемые реабилитационные упражнения.

#### *Библиографический список*

1. Николаев В.А., Николаев А.А. Инсульт: статистика и динамика заболеваемости в России. // Менеджер здравоохранения. 2025. №6. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/insult-statistika-i-dinamika-zabolevaemosti-v-rossii> (дата обращения: 06.11.2025).
2. Реабилитация двигательной активности пациентов в постинсультном периоде: практическое руководство для врачей / В.Я. Латышева, Д.А. Чечетин, Н.М. Ядченко, О.А. Иванцов, В.В. Федоров, А.С. Барбарович, А.Е. Филостин, Н.М. Иванова. – Гомель: ГУ «РНПЦ РМиЭЧ», УО «ГГМУ», 2015. – 78 с..

УДК 615.47:004.93

### **СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ФОНОКАРДИОГРАММЫ**

Д.А. Мягков, О.В. Мельник

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

*Рассматривается система для регистрации и исследования фонокардиограммы на основе датчика акустических сигналов и функционального тракта обработки.*

**Ключевые слова:** *фонокардиография, звуки сердца, акустический сигнал, микрофон.*

### **SYSTEM FOR STUDYING THE PARAMETERS OF THE PHONOCARDIOGRAM**

D.A. Myagkov, O.V. Melnik

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

*The article considers a system for recording and studying the phonocardiogram based on an acoustic sensor and a functional signal-processing path.*

**Keywords:** *phonocardiography, heart sounds, acoustic signal, microphone.*

Регистрация акустических проявлений сердечной деятельности остаётся важной задачей функциональной диагностики, поскольку звуки сердца отражают работу клапанного аппарата, движение крови и механические процессы внутри миокарда. В основе фонокардиографии лежит преобразование вибраций грудной клетки в электрический сигнал, что позволяет объективно исследовать параметры сердечных тонов и шумов [1]. Наиболее значимыми диагностическими элементами фонокардиограммы являются первый и второй тоны сердца, а также возможные дополнительные звуковые компоненты, возникающие при нарушениях клапанной функции и изменении гемодинамики [2].

Необходимость разработки простых и надёжных систем для регистрации фонокардиограммы обусловлена тем, что классическая аускультация остаётся субъективным методом и зависит от опыта специалиста. Цифровая регистрация акустического сигнала обеспечивает возможность последующего анализа, сравнения данных и визуализации, что повышает точность интерпретации. Кроме того, появление малогабаритных датчиков и доступных микроконтроллеров позволяет создавать компактные устройства, пригодные для использования как в лабораторной среде, так и при обучении студентов основам биомедицинской диагностики [3].

Современные электронные средства для регистрации фонокардиограммы включают в себя датчики акустических колебаний, аналоговые тракты усиления и фильтрации, а также узлы цифрового преобразования сигнала. Правильное выделение физиологически значимого диапазона частот, поддержание достаточной чувствительности и подавление помех являются ключевыми факторами, влияющими на качество получаемой фонокардиограммы. Благодаря развитию элементной базы и высокоточным операционным усилителям становится возможным получение сигнала, пригодного для дальнейшей обработки без существенных искажений.

Разрабатываемая система предназначена для исследования параметров фонокардиограммы с использованием датчика акустических вибраций и функционального тракта обработки, обеспечивающего усиление, фильтрацию и преобразование сигнала. Устройство ориентировано на получение информативных данных о звуках сердца, что позволяет применять его в учебных целях, лабораторных исследованиях и для изучения особенностей акустической картины сердечной деятельности. Данное решение сочетает простоту конструкции и достаточный уровень технических характеристик для регистрации основных компонентов фонокардиограммы.

### **Устройство для регистрации фонокардиограммы**

Разрабатываемая система предназначена для получения информативного акустического сигнала сердца и последующего исследования его параметров. Основой работы устройства является преобразование механических колебаний грудной клетки, возникающих при открытии и закрытии клапанов сердца, в электрический сигнал, пригодный для дальнейшей обработки. Для этих целей используется датчик акустических вибраций, обеспечивающий

необходимую чувствительность в диапазоне частот, характерных для тонов и шумов сердца.

Полученный сигнал имеет малую амплитуду и содержит широкий спектр помех, поэтому следующими этапами являются его усиление и частотная селекция. Усилительный каскад обеспечивает повышение уровня сигнала до величин, позволяющих корректно осуществлять последующее преобразование. Фильтрация направлена на выделение физиологически значимого диапазона фонокардиограммы и подавление низкочастотных дрейфов, сетевых наводок и высокочастотных артефактов [2]. Такой подход позволяет повысить отношение сигнал/шум и сохранить характерную форму акустических компонентов.

После предварительной обработки сигнал поступает на микроконтроллер, который выполняет его преобразование в цифровую форму. Использование встроенного аналого-цифрового преобразователя обеспечивает достаточное разрешение и стабильность регистрации. Цифровой сигнал далее передается на персональный компьютер или индикационный модуль для отображения в реальном времени, хранения и анализа. Таким образом, устройство реализует полный цикл преобразования — от улавливания механических колебаний до визуализации основных элементов фонокардиограммы.

На рис. 1 представлена функциональная схема системы, демонстрирующая последовательность прохождения сигнала через основные блоки устройства и отражающая общую структуру измерительного тракта.

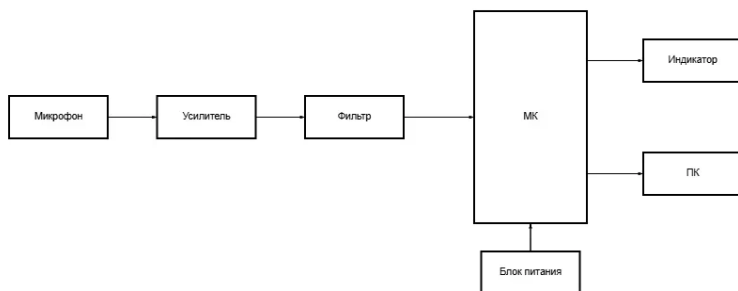


Рис. 1 – Функциональная схема устройства для регистрации фонокардиограммы

Представленная схема отражает базовую последовательность преобразования акустического сигнала сердца в электрическую форму, пригодную для дальнейшего анализа. На первом этапе микрофон преобразует механические колебания грудной клетки в электрический сигнал малой амплитуды. Усилительный каскад обеспечивает необходимое повышение уровня сигнала и формирование условий для корректной последующей обработки. Далее сигнал проходит через фильтр, который выделяет

частотный диапазон, характерный для фонокардиограммы, и подавляет сторонние помехи.

Микроконтроллер выполняет аналого-цифровое преобразование усиленного и отфильтрованного сигнала, обеспечивая его дискретизацию с заданной частотой и разрядностью [3]. Полученные данные передаются на персональный компьютер или индикационный модуль, где могут быть отображены в виде фонокардиограммы и использованы для оценки основных параметров сердечных тонов. Такая структура позволяет обеспечить устойчивую регистрацию акустических компонентов и минимизировать влияние внешних факторов, оказывающих воздействие на качество измерений.

### **Программная оценка параметров фонокардиограммы**

Программная часть системы реализована в среде визуального программирования LabVIEW и предназначена для анализа данных, поступающих от микроконтроллера. В программе выполняется последовательная обработка массива цифровых отсчётов, включающая фильтрацию, выделение информативных компонент и вычисление основных временных и амплитудных параметров фонокардиограммы.

На первом этапе производится получение данных: на вход программы поступает звуковой файл формата .wav, содержащий зарегистрированный акустический сигнал сердца. Далее выполняется выделение рабочего сигнала, который в соответствии с методикой исследования анализируется одновременно в нескольких частотных диапазонах. Для этого используется набор полосовых фильтров Баттерворта 2-го порядка, реализованных программными средствами LabVIEW [4]. Формируются следующие каналы: низкочастотный (5–70 Гц), среднечастотный (40–400 Гц), высокочастотный (250–1000 Гц), а также аускультативный канал (100–400 Гц) и канал полного частотного диапазона. Такое разбиение позволяет отдельно рассматривать различные элементы фонокардиосигнала, включая тоны сердца и возможные шумовые компоненты.

После фильтрации реализуется механизм коммутации каналов, позволяющий пользователю выбирать один из них для анализа. На выбранный канал подаются инструменты визуализации: временная диаграмма фонокардиограммы и её спектральное представление, которое формируется с использованием быстрого преобразования Фурье. Спектр позволяет оценить распределение энергии акустического сигнала по частотам и выявить специфические особенности его структуры [3].

Для автоматической оценки параметров фонокардиограммы используется функция обнаружения пиков. Программа анализирует форму сигнала, определяет локальные максимумы в соответствующих участках и выделяет пики, относящиеся к I, II, III и IV тону. Для каждого обнаруженного пика рассчитываются амплитуда и временные интервалы между последовательными компонентами. На основе этих данных программа вычисляет ряд показателей сердечного цикла: частоту сердечных

сокращений, интервалы между основными тонами, относительную продолжительность фаз сердечного цикла, а также параметры, характеризующие амплитудный профиль сердечных звуков. Все вычисленные значения автоматически отображаются в числовой форме и представлены в таблице на лицевой панели [4].

Графическая часть программы включает отображение исходной фонокардиограммы, выбранного фильтрованного канала, спектра и рассчитанных параметров. Пользователь может визуальнo оценивать форму сердечных тонов, сравнивать различные каналы, анализировать изменение характеристик сигнала и выявлять наличие шумов. Таким образом, программный модуль обеспечивает комплексную количественную и качественную оценку фонокардиограммы, расширяя возможности исследования по сравнению с простой визуальной аускультацией и позволяя более полно анализировать особенности акустической картины сердечной деятельности.

#### *Библиографический список*

1. Бокерия Л. А., Алехин М. Н. Вариабельность сердечного ритма и акустические методы диагностики. — Москва: НМИЦ ССХ им. А. Н. Бакулева, 2015. — 128 с.
2. Калакутский Л. И., Молчков Е. В., Бахтинов П. И. Фотоплетизмограф для клинического мониторинга сердечного ритма // *Известия ЮФУ. Технические науки*. — 2012. — №11 (136). — С. 140–147.
3. Кулаков В. П., Молчанов В. В., Чичков А. И. Медицинская аппаратура: учебник для вузов. — Москва: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2018. — 352 с.
4. Сидоренко И. В., Агеев С. М. Методы регистрации и анализа биомедицинских сигналов: учебное пособие. — Санкт-Петербург: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016. — 96 с.

УДК 615.47:004.93

### **ИССЛЕДОВАНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОГО ЭКГ-КАНАЛА**

А.Р. Юсупова, О.В. Мельник

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

*Рассматривается помехоустойчивый ЭКГ-канал измерительно-диагностической системы с выделением и вычитанием изолинии.*

**Ключевые слова:** электрокардиография (ЭКГ), электрокардиографический прибор, регистрация сердечной активности, частота сердечных сокращений, форма зубцов ЭКГ, калибровка ЭКГ.

### **RESEARCH OF AN INTERFERENCE-RESISTANT ECG CHANNEL**

A.R. Yusupova, O.V. Melnik

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

*The article considers an interference-resistant ECG channel of a measuring and diagnostic system with isoline extraction and subtraction.*

**Keywords:** *electrocardiography (ECG), electrocardiographic device, registration of cardiac activity, heart rate, ECG waveforms, ECG calibration.*

Электрокардиография остаётся одним из наиболее информативных и безопасных методов оценки состояния сердечно-сосудистой системы. Она позволяет выявлять признаки ишемии, аритмий, нарушений проводимости и других патологий на основании анализа формы, амплитуды и временных характеристик зубцов и интервалов ЭКГ. Даже незначительные отклонения от нормы в конфигурации сигналов могут указывать на клинически важные изменения, требующие дальнейшего обследования и назначения лечения. Именно это делает ЭКГ незаменимым инструментом современной медицины — как в клинической, так и в амбулаторной, спортивной и ветеринарной практике [1].

Однако на практике надёжная регистрация ЭКГ-сигнала возможна не всегда. На сегодняшний день в области медицинской электроники ведётся активная разработка новых измерительно-диагностических систем, однако большинство коммерчески доступных решений рассчитано на лабораторные условия и стабильную электрическую обстановку. При этом во многих реальных ситуациях — при мониторинге вне клиники, в полевых условиях, у животных — часто возникает проблема нестабильного ЭКГ-сигнала. Это связано с воздействием различного рода помех: сетевых наводок, дыхательных движений, смещения электродов или нестабильного контакта с кожей. Одним из наиболее выраженных искажений является дрейф изолинии — медленное смещение базового уровня, нарушающее структуру сигнала и затрудняющее его интерпретацию [2, 3].

В связи с этим возрастает потребность в создании помехоустойчивых ЭКГ-каналов, способных не только эффективно подавлять внешние и внутренние искажения, но и компенсировать смещение изолинии. Одним из наиболее надёжных решений является реализация цифрового алгоритма выделения и вычитания базовой линии, позволяющего сохранить амплитудную и временную структуру кардиоцикла. Такая технология особенно актуальна для использования в портативных устройствах, где недоступны высококласные фильтрационные схемы, а также при регистрации ЭКГ у животных, пациентов в движении или в условиях нестабильной электроконтактной среды.

Для реализации ЭКГ-канала предложен вариант структурной схемы системы (рис. 1) с учетом рекомендаций алгоритмов обработки сигналов в биомедицинской технике [4].

Работа аппаратно-программной части устройства включает следующие шаги по обработки данных. Электроды снимают данные с биообъекта, проходят через инструментальный усилитель, фильтр нижних частот, фильтр

верхних частот, режекторный фильтр и неинвертирующий сумматор, сигнал поступает на блок АЦП в микроконтроллере и передаются на ЭВМ(ПК) с помощью блока Bluetooth микроконтроллера.

Программирование МК происходит при помощи разъема через специальную микросхему. С помощью программы LabView определяются требуемые показатели и выводятся на экран. Блок питания выполнен в виде USB разъема с DC/DC преобразователями (включающими в себя гальваническую развязку).

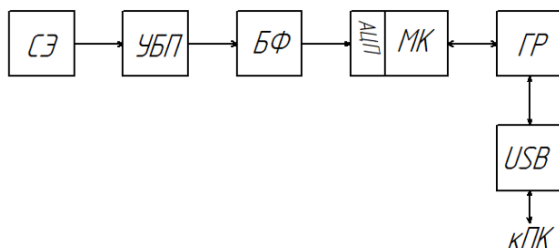


Рис. 1 – Структурная схема помехоустойчивого ЭКГ-канала

Применение виртуальных приборов позволяет повысить степень наглядного представления данных и результатов (рис. 2).

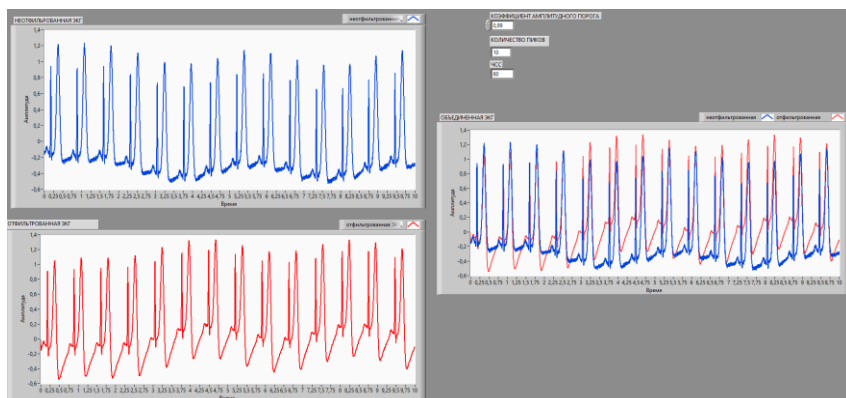


Рис. 2 – Экраны работы виртуального прибора AN INTERFERENCE-RESISTANT ECG CHANNEL

Последовательность операций начинается с загрузки предварительно сохранённого ЭКГ-файла через модуль Read From Measurement File. На этом этапе сигнал подаётся в цифровой формат, при этом извлекается временной шаг дискретизации  $dt$ , необходимый для вычисления частоты дискретизации  $F_s = 1/dt$ , что в дальнейшем влияет на параметры цифровых фильтров.

Полученный необработанный сигнал направляется сразу в несколько блоков. Первый путь ведёт на индикатор, отображающий исходную форму сигнала без фильтрации — это необходимо для наглядной оценки исходных искажений, артефактов и шумов. Одновременно копия сигнала проходит цепочку фильтрации, где применяются три отдельных фильтра.

Первым активируется высокочастотный фильтр (ФВЧ), задачей которого является устранение компонентов низкой частоты, возникающих, например, из-за дыхания или нестабильного контакта с электродами. Частота среза обычно выбирается около 0.5 Гц, что позволяет удалить медленные колебания и стабилизировать базовый уровень сигнала.

Следующим используется узкополосный режекторный фильтр, предназначенный для компенсации синфазной электромагнитной наводки от сети 50 Гц. Такая помеха является наиболее распространённой в медицинских устройствах, работающих вблизи бытового оборудования. Фильтр срезаёт узкий диапазон частот, не затрагивая основную форму ЭКГ-сигнала.

Третий компонент цепи — это фильтр нижних частот (ФНЧ), устраняющий высокочастотные искажения, в том числе вызванные активностью скелетных мышц или переходными процессами в электронике. Частота отсечки обычно составляет 100–150 Гц. Все фильтры работают параллельно, обрабатывая один и тот же сигнал.

Результаты работы фильтров объединяются, формируя очищенный сигнал. Он отображается в отдельном окне на графике "Отфильтрованная ЭКГ", что позволяет провести визуальное сравнение до и после фильтрации. Это даёт возможность убедиться в эффективности обработки.

Следующим этапом служит выделение изолинии — условного нулевого уровня сигнала, с которым сравниваются амплитуды зубцов. Даже после фильтрации изолиния может быть подвержена дрейфу, поэтому она вычисляется либо с помощью скользящего среднего, либо адаптивными методами, а затем вычитается из основного сигнала. Этот шаг необходим для корректного распознавания морфологии, особенно при анализе зубцов Р и Т, которые могут быть слабо выражены.

После стабилизации базового уровня запускается алгоритм поиска пиков, основанный на пороговой амплитудной детекции. Пользователь задаёт порог в процентах от максимума, и каждый пик, превышающий этот уровень, фиксируется как R-зубец. Далее блок подсчитывает их количество и временные интервалы между ними.

Расчёт частоты сердечных сокращений (ЧСС) осуществляется по формуле:

$$\text{ЧСС} = \frac{60 \cdot N}{T},$$

где N — количество зарегистрированных пиков, T — продолжительность анализа в секундах. Таким образом получается объективный параметр, отражающий текущий ритм сердца [1].

Итоговая структура схемы в LabVIEW обеспечивает полный функциональный цикл: от первичной загрузки сигнала и его фильтрации до анализа морфологии и подсчёта ЧСС. Каждый шаг обработки оптимизирован под условия работы с реальным биомедицинским сигналом и позволяет минимизировать влияние шумов и дрейфа, сохраняя при этом важные диагностические особенности ЭКГ.

#### *Библиографический список*

1. Забродина Н. Н., Шестакова М. В., Минцман И. И. и др. Распределение факторов риска сердечно-сосудистых заболеваний у больных с различной степенью ожирения // Кардиология. –2016. – № 12. – С. 2.
2. Мурашко В. В., Струтинский А. В. Электрокардиография: учебное пособие. — М.: Медпресс-информ, 2016. — 320 с.
3. Яковлев В. М. Клиническая электрокардиография. — М.: Медицина, 2019. — 370 с.
4. Байдов А. А., Мартынов А. И., Смирнов В. А. Алгоритмы обработки сигналов в биомедицинской технике. — М.: Бином. Лаборатория знаний, 2018. — 256 с.

УДК 612.135

### **МОНИТОРИНГ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНО-ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ПАЦИЕНТОВ С СИНДРОМОМ ОБСТРУКТИВНОГО АПНОЭ СНА С ПОМОЩЬЮ НОСИМЫХ УСТРОЙСТВ**

В.С. Янушин<sup>1</sup>, Ю.И. Локтионова<sup>1</sup>, Е.В. Жарких<sup>1</sup>, В.В. Сидоров<sup>2</sup>,  
В.К. Ворсина<sup>3</sup>, Ю.С. Кузнецова<sup>3</sup>, А.Д. Солонина<sup>3</sup>, А.Л. Калинин<sup>3</sup>,  
А.В. Дунаев<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени  
И.С. Тургенева»,

<sup>2</sup>ООО НПП «ЛАЗМА», Москва;

<sup>3</sup>Центр медицины сна Университетской клиники МНОИ МГУ имени  
М.В. Ломоносова, Москва

*Данная работа посвящена мониторингу параметров микроциркуляторно-тканевых систем организма человека с использованием распределенной системы носимых анализаторов у пациентов с нарушениями сна.*

**Ключевые слова:** микроциркуляция крови, микроциркуляторно-тканевые системы, нарушения сна, носимые устройства, лазерная доплеровская флоуметрия.

### **MONITORING THE MICROCIRCULATORY-TISSUE SYSTEM OF PATIENTS WITH OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA SYNDROME USING WEARABLE DEVICES**

V.S. Yanushin<sup>1</sup>, Yu.I. Loktionova<sup>1</sup>, E.V. Zharkikh<sup>1</sup>, V.V. Sidorov<sup>2</sup>, V.K. Vorsina<sup>3</sup>,  
Yu.S. Kuznetsova<sup>3</sup>, A.D. Solonina<sup>3</sup>, A.L. Kalinkin<sup>3</sup>, A.V. Dunaev<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>Orel state university named after I.S. Turgenev, Orel

<sup>2</sup>SPE «LAZMA» Ltd., Moscow

<sup>3</sup>Lomonosov Moscow State University Clinic, Moscow

*This study is devoted to monitoring the parameters of the human microcirculatory-tissue systems using a distributed system of wearable analyzers in patients with sleep disorders.*

**Keywords:** *blood microcirculation, microcirculatory-tissue systems, sleep disorders, wearable devices, laser Doppler flowmetry.*

Расстройства сна являются серьезной медицинской, социальной и экономической проблемой современного общества, поскольку каждый второй человек в течение жизни сталкивается с нарушениями сна разной степени тяжести [1]. На сегодняшний день «золотым стандартом» оценки состояния сна является полисомнография (ПСГ), которая обеспечивает комплексную оценку структуры сна и выявление его нарушений. Одним из распространенных нарушений сна является синдром обструктивного апноэ сна (СОАС) [2]. Пациенты с наличием СОАС регулярно испытывают гипоксию, что по ряду исследований, может быть связано с повышенным риском развития сердечно-сосудистых заболеваний [3], инсульта и когнитивных дисфункций [4]. В последние годы исследователи уделяют все большее внимание СОАС и, в частности, его взаимосвязи с сердечно-сосудистыми заболеваниями [5]. В связи с этим особый интерес вызывают исследования конечного звена системы кровообращения – микроциркуляторно-тканевых систем (МТС) организма человека во время сна. МТС представляет собой совокупность капилляров, окончаний нервных волокон, лимфатических микрососудов и клеток биологических тканей, расположенных вокруг них, и первой вовлекается в патологический процесс при различных заболеваниях. В настоящее время в научной литературе представлено ограниченное количество работ, посвящённых мониторингу параметров системы МТС в ночной период времени как здоровых добровольцев, так и пациентов с расстройствами сна. В связи с этим целью данной работы является изучение состояния МТС организма человека во время сна пациентов с диагностированным СОАС.

Оценка МТС неинвазивным способом возможна с помощью оптических методов диагностики. Одним из наиболее популярных методов исследования состояния микроциркуляции крови 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 [6]. Метод ЛДФ основан на зондировании биологической ткани лазерным излучением и регистрации рассеянного от эритроцитов света. Регистрируемым параметром является показатель микроциркуляции (ПМ) крови, определяемый в условных перфузионных единицах (пф. ед.). Колебания тканевой перфузии обусловлены результатом одновременной работы активных регуляторных механизмов: эндотелиального 0,0095–0,02 Гц, нейрогенного 0,02–0,06 Гц и миогенной

0,06–0,16 Гц природы, а также дыхательных 0,16–0,4 Гц и сердечных 0,4–1,6 Гц [7] ритмов.

Для решения поставленной цели разработан специализированный алгоритм для многочасового мониторинга параметров МТС организма человека с использованием распределенной системы из четырёх носимых анализаторов «ЛАЗМА ПФ» (ООО НПП «ЛАЗМА», г. Москва), реализующих метод ЛДФ с длиной волны зондирующего излучения 850 нм. Анализаторы размещались симметрично на тыльной поверхности предплечий обеих рук и на внутренней поверхности голени обеих ног, что позволяет оценить регионарные особенности кровотока верхних и нижних конечностей во время сна. Одновременно с регистрацией параметров МТС производилась запись электрофизиологических параметров и SpO<sub>2</sub> на IV пальце левой руки с помощью полисомнографа «Embla N7000 PSG System» (Embla Medical hf) для определения фаз сна. В выборку вошли 30 пациентов (21 мужчина и 9 женщин, средний возраст 47±20 лет) с СОАС. В исследование были включены записи длительностью не менее 6 ч во время ночного сна без предварительной депривации сна.

В ходе выполнения работы были рассчитаны и проанализированы следующие параметры:

- средний уровень перфузии крови;
- значения амплитуд колебаний кровотока в микроциркуляторном русле.

На рис. 1 представлен пример графика изменения показателя микроциркуляции крови в области правого предплечья и уровня SpO<sub>2</sub> в течение сна.

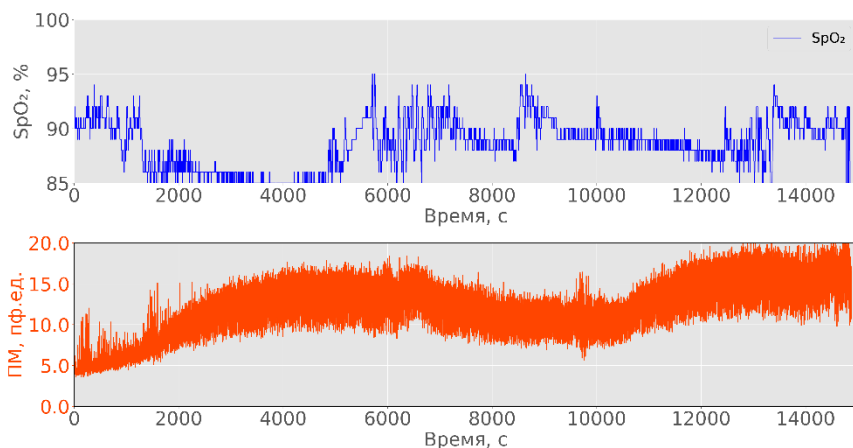


Рис. 1 – Динамика SpO<sub>2</sub> (а) и показателя микроциркуляции крови (б)

У пациентов с нарушениями сна наблюдаются низкочастотные колебания показателя микроциркуляции крови с периодом от 2 до 4 часов. При

снижении  $SpO_2$  до  $91 \pm 6\%$  во время эпизодов апноэ происходит увеличение показателя микроциркуляции крови от  $4 \pm 2$  до  $20 \pm 10$  пф. ед. на тыльной стороне предплечий и от  $3 \pm 2$  до  $17 \pm 5$  пф. ед. в коже голеней, что, возможно, отражает компенсаторную реакцию организма, направленную на поддержание кровотока в условиях гипоксии, вызванной эпизодами СОАС.

Также в качестве характерной особенности изменения амплитудно-частотного спектра сигнала ЛДФ пациентов с СОАС отмечено преобладание амплитуд колебаний в нейрогенном диапазоне, то есть снижение сосудистого тонуса, что может говорить о компенсаторном механизме при патологических изменениях. Спектры колебаний представлены на рис. 2. Наблюдаемое изменение амплитуды в нейрогенном диапазоне может быть связано с изменением дыхательного ритма пациента при СОАС, что требует дальнейшего изучения.

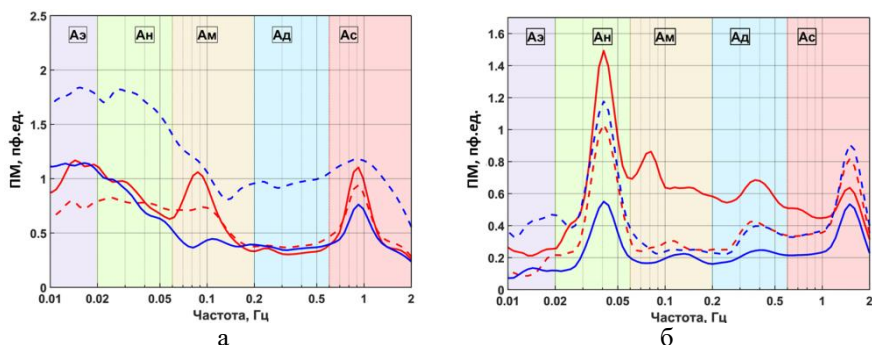


Рис. 2 – Амплитуды ритмов регуляции периферического кровообращения: здорового добровольца в области пальцев рук и пальцев ног (а); пациента с СОАС в области голеней и предплечий (б)

Таким образом, данная работа демонстрирует возможности мониторинга системы микроциркуляции крови во время сна пациентов с СОАС с помощью носимых устройств. Полученные результаты показали высокий потенциал регистрации параметров МТС во время сна, что может являться основой для диагностики и оценки эффективности терапии расстройств сна.

#### *Библиографический список*

1. Tan, M. The cost of sleep disorders: no snoring matter / M. Tan, C. Marra. // Sleep. – 2006. – Vol. 29. – №. 3. – P. 282-283.
2. Senaratna, C.V. Prevalence of obstructive sleep apnea in the general population: A systematic review / C.V. Senaratna, J.L. Perret, C.J. Lodge, A.J. Lowe, B.E. Campbell, M.C. Matheson, G.S. Hamilton, S.C. Dharmage // Sleep medicine reviews. – 2017. – Vol. 34. – P. 70-81

3. Калинин, А.Л. Кардиоваскулярные осложнения и прогностическое значение обструктивного апноэ сна / А. Л. Калинин // Доктор.Ру. – 2014. – Т.90. – № 2. – С. 72-75.
4. Ralls F. A contemporary review of obstructive sleep apnea / F. Ralls, L. Cutchen // Current opinion in pulmonary medicine. – 2019. – Vol. 25. – №. 6. – P. 578-593.
5. Quan S.F., Gersh B.J. Cardiovascular consequences of sleep-disordered breathing: past, present and future. Report of a Workshop from the National Center on Sleep Disorders Research and the National Heart, Lung, and Blood Institute. Circulation 2004; 109: 951–957.
6. Дунаев, А.В. Мультимодальная оптическая диагностика микроциркуляторно-тканевых систем организма человека: монография / А. В. Дунаев. – Старый Оскол: ТНТ, 2022. – 440 с.
7. Крупаткин, А.И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелинейность / А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров // Руководство для врачей. – М.: 2-е изд. «ЛЕНАНД», 2016. – 496 с

УДК 621.317.616

# **АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ КАРТЫ ПЛОТНОСТЕЙ КУЛЬТИ ПРИ ПОМОЩИ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Д.В. Рыжакова, А.А. Подоксенов

ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический  
Университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

*Протезирование конечностей является одной из наиболее динамично развивающихся областей современной реабилитационной медицины. Необходимыми параметрами для создания культеприемной гильзы являются уровень отечности и плотность участков ампутированной конечности. В данной работе представлена концепция аппаратно-программного комплекса для оценки морфологии тканей культи на основе электроимпедансной томографии. Разработана структурная схема прибора, позволяющего строить карту распределения проводимостей.*

**Ключевые слова:** импеданс, культя, карта проводимости.

## **HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX FOR BUILDING A STUMP DENSITY MAP USING ELECTROIMPEDANCE TOMOGRAPHY**

D.V. Ryzhakova, A. A. Podoksenov

Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I.  
Ulyanov (Lenin), Saint Petersburg

*Limb prosthetics is one of the most dynamically developing areas of modern rehabilitation medicine. The necessary parameters for creating a prosthetic socket include the level of swelling and the density of the amputated limb's tissues. This paper presents the concept of a hardware and software system for assessing stump tissue morphology using electrical impedance tomography. A structural diagram of the device, which allows for the construction of a conductivity distribution map, has been developed.*

**Keywords:** *impedance, stump, conductivity map.*

**Введение.** Культи конечности – это часть конечности или её сегмента, которая сохранилась после ампутации, экзартикуляции, или травмы. В постоперационный период в культе происходят процессы перестройки и приспособления к новым функциональным условиям, включающие в себя изменения в подкожной клетчатке и атрофирование мышечной ткани.

Ключевая задача специалистов заключается в создании культеприемной гильзы, обеспечивающей физиологическое перераспределение давления. Это достигается формированием зон нагрузки на устойчивых участках и зон разгрузки для минимизации воздействия на проблемные области. Среди факторов, влияющих на форму гильзы можно выделить:

- Зоны рубцевания (участки соединительной ткани, образующиеся на месте повреждения кожи);
- Уплотнения (скопление серозной жидкости в подкожной клетчатке в области послеоперационного шва);
- Атрофированные ткани;
- Области отеков.

В настоящее время основными методами диагностики состояния культи являются пальпация и визуальный осмотр, что исключает возможность дистанционной работы протезиста. Использование 3D-сканирования, позволяющего построить геометрическую модель культи, не предоставляет достаточной информации о морфологии тканей, а значит, не является самостоятельным методом. В данной статье предложена концепция аппаратно-программного комплекса, решающего эту проблему посредством построения карты распределения проводимостей и совмещения ее с 3D моделью культи, полученной с помощью сканера.

**Описание методики.** В основе технологии прибора лежит измерение биоимпеданса. Для биологического объекта импеданс носит составной характер  $Z=Z(R,X)$ . Его активная составляющая  $R$  связана, в первую очередь, с проводимостью внутренних жидких сред, являющихся электролитами. Реактивная компонента  $X$  определяется емкостными свойствами исследуемой ткани, в частности, емкостью биологических мембран [1].

Удельная электропроводность тканей напрямую зависит от содержания воды. Отёчные участки проводят ток лучше, чем рубцовые, уплотнённые или атрофированные зоны, тем самым можно косвенно судить о плотности

тканей. Это поможет идентифицировать проблемные зоны на карте проводимостей.

В табл. 1 приведены средние значения и доверительные интервалы удельных сопротивлений тканей с уровнем значимости 5% [2].

Таблица 1 – Удельное сопротивление: средние и доверительные интервалы

Ткань	Среднее значение, Ом·м	95% доверительный интервал, Ом·м
Берцовая кость (cortical)	4,64	3,6 – 5,97
Берцовая кость (cancellous)	176	123 – 252
Жир	38,5	30,5 – 48,7
Кожа	3,29	2,55 – 4,24
Кость	$1,24 \cdot 10^6$	$(0,91 – 1,69) \cdot 10^6$
Кровь	1,51	1,20 – 1,91
Мышцы (вдоль волокон)	2,40	1,55 – 3,72
Мышцы (поперек волокон)	6,75	4,35 – 10,5

**Электроимпедансная томография (ЭИТ)** – метод медицинской диагностики, при котором через биологические ткани и органы пропускается слабый переменный ток, а матрица из электродов измеряет локальное сопротивление в десятках участков. Затем по измеренным значениям строится карта проводимости.

На сегодняшний день основными областями применения электроимпедансных томографов является мониторинг вентиляции легких и исследования злокачественных опухолей в маммологии [3,4]. Однако адаптация данной технологии для задач протезирования, в частности, для создания карты проводимостей культи не имеет серийных аналогов.

С помощью многоэлектродной системы, расположенной на культе, и генератора сигналов через участки тканей пропускается электрический ток с заданной амплитудой, формой и частотой. Отведения матрицы электродов формируются по биполярной схеме: с помощью каждой пары сначала генерируется сигнал, затем измеряется разность потенциалов между ними. Стабилизатор не допускает превышения тока выше заданного значения. Коммутатор обеспечивает выбор отведения для подачи/снятия напряжения. Сигнал, снятый с токовых электродов, фильтруется от помех и усиливается. Блок детектирования состоит из 2 синхронных детекторов, постоянные напряжения с выходов которых, пропорциональны активной и реактивной составляющей импеданса. Оцифрованный сигнал поступает на микроконтроллер, где происходит его обработка. Микроконтроллер через плату интерфейса (преобразователь уровней) обеспечивает согласование логических уровней и передачу данных на персональный компьютер. На ПК специализированное программное обеспечение выполняет

визуализацию распределения импеданса по поверхности культи и накладывает её на имеющийся 3D-скан. Для обеспечения электробезопасности пациента вся измерительная часть прибора имеет гальваническую развязку от питающей сети.

**Техническое решение.** На рис. 1 представлена структурная схема прибора.

**Вывод.** В данной работе был проведен анализ проблем диагностики состояния культи в современном протезировании. Была предложена концепция аппаратно-программного комплекса на основе электроимпедансной томографии, разработаны его алгоритм функционирования и структурная схема, позволяющие совмещать карту проводимости с 3D-моделью культи.

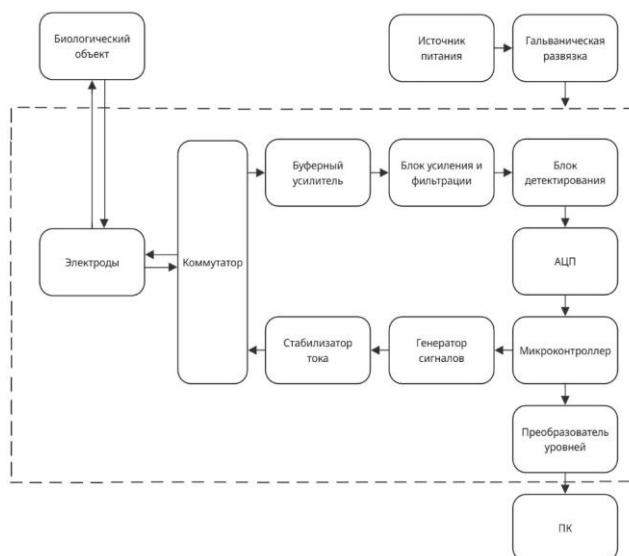


Рис. 1 – Структурная схема прибора

### *Библиографический список*

1. А.М.Тихомиров Импеданс биологических тканей и его применение в медицине // Российской государственный медицинский университет, 2006
2. Faes T.J.C., Van der Meij H.A., De Heethaar R.M. The electric resistivity of human tissues (100 Hz – 10MHz): a meta-analysis of review studies // Physiol. Meas. 1999. Vol.20 P.R1 -R10
3. М.Н. Киреева, В.А. Солодкий, Н.И. Рожкова, М.В. Ермощенко Развитие метода электроимпедансной томографии в маммологии// Вестник РНЦРР МЗ РФ N12

4. Аксельрод Б.А., Пшеничный Т.А., Титова И.В. Электроимпедансная томография легких в практике анестезиолога. Анестезиология и реаниматология. 2017; 62(1): 43-46
5. Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев. Биоимпедансный анализ состава тела человека // Д.В. — М. : Наука, 2009. — 392 с.
6. Е. В. Мирошниченко Электроимпедансная компьютерная томография // ИЛПИ НТЦ «Техноцентр» ТРТУ
7. А. Ю. Грачев, О. В. Карпанин, Е. А. Печерская Аппаратно-программный комплекс для автоматизированных измерений биоимпеданса // / Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2017. – № 1 (21). – С. 96–108.
8. С.Д. Леонов, С.А. Образцов, Ю.В. Троицкий Измеритель биоимпеданса с определением активной и реактивной составляющих // Медицинская техника. 2011. №4 (268).

УДК 616-71

## **СИСТЕМА БЕСКОНТАКТНОГО МОНИТОРИНГА ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ СКРИНИНГОВЫХ ОБСЛЕДОВАНИЙ**

Ю.А. Борисова, С.Г. Гуржин

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

*Предложен вариант построения системы бесконтактного мониторинга процесса дыхания человека для скрининговых обследований на базе компьютера, ультразвукового датчика расстояния, микропроцессорной платформы Arduino и оригинальных виртуальных средств в среде LabVIEW. Система позволяет бесконтактно регистрировать процесс дыхания человека, проводить оперативный анализ сигнала дыхания и оценивать диагностические показатели в реальном масштабе времени.*

**Ключевые слова:** бесконтактный мониторинг процесса дыхания, ультразвуковой датчик, скрининговые обследования, оперативный анализ сигнала дыхания, диагностические показатели, виртуальные приборы в среде LabVIEW.

## **A CONTACTLESS HUMAN BREATHING MONITORING SYSTEM FOR SCREENING EXAMINATIONS**

Yu.A. Borisova, S.G. Gurzhin

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

*A design option for constructing a contactless monitoring system for human respiration for screening examinations is proposed, based on a computer, an ultrasonic distance sensor, an Arduino microprocessor platform, and original*

*virtual tools in the LabVIEW environment. The system enables contactless recording of human respiration, real-time analysis of the respiratory signal, and evaluation of diagnostic indicators in real time.*

**Keywords:** *contactless respiratory monitoring, ultrasonic sensor, screening examinations, real-time analysis of the respiratory signal, diagnostic indicators, virtual instruments in the LabVIEW environment.*

На сегодняшний день одним из самых используемых физиологических методов исследования функционального состояния человека является **пневмография**, т.е. графическая регистрация движений его грудной клетки во время процесса дыхания [1-3]. Однако традиционная пневмография ограничивается количественной оценкой лишь одного параметра дыхания – **частоты**, которая определяется как среднее значение за выбранный промежуток времени, что справедливо только при регулярном ритме дыхания. Поскольку все возможные изменения функционального состояния организма сопровождаются нарушением ритмичности дыхания, то частота, как диагностический показатель, становится малоинформативным.

При проведении массовых скрининговых обследований людей, когда требуется быстро и за короткие интервалы времени произвести объективную, достоверную и точную оценку функционального состояния человека, необходимо, прежде всего, применение новых количественных методов анализа, измерения и оценивания ритмичности дыхания.

Проведенный обзор литературных источников выявил, по крайней мере, три подхода и метода математического анализа процесса дыхания [1-3]:

1. Согласно источнику [1], дыхательный процесс рассматривается как регулярный периодический сигнал со стохастическими вариациями параметров. Предполагается, что данные вариации носят случайный характер и статистически независимы друг от друга. Указанное допущение и результаты ряда экспериментов позволили создать теоретическую основу для применения методов математического анализа, аналогичных аппарату статистического исследования вариабельности сердечного ритма (BCP).

2. В альтернативной методологии, изложенной в источнике [2], последовательность возникновения дыхательных циклов интерпретируется как взаимосвязанная цепь событий. Принципиальным отличием данного подхода является положение о том, что длительность каждого дыхательного цикла представляет собой детерминированную, а не случайную величину, обладающую значительным диагностическим потенциалом.

3. Третий метод, используемый для оперативной количественной оценки психоэмоционального состояния человека, предложенный немецким психологом Густавом Штеррингом в 1906 году, был реализован и апробирован авторами работы [3]. Метод основывается на измерении длительности каждого дыхательного цикла динамического ряда и его фаз – вдох и выдох с последующим определением и анализом их временных соотношений.

Для подтверждения работоспособности известных методов оценки функционального состояния человека, и возможности их эффективного применения в скрининговых обследованиях разработана структурная схема системы бесконтактного мониторинга процесса дыхания (рис. 1).

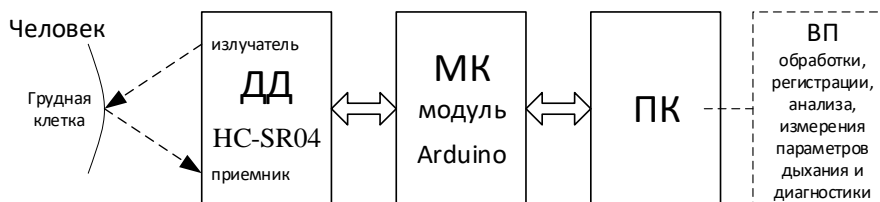


Рис. 1 – Система бесконтактного мониторинга процесса дыхания

Система состоит из ультразвукового датчика дыхания (ДД) HC-SR04 [4], микроконтроллерного (МК) модуля Arduino [5], персонального компьютера (ПК) и программ виртуальных приборов (ВП) обработки, регистрации, анализа, измерения параметров дыхания и оценивания диагностических показателей.

На рис. 2 представлены ДД, модуль Arduino и приставка к ПК, в которой они размещены.



Рис. 2 – Датчик дыхания, модуль Arduino и приставка к ПК

Практическое использование ультразвукового датчика HC-SR04 для регистрации процесса дыхания пациента во время сеанса магнитотерапии подтверждено положительными результатами, полученными в работе [6].

Планируется создание макетного образца аппаратной части системы, где ДД и модуль Arduino исполнены в виде приставки к ПК, соединенную с ним USB кабелем (рис. 2) и которую врач может легко ориентировать на столе относительно грудной клетки обследуемого, сидящего на стуле.

В качестве чувствительных диагностических показателей, которые предлагается использовать в разрабатываемой системе для оперативной оценки текущего функционального состояния человека можно выделить:

1. Согласно 1-го метода [1] – *индекс напряжения* регуляторных

систем организма, который комплексно характеризует их состояние и активность

$$ИИ = \frac{АМо}{2Мо \cdot V},$$

где  $Мо$  (мода) – наиболее часто встречающееся в анализируемом динамическом ряде значение интервала дыхания (ИД),  $АМо$  (амплитуда моды) – количество ИД, соответствующих значению моды, и отнесенные к анализируемому объему выборки,  $V$  (вариационный размах) – разность между максимальной и минимальной длительностями ИД в анализируемом динамическом ряде или  $V = \tau_{ИД \max} - \tau_{ИД \min}$ .

2. Согласно 2-го метода [2] – **неравномерность ритма дыхания** характеризует уровень «напряженности» работы дыхательного центра по изменению длительностей ИД на анализируемом отрезке времени

$$ИД = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} \frac{|\tau_{ИДi} - \tau_{ИДi+1}|}{\tau_{ИДi} + \tau_{ИДi+1}} \cdot 100\%,$$

где  $\tau_{ИДi}$  – длительность  $i$ -го ИД,  $i$  – порядковый номер ИД,  $n$  – число анализируемых ИД.

Показатель очень чувствителен к разного рода внешним воздействиям.

3. Согласно 3-го метода [3] – **коэффициент Штерринга**, который определяется на каждом ИД как отношение длительности вдоха к длительности ИД

$$K_{Ш} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} \frac{\tau_{вдохi}}{\tau_{ИДi}},$$

где  $\tau_{вдохi}$  – длительность фазы вдоха  $i$ -го ИД.

Медицинские исследования ряда ученых показали, что дыхательные колебания при различных функциональных состояниях человека изменяют свои параметры и поэтому могут служить чувствительными индикаторами этих состояний.

Анализ оцениваемых показателей определил основную информативную величину процесса дыхания, которую необходимо точно измерять, это длительность ИД –  $\tau_{ИДi}$ .

Поэтому на первоначальном этапе разработки программных средств системы будут созданы программы ВП:

- непрерывной регистрации сигнала дыхания (СД) с задаваемым объемом выборки и представления СД в виде осциллограммы;
- выделения максимумов СД и регистрация их временных положений;
- измерение длительностей ИД  $\tau_{ИДi}$  между максимумами;
- формирование динамического ряда ИД.

### *Библиографический список*

1. Козырев О.А., Богачев Р.С. Использование математического анализа ритма дыхания для определения вегетативного тонуса // Вестник аритмологии, 1999. №11. С. 23-25.
  2. Вагин Ю.Е. Неравномерность ритма дыхания как показатель эмоционального напряжения // Сеченовский вестник, № 2(20). 2015. С. 13-23.
  3. Мельник О.В., Панфилова С.Ю. Перспективы использования параметров дыхательного ритма в оценке функционального состояния организма // Биомедицинская радиоэлектроника, № 6. 2016. С 21-26.
  4. Жмудь В.А., Кондратьев Н.О., Кузнецов К.А., Трубин В.Г., Димитров Л.В. Ультразвуковой датчик измерения расстояния HC-SR04 // Автоматика и программная инженерия, №4(22). 2017. С. 18-26.
  5. Петин В.А. Проекты с использованием контроллера Arduino. – СПб.: БХВ-Петербург, 2015. – 464 с.
- Гуржин С.Г., Жулев В.И., Прошин Е.М., Шуляков А.В. Оперативная оценка функционального состояния пациента во время сеанса магнитотерапии на основе анализа процесса дыхания пациента // Биомедицинская радиоэлектроника, Т. 26. № 3. 2023. С. 6-17.

УДК 615.47

### **РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО ТРЕНИНГА СПОРТСМЕНОВ**

К.Ю. Диянова

Научный руководитель – Даминова Э.А., канд.техн.наук, доцент кафедры  
Биотехнических систем

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

*Доклад посвящен разработке концепции аппаратно-программного комплекса, предназначенного для проведения и мониторинга функционального тренинга спортсменов, с целью повышения эффективности тренировочного процесса за счет объективизации данных и обеспечения целевой обратной связи. Предложена концептуальная модель в виде структурной схемы.*

**Ключевые слова:** функциональный тренинг, аппаратно-программный комплекс, эффективность тренировочного процесса.

### **DEVELOPMENT OF A HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX FOR FUNCTIONAL TRAINING OF ATHLETES**

K.Y. Diyanova

Supervisor: Daminova E.A., PhD in Engineering, Associate Professor of the  
Department of Biotechnical Systems

Saint Petersburg Electrotechnical University LETI, Saint Petersburg

*This report focuses on the development of a hardware and software system concept for conducting and monitoring of functional training for athletes. This system is designed to measure the efficiency of the operational process, objectify data, and ensure feedback. A conceptual model is proposed in the form of a structural diagram.*

**Keywords:** *functional training, hardware and software system, training efficiency.*

Актуальность разработки данного аппаратно-программного комплекса обусловлена необходимостью перехода от субъективной оценки техники выполнения упражнений к объективному анализу мышечной активности спортсменов. В современном функциональном тренинге отсутствуют решения, позволяющие в реальном времени отслеживать активацию различных мышечных групп с помощью ЭМГ и на основе этих данных автоматически формировать индивидуальные тренировочные планы. Существующие системы чаще всего ограничиваются общей биомеханической оценкой, не предоставляя детальной информации о вкладе отдельных мышц в движение, что особенно важно для коррекции технических ошибок и профилактики травматизма [1].

Цель работы — создание аппаратно-программного комплекса для оценки мышечной активности спортсменов в процессе функционального тренинга с использованием ЭМГ-мониторинга и последующей разработки персонализированных тренировочных программ. Комплекс должен выявлять дисбалансы в работе мышц, недостаточную или избыточную активацию целевых мышечных групп, а также асимметрию между конечностями, что позволит целенаправленно развивать слабые звенья мышечного аппарата спортсмена.

Основная идея реализации заключается в создании интегрированной системы, состоящей из беспроводных ЭМГ-датчиков, размещаемых на ключевых мышечных группах, и программного обеспечения для анализа полученных сигналов. Программный модуль осуществляет количественную оценку активности мышц в различных фазах движения, определяет соотношение активации агонистов и антагонистов, выявляет отклонения от эталонных паттернов мышечной активности. На основе этого анализа система автоматически генерирует индивидуальные тренировочные планы, включающие специальные упражнения для коррекции выявленных недостатков - слабой активации целевых мышц, мышечного дисбаланса или неоптимального паттерна движения [2].

Электромиография (ЭМГ) представляет собой метод регистрации и анализа электрической активности скелетных мышц, возникающей в процессе их сокращения [4]. Физиологической основой метода то, что любое мышечное сокращение инициируется и сопровождается электрической активностью мышечных волокон — потенциалами действия. Суммарная электрическая активность, регистрируемая с поверхности кожи над мышцей (поверхностная ЭМГ) или с помощью игольчатых электродов

(внутримышечная ЭМГ), является интегральным отражением работы множества двигательных единиц (ДЕ) — функциональных единиц мышцы, состоящих из мотонейрона и иннервируемой им группы мышечных волокон [3], [4].

ЭМГ-сигнал несет в себе информацию о двух ключевых аспектах мышечной деятельности: временных параметрах и интенсивности активации. Анализ временных параметров позволяет определить моменты начала и окончания активности мышцы, длительность ее работы и последовательность включения различных мышечных групп в рамках целостного двигательного акта [3]. Интенсивность мышечного усилия количественно оценивается по амплитуде ЭМГ-сигнала. Между уровнем электрической активности и развиваемым мышечным усилием существует положительная корреляция.

Спектральный анализ ЭМГ-сигнала служит объективным индикатором развития мышечного утомления, что позволяет оптимизировать тренировочные нагрузки и режимы отдыха [3].

Для реализации АПК разработана концептуальная модель в виде функциональной схемы, представленной на рис. 1.

В основе данной модели лежит подход, при котором комплекс рассматривается как единая система, объединяющая спортсмена, аппаратные средства, программное обеспечение и тренера в целостный контур управления тренировочным процессом.

Основными блоками в данной модели являются «Аппаратный модуль», «Программное обеспечение», «Спортсмен» и «Тренер». Блок «Аппаратный модуль» включает такие атрибуты, как беспроводные ЭМГ-датчики, инерционные сенсоры (IMU) для оценки кинематики движений. Этот модуль связан с модулем «Программное обеспечение» через связь «передает данные».

Блок «Программное обеспечение» детализируется через свои ключевые атрибуты и модули. К ним относятся модуль управления тестированием, формирующий стимулы для спортсмена, модуль сбора и математической обработки данных, реализующий алгоритмы анализа ЭМГ-сигналов, модуль базы данных для хранения истории результатов и пользовательский интерфейс. Программное обеспечение связано двунаправленными связями с тренером и спортсменом, обеспечивая как отображение информации, так и сбор команд.

«Спортсмен» является центральным объектом системы и характеризуется такими атрибутами, как индивидуальный профиль, история тренировок и выявленные мышечные дисбалансы. Связь между спортсменом и аппаратным модулем является обязательной с обеих сторон, так как процесс мониторинга невозможен без их взаимодействия. «Тренер» через пользовательский интерфейс программного обеспечения получает возможность просматривать протоколы и графики, настраивать параметры тестов и формировать индивидуальный тренировочный план на основе объективных данных ЭМГ-анализа.

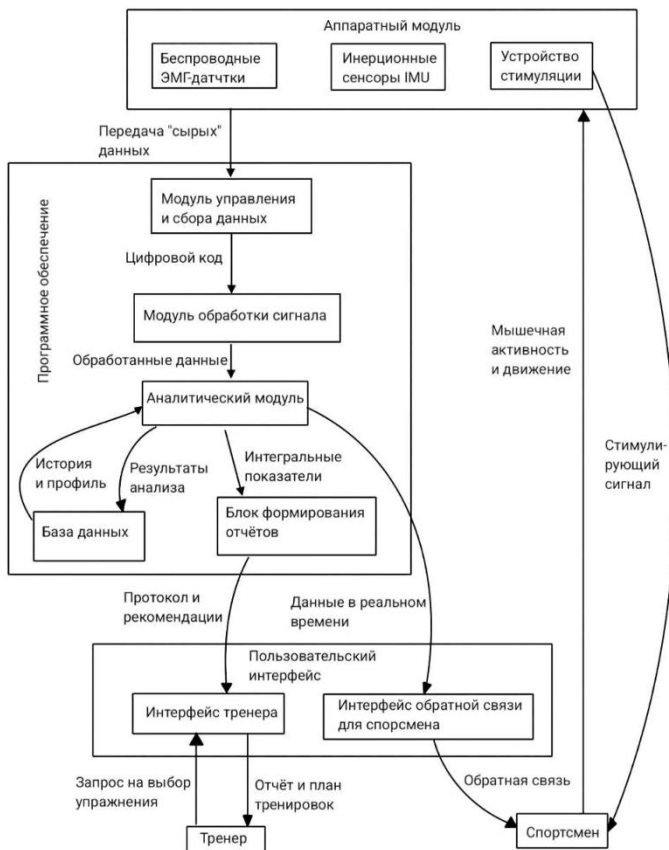


Рис. 1 – Функциональная схема аппаратно-программного комплекса

Завершающим и ключевым элементом всей концептуальной схемы является связь «Разрабатывает план», ведущая от тренера к спортсмену. Эта связь основана на результатах анализа, проведенного системой, и делает модель замкнутой и целеориентированной. Таким образом, предложенная концептуальная модель наглядно демонстрирует, как решается основная задача исследования – от сбора первичных данных об мышечной активности до формирования персонализированных рекомендаций, направленных на коррекцию выявленных функциональных недостатков спортсмена.

#### Библиографический список

1. Функциональное тестирование опорно-двигательной системы неэффективно // Ассоциация профессионалов фитнеса URL: <https://fitness->

pro.ru/biblioteka/funktsionalnoe-testirovanie-oporno-dvigatelnoy-sistemy-neeftivno/ (дата обращения: 17.10.2025).

2. ReviMotion Ревимоушен мультисенсорный тренажер активной реабилитации // Медикал Бизнес Комьюнити URL: [https://mbcmed.ru/catalog/virtualnye\\_sistemy/revimotion\\_revimoushen\\_multisensornyy\\_trenazher\\_aktivnoy\\_reabilitatsii/](https://mbcmed.ru/catalog/virtualnye_sistemy/revimotion_revimoushen_multisensornyy_trenazher_aktivnoy_reabilitatsii/) (дата обращения: 12.10.2025).

3. Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue // Frontiers in Systems Neuroscience URL: <https://www.frontiersin.org/journals/systems-neuroscience/articles/10.3389/fnsys.2022.893275/full> (дата обращения: 12.10.2025).

4. Гусев, Е. И. Неврология. - ГЭОТАР-Медиа, 2004. - 1040 с.

УДК 615.47

## **РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ НЕИНТУБИРОВАННЫХ ПОСТИНСУЛЬТНЫХ БОЛЬНЫХ**

А.А. Подоксенов, С.В. Бурченя

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет  
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

*Рассмотрены методы тензометрического и термометрического контроля дыхания, предъявляющие минимальные требования к используемому аппаратно-программному комплексу, позволяющие облегчить диагностику нарушения дыхания сна (апноэ) постинсультных больных. Разработаны конструкторское исполнение и схемотехническая реализация для создания датчика, фиксирующего изменение объема грудной клетки при циклической смене вдоха и выдоха.*

**Ключевые слова:** тензодатчик, апноэ, нарушение дыхания сна, пьезоэлемент.

## **DEVELOPMENT OF A HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR MONITORING RESPIRATORY FUNCTION IN NON-INTUBATED POST- STROKE PATIENTS**

S.V. Burchenya, A.A. Podoksenov

Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I.  
Ulyanov (Lenin)

*The article examines strain gauge and thermometric methods for respiratory monitoring that impose minimal requirements on the used hardware and software complex. Their application facilitates the diagnosis of sleep-disordered breathing (apnea) in post-stroke patients. The design and circuit implementation of a sensor*

for recording changes in the thoracic cage volume during the cyclic alternation of inhalation and exhalation have been developed.

**Keywords:** strain gauge, apnea, sleep-disordered breathing, piezoelectric element.

## Введение

Церебральный инсульт остается одним из ведущих заболеваний, приводящих к летальному исходу [5]. Согласно прогнозам, общемировая численность пациентов с данным диагнозом продолжит рост [4]. При этом 86 % пациентов сталкиваются с серьезными осложнениями [5], среди которых: нарушения дыхательной системы, изменяющие структуру сна [3]. Данные симптомы провоцируют вторичные осложнения, что существенно ухудшает качество жизни пациентов, сокращает ее продолжительность и негативно сказывается на темпах и качестве реабилитации. Ранняя диагностика апноэ при остром нарушении мозгового кровообращения позволяет своевременно реагировать на данный фактор риска, что в конечном итоге облегчает течение болезни и снижает долгосрочный риск повторного инсульта.

## Структурная схема

Анализ существующих методов контроля дыхания показал, что тензометрические и термометрические датчики предъявляют минимальные требования к используемому АПК, упрощая диагностику и делая ее доступнее. Для реализации неинвазивного контроля дыхательной функции неинтубированных постинсультных больных была разработана структурная схема, представленная на рис. 1:

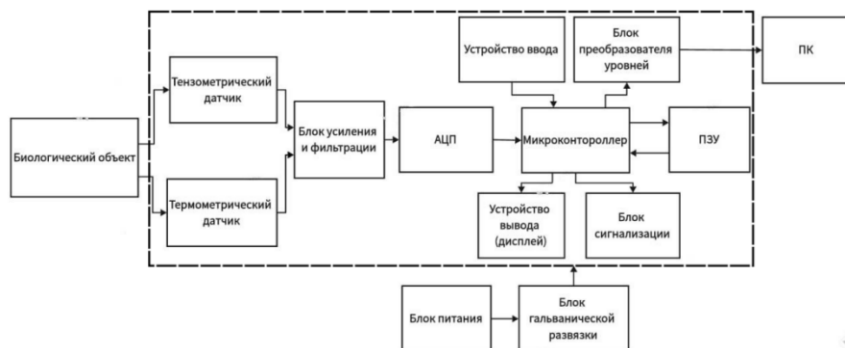


Рис. 1 – Структурная схема аппаратно-программного комплекса для контроля дыхательной функции неинтубированных постинсультных больных

### Конструкторское решение

Аналогово-программный комплекс фиксирует 2 сигнала, получаемых тензометрическим и термометрическим датчиками. В основе сенсора, фиксирующего дыхательные движения грудной клетки, лежит пьезоэлемент. Деформация диэлектрика индуцирует его электрическую поляризацию[1]. На рис. 2 зафиксировано изменение потенциала пьезоэлемента при периодическом воздействии.

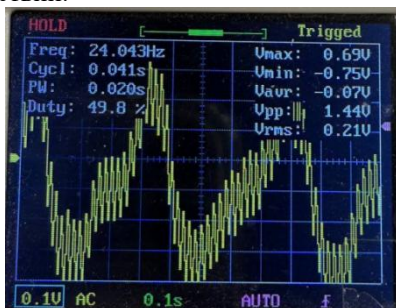


Рис. 2 – Сигнал с пьезоэлемента на железном диске при механическом воздействии

Для регистрации изменений объема грудной клетки был смоделирован и изготовлен корпус прибора, представленный на рис. 3, который позволяет преобразовывать дыхательные движения в сконцентрированное механическое воздействие на пьезоэлемент.

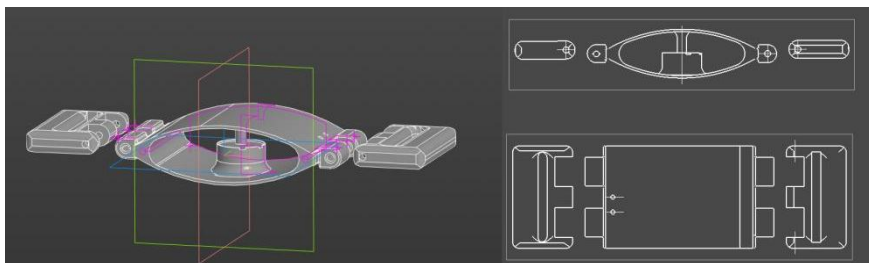


Рис. 3 – 3D модель и чертеж конструкции в КОМПАС-3D

Изменение объема грудной клетки преобразуется в поступательное движение поршня корпуса относительно пьезоэлектрика, что создает разность потенциалов, пропорциональную дыхательному усилию. Общий вид конструкции, закреплённой на пациенте, представлен на рис. 4.

### Схемотехническое решение

Генерируемый пьезоэлементом выходной сигнал, показанный на рис. 2, не может быть использован напрямую ввиду высокого уровня помех, нестабильной амплитуды, выходящей за пределы опорного напряжения, способной повредить АЦП. Для преобразования данного сигнала в

стабильный выходной сигнал, пригодный для анализа, был разработан блок усиления и фильтрации. На рис. 5 представлен сигнал, зарегистрированный при дыхательных движениях после обработки ФНЧ с частотой среза 10 Гц. Выбор данной частоты обусловлен тем, что она значительно превышает максимальную частоту дыхания – 1 Гц. Такая разница необходима для минимизации ослабления полезного сигнала в полосе пропускания.



Рис. 4 – Конструкция, закрепленная на пациенте

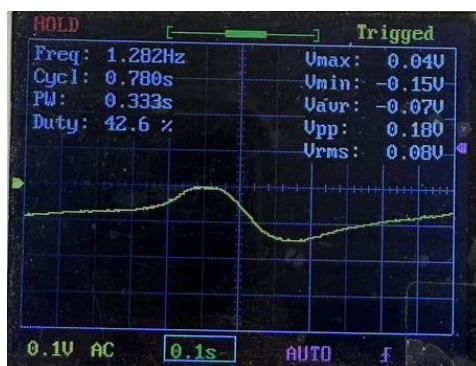


Рис. 5 – Выходной сигнал после фильтра

После фильтрации происходит установка изолинии сигнала в середину динамического диапазона АЦП. Для этого опорное напряжение задается равным половине напряжения питания аналогово-цифрового преобразователя, что обеспечивает наиболее эффективное использование динамического диапазона. В разработанной схеме подразумевается возможность регулировки положения изолинии посредством потенциометра. Следующим каскадом является усиление сигнала, которое обеспечивает сигнал достаточной амплитуды в требуемом динамическом диапазоне. В результате обработки по описанной схеме формируется итоговый сигнал, показанный на рис. 6.



Рис. 6 – Выходной сигнал на выходе с Arduino

На основе выходных значений можно выполнять вычисления и оценку диагностически значимых параметров: отношение экспираторной и инспираторной временных констант, частота дыхания, индекс апноэ-гипоноэ.

### **Заключение**

На основе проведенного анализа были разработаны конструкция и электрическая схема для обработки входного сигнала датчика, регистрирующего изменения объема грудной клетки в дыхательном цикле. Такое техническое решение позволяет упростить диагностику апноэ у пациентов, перенёсших инсульт. Датчик преобразует движения грудной клетки в процессе вдоха и выдоха в электрический сигнал, который нормализуется и преобразуется в выходные значения, сохраняющиеся на постоянно запоминающем устройстве (ПЗУ). Дальнейшая обработка данных будет производиться благодаря ПО на базе микроконтроллера Arduino. Также алгоритм будет выполнять анализ состояния пациента на основе обработанной информации. Все остановки дыхания будут фиксироваться, и активировать систему оповещения медицинского персонала.

### *Библиографический список*

1. Игорь Минаев, А. Совлуков, Г. Ишанин, Н. Кошевой, Валерий Шарапов, Е. Полищук Датчики: Справочное пособие/ Под общ. ред. В.М. Шарапова, Е.С. Полушука. Москва: Техносфера, 2012.- 624с., ISBN 978-5-94836-316-5 [Электронный ресурс] – URL: [https://www.google.ru/books/edition/Датчики\\_Справочное\\_по/8e-5AQAQAQBAJ?hl=ru&gbpv=1](https://www.google.ru/books/edition/Датчики_Справочное_по/8e-5AQAQAQBAJ?hl=ru&gbpv=1)
2. Клокова Н.П. “Тензорезисторы. Теория, методики расчёта, разработки” М.: Машиностроение, 1990 - 224с.: ил. [Электронный ресурс] – URL: <https://djvu.online/file/agfRpsvjurENa> (дата обращения 26.05.2025)
3. Cheng Y., Lin Y., Shi H. et al. Projections of the stroke burden at the global, regional, and national levels up to 2050 based on the global burden of disease study 2021 // J Am Heart Assoc. 2024; 13 (23): e036142. doi: 10.1161/JAHA.124.036142.

4. Feigin V.L., Forouzanfar M.H., Krishnamurthi R. et al. Global and regional burden of stroke during 1990–2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010 The Lancet (2014) DOI: 10.1016/S0140-6736(13)61953-4
5. Feigin V.L., Owolabi M.O. Pragmatic salutions to reduce the global burden of stroke: A World Stroke Organization-Lancet Neurology Commission // Lancet Neurol. 2023; 22 (12): 1160-1206. doi: 10.1016/S1474-4422 (23) 00277-

УДК 615.47

## **ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ПРАКТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАЗРАБОТКИ ЭКГ-АППАРАТА ДЛЯ ЗМЕЙ**

Р.Г. Антонов, Г.В. Судаков

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

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

*В статье представлена разработка прототипа электрокардиографа, предназначенного для регистрации электрокардиограммы (ЭКГ) у змей. Рассмотрены морфологические и функциональные особенности сердечной деятельности рептилий, а также специфические сложности проведения ЭКГ-исследований, связанные с анатомией змей: отсутствие конечностей, высокая мышечная масса, наличие чешуи с высоким сопротивлением. Предложена модификация треугольника Эйнтховена для размещения электродов, а также обоснован выбор электронных компонентов и типов электродов с учётом необходимости минимизации воздействия на животное. Особое внимание уделено влиянию внешних факторов (температура, влажность, пищевой режим) на сердечный ритм. Приведены сравнительные данные параметров ЭКГ человека и змей, показаны особенности волновой структуры ЭКГ у рептилий. Описана функциональная схема устройства, обеспечивающего регистрацию, усиление, фильтрацию и цифровую передачу данных. Работа имеет значение как для ветеринарной практики, так и для фундаментальных исследований в области сравнительной кардиологии.*

**Ключевые слова:** электрокардиограмма змеи, кардиограф, треугольник Эйнтховена, сердечный ритм, рептилии, биопотенциалы.

## **THEORETICAL AND PRACTICAL FOUNDATIONS FOR THE DEVELOPMENT OF AN ECG DEVICE FOR SNAKES**

R.G. Antonov, G.V. Sudakov

Thesis advisor – Yuldashev Z.M.

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

*The article presents the development of an electrocardiograph prototype designed for recording electrocardiograms (ECG) in snakes. It examines the morphological*

*and functional features of reptilian cardiac activity, as well as the specific challenges associated with conducting ECG studies due to snake anatomy: the absence of limbs, high muscle mass, and the presence of high-resistance scales. A modification of Einthoven's triangle for electrode placement is proposed, and the choice of electronic components and electrode types is justified, considering the need to minimize impact on the animal. Special attention is paid to the influence of external factors (temperature, humidity, diet) on heart rhythm. Comparative data of human and snake ECG parameters are provided, highlighting the unique features of the ECG waveform in reptiles. The functional diagram of the device, which ensures signal acquisition, amplification, filtering, and digital data transmission, is described. This work is significant for both veterinary practice and fundamental research in the field of comparative cardiology.*

**Keywords:** *electrocardiogram, snakes, cardiograph, Einthoven's triangle, heart rate, reptiles, biopotentials.*

Актуальность ЭКГ-диагностики у змей обусловлена уникальностью их трехкамерного сердца, представляющего научный интерес, и практической необходимостью контроля состояния животного во время операций, что значительно повышает безопасность хирургических вмешательств.

Состояние змей сильно зависит от внешних факторов, таких как температура и влажность окружающей среды. Частота ударов сердца повышается, когда животное нагревается, и понижается при его охлаждении. При нагревании кожных покровов отмечается расширение сосудов в коже. Отток крови в периферические сосуды приводит к падению общего кровяного давления. Понижение сопротивления периферических сосудов способствует развитию сброса крови в сердце справа налево. Кровяное давление поддерживается, таким образом, на уровне, достаточном для снабжения кровью мозга и органов чувств по правой дуге аорты [1,4,5]. Кроме того, так как кровь из кожных покровов возвращается в общее кровяное русло, повышается общая температура тела.

При снижении температуры наблюдается сужение кровеносных сосудов в коже и относительное расширение сосудов в мышцах. Такое перераспределение крови призвано замедлить теплоотдачу. Влажность в свою очередь является инструментом гидратации. Змей теряют воду через кожу и дыхательные пути. При низкой влажности у рептилии быстрее наступит состояние обезвоживания, что в свою очередь влияет на терморегуляцию и пищеварение. После приема пищи ЧСС может увеличиться в 2-3 раза в зависимости от размера пищи относительно змеи.

Исходя из этого, предлагается снимать ЭКГ при комнатной температуре с влажностью 60% (оптимальна для большинства видов змей). Последний прием пищи должен быть за 2 дня до снятия.

Также ЧСС зависит от стресса (увеличивается при стрессе) и сильно зависит от пищеварительного процесса. После приема пищи ЧСС может

увеличиться в 2-3 раза (зависит от размера змеи и размера перевариваемой пищи) [2].

Длина сердца от носа до вентиляционного отверстия составляла примерно 25%, затем его либо идентифицировали визуально с помощью ультразвукового подтверждения, либо непосредственно с помощью зонда. Нетравматичные адгезивные прокладки для ЭКГ (Ambu BlueSensor N) были нанесены на боковую поверхность кожи по системе из четырех отведений, на 1 см краниальнее и на 1 см каудальнее сердца. (Само сердце обычно находится на расстоянии от 25% до 33% длины змеи, считаем от головы). Выделяют 3 отдела:

1. Краниальный отдел (ближе к голове);
2. Серединный (уровень сердца);
3. Каудальный отдел (ближе к хвосту).

Из-за отсутствия конечностей расположение электродов было основано на модифицированном треугольнике Эйнтховена. Красный электрод располагался справа и краниально от сердца, желтый - слева и краниально от сердца, а зеленый - слева и каудально от сердца. Расположение электродов показано на рис. 1. Так как электроды расположены близко друг к другу, возникает меньшая разность потенциалов (относительно стандартного треугольника Эйнтховена) и следовательно амплитуды зубцов станут меньше. Также близко расположенные электроды могут регистрировать локальные мышечные потенциалы, а не чисто сердечные, что также является проблемой, ведь в теле змеи мышцы составляют порядка 70% от массы тела. У человека в среднем 45%.

ЭКГ регистрировалась непрерывно в течение трех минут со скоростью 25 и 50 мм/с при чувствительности 10 и 20 мВ. Стандартные измерения ЭКГ проводились с помощью эквивалентного отведения 2, отрицательный электрод справа и краниально от сердца, положительный электрод слева и каудально к сердцу. У 52% наблюдались отрицательный P- волны, у 7% - двухфазные. У 69% наблюдалась отрицательная T-волна.

ЧСС сильно варьируется от размера змеи. Чем меньше змея, тем больше чсс. У новорожденных змей чсс может достигать 90 - 120 уд/мин. У взрослых особей - 30-90 уд/мин в зависимости от размера (от 1 метра и более). ЧСС питона может быть в пределах 20-40 уд/мин. [3]

На рис. 1 представлено расположение электродов на туловище змеи для формирования треугольника Эйнтховена.

Параметры ЭКГ человека и змеи демонстрируют как сходства, так и различия, обусловленные их физиологическими особенностями. В табл. 1 рассмотрены основные параметры ЭКГ.

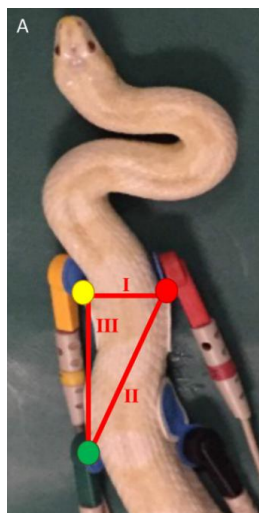


Рис. 1 – Расположение электродов на туловище змеи

Таблица 1 – Сравнение параметров ЭКГ человека и змеи

Измеряемые параметры	Исследуемый объект	
	Змея	Человек
ЧСС	30-120	60-90
P, мВ	0,107	<0,2
P, сек	0,064	0,07-0,11
R, мВ	1,061	0,6-2,6
R, сек	0,107	-
T, мВ	0,18	0,1-0,4
PR, сек	0,259	0,15-0,25
RT, сек	0,585	0,4

Диапазон частоты сердечных сокращений (ЧСС) у змей составляет 30-120 ударов в минуту, что значительно шире, чем у человека (60-90 ударов в минуту), что связано с их изменчивой активностью и адаптацией к температуре. Амплитуда зубца Р у змей (0,107 мВ) меньше, чем у человека (<0,2 мВ), а его длительность (0,064 сек) немного короче, что свидетельствует о более быстром прохождении импульса через предсердия у змей. Амплитуда зубца R у змей (1,061 мВ) находится в пределах человеческих значений (0,6-2,6 мВ), отражая схожий механизм возбуждения

желудочков. Длительность зубца R у человека в таблице не указана, что не позволяет провести сравнение. Амплитуда зубца T у змей (0,18 мВ) совпадает с нижней границей значений у человека (0,1-0,4 мВ), что говорит о схожести процессов реполяризации. Интервал PR у змей (0,259 сек) немного превышает человеческий диапазон (0,15-0,25 сек), что может указывать на особенности их проводящей системы. Интервал RT у змей (0,585 сек) длиннее, чем у человека (0,4 сек), что связано с более продолжительной реполяризацией желудочков. Таким образом, ЭКГ отражает адаптацию змей к их условиям жизни и анатомо-физиологические различия, такие как более медленный метаболизм и особенности строения сердца.

Функциональная схема представлена на рис. 2.

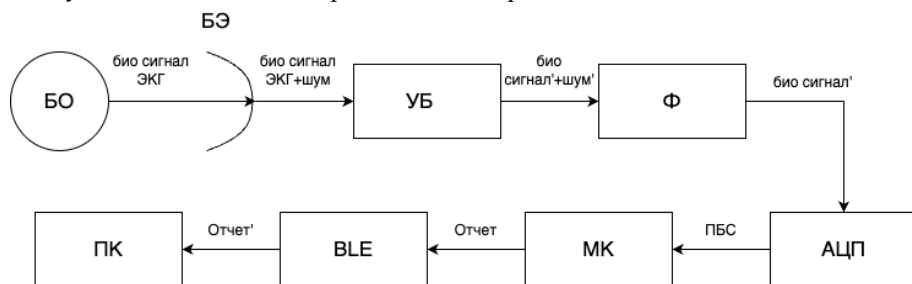


Рис. 2 – Функциональная схема

От БО поступает биологический сигнал ЭКГ. Его регистрируют с помощью БЭ и к нему добавляются шумы. Далее ЭКГ с шумом усиливаются в УБ, а после поступает в Ф. От туда выходит чистый усиленный сигнал ЭКГ и попадает в АЦП, где он из аналогового сигнала преобразуется в цифровой. В МК поступает уже преобразованный сигнал, и мы получаем отчет, который передаем в ПК с помощью BLE.

#### *Библиографический список*

1. Wang T., Altimiras J., Klein W., Axelsson M. Ventricular haemodynamics in Python molurus: separation of pulmonary and systemic pressures [Текст] / T. Wang, J. Altimiras, W. Klein, M. Axelsson // The Journal of Experimental Biology. — 2003. — Vol. 206. — № 23. — С. 4241-4245.)
2. Luís Felipe Toledo, Augusto S. Abe, and Denis V. Andrade Temperature and Meal Size Effects on the Postprandial Metabolism and Energetics in a Boid Snake [Текст] / Luís Felipe Toledo, Augusto S. Abe, and Denis V. Andrade // Physiological and Biochemical Zoology. — 2003. — № 76. — С.
3. Lewis, M, Bouvard, J, Eatwell, K & Culshaw Standardization of electrocardiographic examination in corn snakes (Pantherophis guttatus) [Текст] / Lewis, M, Bouvard, J, Eatwell, K & Culshaw // Veterinary Record. — 2020. — № . — С.

4. Schwarzkopf, L. Reptile Cardiology: A Review of Anatomy and Physiology, Diagnostic Approaches, and Clinical Disease // Veterinary Clinics of North America: Exotic Animal Practice. – 2018. – Режим доступа: [https://www.vetexotic.theclinics.com/article/S1094-9194\(17\)30090-9/fulltext](https://www.vetexotic.theclinics.com/article/S1094-9194(17)30090-9/fulltext) [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 01.11.2025).
5. Murray, M.J. Cardiopulmonary Anatomy and Physiology // In: D.R. Mader (ed.) Reptile Medicine and Surgery. – St. Louis: Elsevier, 2006. – Режим доступа: <https://www.sciencedirect.com/science/book/9780721693279> [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 01.11.2025).

УДК 615.47

## **РАЗРАБОТКА КОНЦЕПТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА МОНИТОРИНГА БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА**

К.Д. Прокопчук, Н.В. Береговой

Научный руководитель – Даминаева Э.А., канд.техн.наук, доцент  
кафедры Биотехнических систем

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

*В данной статье рассмотрены варианты реализации аппаратно-программного комплекса для дистанционного мониторинга прогрессирования болезни Паркинсона у людей в возрасте от 55 лет и предложена его концептуальная модель.*

**Ключевые слова:** болезнь Паркинсона, нейродегенерация, аппаратно-программный комплекс, удалённый мониторинг

## **DEVELOPMENT OF A CONCEPTUAL MODEL FOR A HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX FOR MONITORING PARKINSON'S DISEASE**

N.V. Beregovoy, K.D. Prokopchuk

The scientific supervisor is E.A. Daminova, PhD, Associate Professor of the  
Department of Biotechnical Systems

Saint Petersburg State Electrotechnical University "LETI, Saint Petersburg

*This article discusses the implementation of a hardware and software system for remote monitoring of Parkinson's disease progression in individuals aged 55 and above and proposes a conceptual model.*

**Keywords:** Parkinson's disease, neurodegeneration, hardware and software complex, remote monitoring

Болезнь Паркинсона (далее БП) является вторым по распространённости нейродегенеративным заболеванием в мире, представляющим особую медико-социальную проблему. Хроническое и прогрессирующее течение болезни, характеризующееся такими моторными симптомами, как тремор, брадикинезия, ригидность и постуральная неустойчивость [1], приводит к стремительному снижению качества жизни пациентов и возрастающей нагрузке на систему здравоохранения.

Ключевой проблемой в современной неврологии является объективная и непрерывная оценка состояния пациентов с БП в условиях их повседневной жизни. Стандартные методы диагностики и мониторинга основаны на эпизодических клинических осмотрах, которые носят субъективный характер и могут не отражать реальные колебания симптоматики в течение дня [1].

В связи с этим, актуальность разработки новых, объективных и доступных инструментов для мониторинга БП не вызывает сомнений. Создание аппаратно-программного комплекса (далее АПК), способного осуществлять длительный мониторинг моторных и, потенциально, немоторных симптомов в различных условиях, позволяет перейти к персонализированной медицине. Такой комплекс предоставляет врачу объективные данные для коррекции терапии, а пациенту – обратную связь и мотивацию для выполнения рекомендаций.

Основной проблемой разработки АПК для мониторинга БП является идентификация симптоматики пациента, так как симптомы БП часто пересекаются с некоторыми другими возрастными и нейродегенеративными болезнями, такими как множественная системная атрофия, деменция с тельцами Леви и прогрессирующим надъядерным параличом. Основным отличием является патогенез, так как дофаминэргетическая терапия оказывает положительное воздействие на пациентов с БП [1].

Для мониторинга и идентификации БП от других заболеваний будут рассматриваться следующие симптомы: тремор в различных его проявлениях, акинезия, по амплитуде и частоте шагов, а также вейвлет-анализ ЭЭГ.

Реализация аппаратной части комплекса включает акселерометрические или ЭМГ датчики, для анализа тремора; регистрацию ЭЭГ в системе 10-20, для вейвлет-анализа в реальном времени; и дополнительные акселерометры, совмещенные с гироскопами, для мониторинга паттернов походки.

Первый тип датчиков требуется для регистрации тремора 3-х типов: тремора покоя, постурального и кинетического. От эссенциального тремора (далее ЭТ) тремор при БП будет отличаться большей амплитудой тремора покоя, в среднем  $115 \pm 30$  мкВ, и меньшей частотой, около 5 Гц, и этими же параметрами постурального тремора с амплитудой  $90 \pm 150$  мкВ и частотой 5,5 Гц, которые при ЭТ имеют параметры  $13 \pm 5$  мкВ, частоту 6 Гц и  $50 \pm 110$  мкВ и 6,3 Гц при треморе покоя и постуральном треморе соответственно [2]. Также будет отличаться локализация тремора: при БП полностью отсутствует тремор головы, следовательно, исключив его

дополнительным датчиком, можно идентифицировать БП. Минусом такой реализации является требование учёта антропометрических показателей пациента [3].

Анализ тремора с помощью датчиков миографии представляет собой построение спектрограммы ЭМГ, регистрируемой с поверхностных электродов. Данный вариант реализации исключает требование учёта антропометрических параметров пациента, но также обладает рядом недостатков, а именно наличие большого количества помех, зависящих как от самих электродов, так и от движений пациента. Данные недостатки позволяют нивелировать использование ФВЧ с частотой среза 0,5 Гц и ФНЧ с частотой среза 40 Гц, позволяющие выделить тремор на фоне остальной мышечной активности. После фильтрации сигнала строится спектрограмма в трёх диапазонах частот: низких (1-8 Гц) средних (8-16 Гц) и высоких (16-30 Гц), по расчёту мощности которых производится дифференцирование здоровых пациентов, от пациентов с БП [4]. Пример данной спектрограммы, построенной по ЭМГ тремора рук и ног изображён на рис. 1.

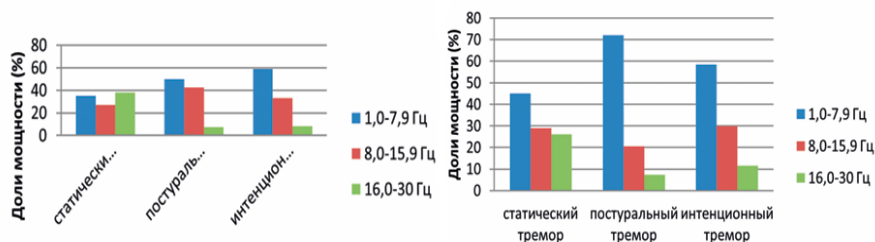


Рис. 1 – Пример спектрограммы ЭМГ тремора, зарегистрированной с рук (слева) и с ног (справа) [4]

Второй тип датчиков представляет собой гибкую шапочку с электродами в системе 10-20, регистрирующих в реальном времени ЭЭГ. Для фильтрации сигнала от шумов требуются ФВЧ с частотой среза 0,5 Гц и ФНЧ с частотой среза 35 Гц для выделения всех четырёх ритмов. Режекторный фильтр на 50 Гц не используется, так как подразумевается носимая вариация прибора, питание которого осуществляется использованием аккумулятора. Выделяемые ритмы далее проходят цифровую фильтрацию в прямом и обратном направлении фильтром Баттерворта, что предотвращает фазовые искажения сигнала [5]. Далее требуется вейвлет-преобразование, переводящее всплески ЭЭГ в центральных моторных областях в локальные максимумы на вейвлет-спектрограмме, пример данного изображения представлен на рис. 2. После строится ROC-кривая (англ.: receiver operating characteristic, рабочая характеристика приёмника), или

кривая ошибок, анализ которой позволяет дифференцировать пациентов с БП от здоровых по расчёту площади под графиком кривой в многомерном пространстве [5].

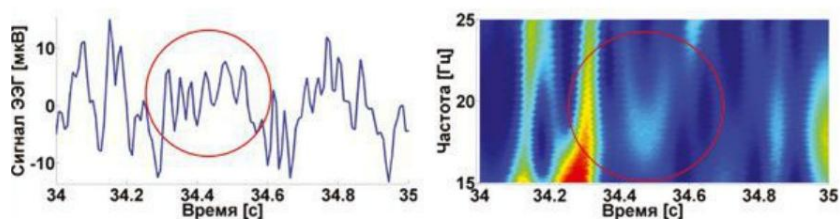


Рис. 2 – Пример всплеска  $\beta$ -ритма (слева) и локального максимума на вейвлет-спектрограмме [5]

Третий тип датчиков, представляющий совмещённые акселерометр и гироскоп, расположены на голени пациента и позволяет анализировать длину, высоту и частоту шага, так как акинезия при БП характеризуется постоянством длины и низкой высотой шага при изменении частоты в разных условиях [6]. Также этот симптом включает такие паттерны, как застывания, неспособность инициировать движение, и семенящая походка, представляющая собой частые низкоамплитудные шаги для удержания равновесия. Следовательно программный анализ сигнала с этого типа датчиков будет включать классификацию паттернов походки, например с помощью технологий машинного обучения.

Данная разработка позволит проводить длительный дистанционный мониторинг развития или терапевтического улучшения проявления симптомов болезни Паркинсона у пациентов в возрасте от 55 лет, когда увеличивается шанс возникновения данной патологии. Это даёт возможность как ранней диагностики заболевания, для подключения компенсаторных возможностей организма, так и на более поздних стадиях, когда требуется мониторинг состояния человека. Структурная схема разрабатываемого прибора представлена на рис. 3, где БУФ – блок усиления и фильтрации, АЦП – аналого-цифровой преобразователь, МП – микропроцессор.

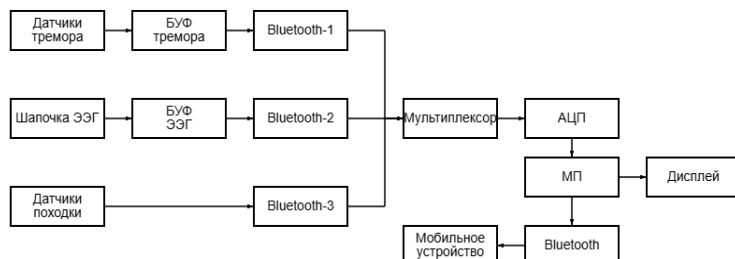


Рис. 3 – Структурная схема разрабатываемого АПК

*Библиографический список*

1. Аскарлов Э. С. Характеристика болезни Паркинсона: прогрессирование основных симптомов //Eurasian Journal of Medical and Natural Sciences. – 2024. – Т. 4. – №. 1-1. – С. 107-121.
2. Куницына А. Н. и др. Дифференциальная диагностика ранних проявлений заболеваний, сопровождающихся тремором, на основе анализа их клинико-нейрофизиологических характеристик //Анналы клинической и экспериментальной неврологии. – 2011. – Т. 5. – №. 4. – С. 11-16.
3. Жвалевский О. В. Методы и модели для автоматизированной диагностики болезни Паркинсона //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2018. – №. 2 (42). – С. 149-161.
4. Александрова Е. А. и др. Частотно-спектральная характеристика физиологического тремора //Медицинский альманах. – 2017. – №. 5 (50). – С. 86-88.
5. Сушкова О. С. и др. Применение метода анализа всплескообразной электрической активности мозга для выявления особенностей ЭЭГ пациентов на ранней стадии болезни Паркинсона //Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2018. – Т. 118. – №. 7. – С. 45.
6. Скрипкина Н. А., Левин О. С. Нарушения ходьбы при болезни Паркинсона //Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2015. – Т. 115. – №. 6-2. – С. 54-60.

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

УДК 004.934:681.518

### СПЕКТРАЛЬНО-КЕПСТРАЛЬНЫЙ ПОДХОД К ВИЗУАЛИЗАЦИИ ГАРМОНИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

О.В. Мельник, С.И. Бабаев, М.Н. Сараев

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

*Представлен комбинированный спектрально–кепстральный подход к визуализации и извлечению акустических дескрипторов гармонической структуры речевого сигнала для количественной оценки фонаторных характеристик. Метод визуализации сочетает STFT и кепстральный анализ, позволяет верифицировать траектории  $F_0$ , гармоники  $H_1-H_n$  и оценивать акустические признаки (HNR, Jitter, Shimmer, форманты) на примере моно-записи. 2D и 3D-визуализации подтвердили согласованность спектральных и кепстральных оценок.*

**Ключевые слова:** гармоники речи, анализ отношения гармоника/шум, оценка основной частоты тона, джиттер, шиммер, спектральный анализ, формантный анализ, кепстральный анализ.

### SPECTRAL-CEPSTRAL APPROACH TO VISUALIZING HARMONIC COMPONENTS OF A SPEECH SIGNAL

O.V. Melnik, S.I. Babaev, M.N. Saraev

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

*A combined spectral–cepstral approach is presented for visualizing and extracting acoustic descriptors of the harmonic structure of a speech signal to quantitatively assess phonatory characteristics. The visualization method integrates STFT and cepstral analysis, enabling verification of  $F_0$  trajectories, harmonics  $H_1-H_n$ , and evaluation of acoustic features (HNR, Jitter, Shimmer, formants) using a mono recording as an example. The 2D and 3D visualizations confirmed the consistency between spectral and cepstral estimates.*

**Keywords:** speech harmonics, HNR method, Fundamental Frequency estimation, Jitter, Shimmer, STFT analysis, Formant Analysis, Cepstral Analysis.

Спектрально-кепстральная визуализация гармонической структуры речевого сигнала позволяет одновременно оценивать вклад источника (голосовой аппарат) и фильтра (вокальный тракт), что важно в задачах оценки эмоциональных состояний по речи [1]. В работе показано, что комбинированный анализ STFT и кепструма обеспечивает как наглядную

верификацию траекторий  $F_0$  и гармоник  $H_1-H_n$ , так и устойчивое акустические признаки (HNR, Jitter, Shimmer, форманты) [2–4].

В работе использовалась моно-запись слова «Да», произнесенная мужским голосом в спокойном эмоциональном состоянии. Запись выполнена в тихом помещении при расстоянии до микрофона около 20 см, частоте дискретизации 22 050 Гц и разрядности 16 бит. Анализ выполнен в Praat (версия 6.4.34) и Python 3.9 с использованием Parselmouth и стандартных библиотек для обработки сигналов [3].

В работе рассмотрены следующие акустические признаки речевого сигнала:

- $F_0$  – комбинированный детектор (спектральный пики + кепстральная валидация);
- HNR – оценка по автокорреляции [5];
- Jitter (%) – локальная относительная разница периодов соседних циклов;
- Shimmer (%) – локальная относительная разница амплитуд последовательных циклов;
- Форманты ( $F_1$ -  $F_4$ ) – оценены методом Linear Predictive Coding (LPC), на графике представлена форманта  $F_1$  [5].

Для визуализации представлены графики:

- 2D-спектрограммы STFT речевого сигнала и кепструм-сегмента речи, иллюстрирующие первую форманту ( $F_1$ ), частоту основного тона ( $F_0$ ) и гармонические компоненты;
- 3D-поверхности STFT (виды «сверху под углом» и «сбоку»), демонстрирующие гармонические гребни, амплитудную динамику (Jitter, Shimmer), частоту основного тона ( $F_0$ ) и показатель гармоничности (HNR).

Верхняя пара фрагментов рис. 1 демонстрирует согласованность временно-частотного и кепстрального представлений речи. График STFT, представленный на фрагменте *а* показывает устойчивые гармонические «гребни» ( $H_1-H_6$ ) и выраженную первую форманту ( $F_1$ ), которая проходит через ряд гармоник. Выделенная траектория частоты основного тона ( $F_0 \approx 108$  Гц) совпадает по порядку с оценкой, полученной из кепструма ( $T_0 \approx 9,3$  мс) [2], и соответствует артикуляционной структуре слога «Да» — переход от [д] к [а] сопровождается смещением формант.

Кепструм представленный на фрагменте *б* демонстрирует четкий пик, однозначно интерпретируемый как кепстральный отклик источника (pitch/periodicity), что подтверждает пригодность кепстрального анализа для оценки  $F_0$  даже на коротких сегментах речи. Практически это означает: для надежной оценки частоты основного тона рекомендуется комбинировать

STFT-визуализацию для контроля гармонической структуры и формант, а также кепстральный анализ для устойчивой оценки периода  $F_0$ .

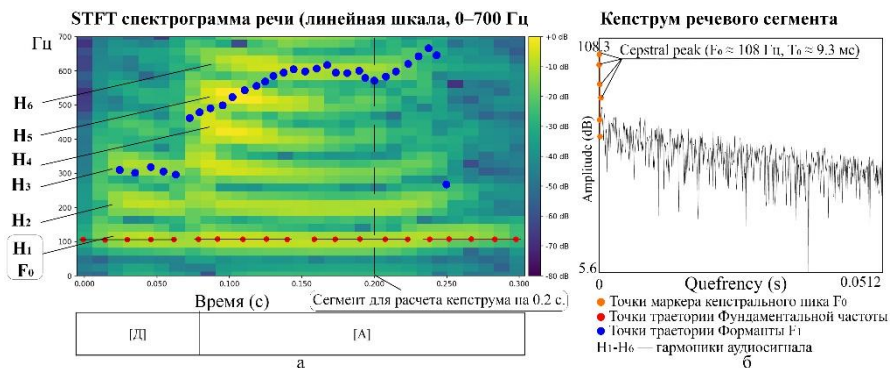


Рис. 1 – На фрагменте *а*: STFT-спектрограмма сегмента речи в линейной частотной шкале (0–700 Гц). На спектрограмме отмечены траектории основных гармоник  $H_1$ – $H_6$  (черные линии), траектория основного тона  $F_0$  (красные точки) и траектория первой форманты  $F_1$  (синие точки); вертикальной пунктирной линией выделен временной фрагмент, для которого рассчитан кепструм. На фрагменте *б*: кепструм выбранного сегмента (ось *quefrency*, где выделен кепстральный пик, соответствующий основному периоду  $T_0 \approx 9,3$  мс (оценочное  $F_0 \approx 108$  Гц). Оранжевые маркеры — отмеченные положения кепстрального пика на отдельных фреймах; подписи указывают положение пика и соответствующую оценку  $F_0$ . Цветовая шкала STFT в дБ показана справа.

На рис. 2 представлена 3D-поверхность STFT «сверху под углом», которая наглядно иллюстрирует два ключевых компонента акустической структуры голоса: регулярные гармонические гребни, порожденные источником (гортанью) –  $F_0$ , и огибающую спектра, определяемую фильтром (вокальным трактом) –  $F_1$ . Вид «сверху под углом» позволяет оценить согласованность гармоник по времени и визуально выделить формантные зоны (скопления гармоник под единым спектральным максимумом). На рис. 2 также приведены три речевых сегмента, по которым выполнена оценка показателя гармоничности (HNR).

На рис. 3 представлена 3D-поверхность STFT, вид «сбоку» подчеркивает амплитудную динамику и дает интуитивное представление о возможных колебаниях амплитуды и частоты (Shimmer и Jitter). Для количественного анализа такие 3D-визуализации полезны как диагностический инструмент (проверка качества извлечения  $F_0$  и формантных траекторий), однако при формальной обработке данных рекомендуется опираться на автоматизированные извлечения траекторий и статистические метрики, а не только на визуальный осмотр.

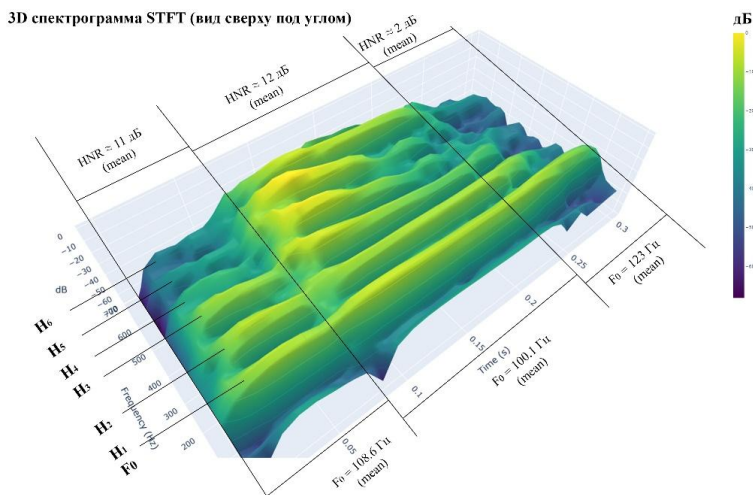


Рис. 2 – 3D-визуализация спектрограммы STFT выбранного фрагмента речи. На графике видны продольные гармонические гребни, очерченная спектральная огибающая (формантная структура) и аннотации средних значений HNR /  $F_0$

3D спектрограмма STFT (вид сбоку)

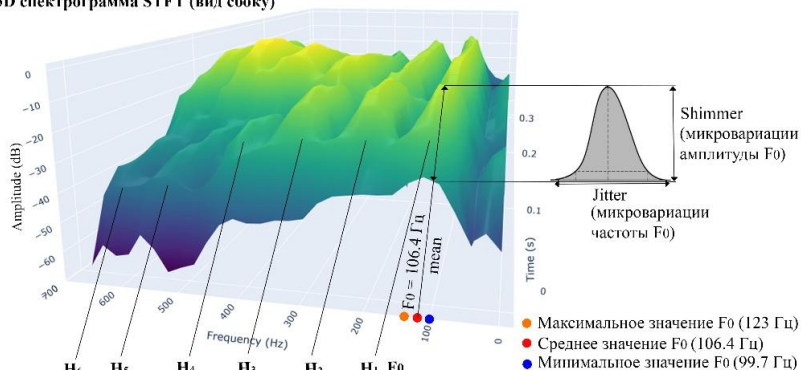


Рис. 3 – 3D-визуализация спектрограммы STFT выбранного фрагмента речи. Вид сбоку: подчеркнуто распределение амплитуд по частоте и времени, а также схема контуров Jitter и Shimmer (микровариации периода и амплитуды  $F_0$ ). Цветовая шкала показывает величину спектральной амплитуды в дБ.

Для односложной выборки («Да») комбинированный спектрально-кепстральный подход продемонстрировал согласованность оценок  $F_0$  на графиках спектрограммы STFT и кепструма речевого сегмента, удобство визуальной верификации траекторий гармоник  $H_1$ – $H_6$ . Извлеченные дескрипторы (HNR, Jitter, Shimmer,  $F_1$ ) оказываются чувствительными к

вариациям фонаторного состояния и пригодны для последующей классификации в задачах оценки эмоциональных состояний по речевому сигналу [6].

3D-визуализации упрощают интерпретацию и контроль таких признаков, как  $F_0$ , HNR, Jitter, Shimmer и форманты, делают их удобными для ручной проверки и качественной оценки извлечения признаков перед автоматизированной обработкой.

Следует отметить, что интерпретация акустических дескрипторов и их взаимосвязей остается затруднительной, особенно для начинающих исследователей; использование 3D-визуализации способствует более наглядному пониманию физических механизмов формирования речевого сигнала.

#### *Библиографический список*

1. Acoustic profiles in vocal emotion expression / R. Banse, K.R. Scherer // *Journal of Personality and Social Psychology*. — 1996. — Vol. 70, No. 3. — P. 614–636.
2. Joint robust voicing detection and pitch estimation based on residual harmonics / T. Drugman, A. Alwan // *Proceedings of Interspeech*. — 2011. — P. 1973–1976.
3. Introducing Parselmouth: A Python interface to Praat / Y. Jadoul, B. Thompson, B. de Boer // *Journal of Phonetics*. — 2018. — Vol. 71. — P. 1–15.
4. The Geneva Minimalistic Acoustic Parameter Set (GeMAPS) for Voice Research and Affective Computing / F. Eyben, K.R. Scherer, B. Schuller, J. Sundberg, E. André, C. Busso, S. Narayanan // *IEEE Transactions on Affective Computing*. — 2015. — Vol. 7, No. 2. — P. 190–202.
5. Лебедева Н.Н., Каримова Е.Д. Акустические характеристики речевого сигнала как показатель функционального состояния человека // *Вестник физиологии и биофизики*. — 2014. — Т. 12, № 4. — С. 45–52.
6. The INTERSPEECH 2020 Computational Paralinguistics Challenge: The state-of-the-art in speech-based emotion recognition / B. Schuller et al. // *Computer Speech & Language*. — 2022. — Vol. 78. — Art. 101177.

УДК 615.84

### **ПОВЫШЕНИЕ ВИЗУАЛЬНОГО КАЧЕСТВА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

Н.М. Богатов, А.С. Синицын

ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар

*Выполнено цифровое преобразование исходного изображения из монохромной серой кодировки в двадцати четырех битовую цветную кодировку. В результате достигнуто повышение визуального качества медицинских МРТ изображений.*

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

## ENHANCED VISUAL QUALITY OF MRI IMAGES

N.M. Bogatov, A.S. Sinitsyn  
Kuban state university, Krasnodar

*The original image was digitally converted from monochrome grayscale to 24-bit color. This resulted in improved visual quality of medical MRI images.*

**Keywords:** magnetic resonance imaging, digital image analysis.

Конструкции и методы обработки сигналов магнитно-резонансных томографов совершенствуются с целью решения новых задач медицинской диагностики. Примерами являются фМРТ, определение температуры внутренних тканей организма и другие [1, 2]. Эти задачи требуют более высокой точности контроля режимов работы томографа и создания новых алгоритмов анализа данных и изображений.

Как правило, МРТ-изображение получается монохромным. Для монохромных изображений (рис. 1) единственной характеристикой цвета является яркость (уровень серого), отражающая величину сигнала, принимающая значения в диапазоне от 0 до 255, всего 256 значений градации яркости. Цифровая гигиена [3] требует повышения качества информации, воспринимаемой человеком, для достижения конкретной (научной или практической) цели с использованием, в нашем случае, изображений МРТ.

Целью данной работы является повышение визуального качества МРТ изображений на основе методов цифрового анализа и использования псевдоцветовой палитры изображений.

Анализировалось изменение интенсивности  $I$  цвета пикселей МР изображений, взвешенных по времени спин-решеточной релаксации протонов  $T_1$  и спин-спиновой релаксации протонов  $T_2$ , полученных на магнитно-резонансном томографе 1 Тл RapogamaHFO 1.0. Значения интенсивности пикселей  $I$  в исходных изображениях нормированы так, что  $I \in [0, 255]$ . Повышение разрешающей способности достигалось использованием псевдоцветовой палитры МРТ изображений с помощью программ [4, 5] и методов цифрового преобразования изображений [6 – 8].

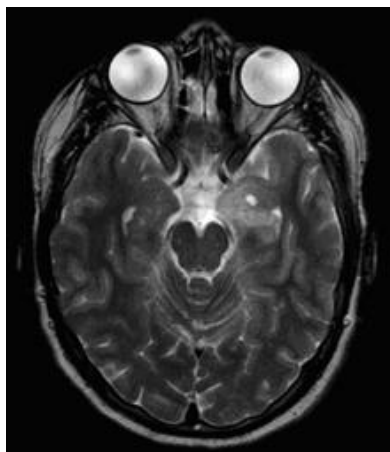


Рис. 1 – Исходное МРТ изображение

На рис. 2 показан результат цифрового преобразования исходного изображения рис. 1. Использовались методы контрастирования и выделения границ в 8-битовой (серой кодировке). На этом рисунке явно проявляются асимметрия полушарий мозга и различия в структуре его тканей.

Задача повышения качества и информативности МРТ-изображения заключается в существенном увеличении числа различимых глазом пикселей изображения. Это достигается путем отображения значений интенсивности монохромного сигнала  $I$  в цветовое пространство куба, построенного на осях R, G, B. Это отображение описывается тремя функциями:  $I_R = F_R(I)$ ,  $I_G = F_G(I)$ ,  $I_B = F_B(I)$ .

На рис. 3 показано изображение рис. 1 в двух вариантах 24-битной (цветной) кодировки, разработанной для МРТ изображений.

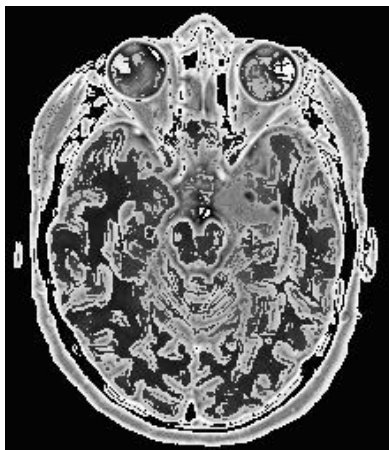


Рис. 2 – Преобразованное МРТ изображение в серой кодировке

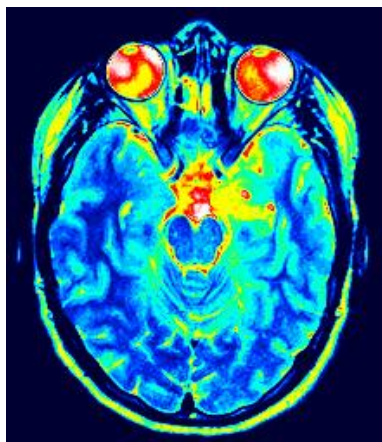


Рис. 3 – Преобразованное МРТ изображение в цветной кодировке

Использование цвета в обработке МРТ-изображений имеет следующие преимущества: 1 – цвет является тем важным признаком, который часто облегчает распознавание и выделение объекта на изображении; 2 – человек в состоянии различать тысячи различных оттенков цвета, и всего лишь порядка двух десятков оттенков серого. Последнее обстоятельство особенно важно при визуальном, выполняемом непосредственно врачом, анализе медицинских диагностических МРТ-изображений.

Таким образом, представление МРТ изображений в цветной палитре

повышает психофизиологическую совместимость среды «врач-машина», визуальное качество, контрастность и разрешение изображений, достоверность медицинской диагностики.

#### *Библиографический список*

1. Еремин А.Л., Богатов Н.М., Рейсс Монкада А. Нейрофизическая программируемая модель визуализации локусов умственных функций в мозге // Биомедицинская радиоэлектроника. 2025. Т. 28. № 1. С. 6 – 17.
2. Bogatov N., Voloshin M., Grigoryan L., Sinitsyn A., Shapovalov S. Brain temperature measurement using MR tomography images // Journal of Physics: Conference Series. 2020. V. 1679. P. 1 – 6. doi: 10.1088/1742-6596/1679/3/032090. URL: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1679/3/032090/pdf>.
3. Еремин А.Л., Богатов Н.М., Григорьян Л.Р., Строганова Е.В. Системы искусственного интеллекта и информационная гигиена: курс лекций. Краснодар: Кубанский гос. ун-т, 2023. 136 с.
4. Богатов Н.М., Григорьян Л.Р. Программа спектрального анализа термограмм // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Федеральная служба по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам РФ. №2006612378. Зарегистрировано: 6.07.2006 г.
5. Богатов Н.М., Григорьян Л.Р., Коваленко М.С., Реутов В.В., Сеницын А.С. Программа преобразования псевдоцветовых изображений // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Российская Федерация. №2017611900. Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ: 10.02.2017 г.
6. Богатов Н.М., Григорьян Л.Р., Сеницын А.С. Преобразование цветовой палитры изображений магнитно-резонансной томографии // Коллективная монография. Современные проблемы физики, биофизики и инфокоммуникационных технологий. Краснодар: Краснодарский ЦНТИ, 2012. С. 45–60.
7. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2006. 1072 с.
8. Алтынбай А.Н., Кусайнова У.Б. Теория и методы цифровой обработки визуальной информации // Международный научный журнал «ВЕСТНИК НАУКИ». 2024. № 6 (75). Том 1. С. 1367 – 1371.

УДК 621.357.8

### **ОСОБЕННОСТИ ТРАВЛЕНИЯ ТИТАНА ВО ФТОРСОДЕРЖАЩИХ СРЕДАХ**

М.С. Горовых, Р.В. Бекташев

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

*В работе рассматриваются процесс подготовки поверхности титана и составы фторсодержащих травителей, приводится анализ растворов травления.*

**Ключевые слова:** *фторсодержащие среды, травление титана, гравиметрический метод.*

## **FEATURES OF TITAN ETCHING IN FLUORIDE-CONTAINING MEDIUMS**

M.S. Gorovykh, R.V. Bechtashev

Scientific Supervisor: Dr. of Engineering, Professor O.V. Melnik

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

*The paper discusses the process of titanium surface preparation and the compositions of fluoride-containing etchants, and provides an analysis of etching solutions.*

**Keywords:** *fluoride-containing media, titanium etching, gravimetric method.*

Возможности современной медицины, такие как восстановление подвижности и функций организма, во многом обеспечиваются имплантатами. И главным материалом для их создания уже долгое время является титан, заслуженно считающийся «золотым стандартом».

Области применения титановых имплантатов

1. Стоматология: зубные имплантаты – самый массовый пример. Титановый винт выполняет роль корня зуба, на который затем устанавливается коронка.

2. Ортопедия: эндопротезы тазобедренного и коленного суставов, пластины, винты и штифты для остеосинтеза (соединения костей после переломов).

3. Челюстно-лицевая хирургия: имплантаты для восстановления костей черепа и лицевого скелета после травм или операций.

4. Кардиохирургия: корпуса искусственных клапанов сердца, стенты и части кардиостимуляторов.

Уникальные свойства титана, как материала, используемого при создании имплантов:

1. Высокая биосовместимость. Это ключевое свойство, так как титан инертен. На его поверхности мгновенно образуется плотная и прочная оксидная пленка ( $\text{TiO}_2$ ), которая предотвращает коррозию и выделение ионов металла в окружающие ткани. Это сводит к минимуму риск аллергических реакций, воспалений и отторжения имплантата.

2. Сочетание прочности и легкости. Титан обладает прочностью, сопоставимой с некоторыми марками стали, но при этом он примерно на 45% легче. Это критически важно для имплантатов, особенно ортопедических: конструкция выдерживает значительные механические нагрузки, не перегружая кость пациента [1].

3. Остеоинтеграция. Титан не является биоактивным, но его поверхность обладает уникальным свойством – костная ткань может непосредственно нарастать на него, прочно фиксируя имплантат без образования фиброзной капсулы. Это явление и называется остеоинтеграцией, что буквально означает «сращение с костью».

Для усиления остеоинтеграции поверхность титанового имплантата никогда не оставляют идеально гладкой. Одним из ключевых методов модификации поверхности является травление. Травление титана превращает гладкий титан в биологически активную поверхность, которая буквально притягивает костную ткань, ускоряя приживание имплантата.

Процесс подготовки поверхности перед травлением обязательно включает в себя операцию обезжиривания: оно необходимо для удаления внешних загрязнений с металла. В качестве обезжиривателя для титана используется четыреххлористый углерод [2]. Уже после обезжиривания производится травление. Травление титана производится в основном во фторсодержащих средах и, следовательно, основная проблема – это применение травильных растворов на основе плавиковой кислоты. Данная кислота обладает повышенной токсичностью и представляет огромную опасность для человека [3]. Поэтому чаще всего используются растворы минеральных кислот, в которые принято добавлять фтористые соли, такие, как  $\text{NH}_4\text{F}$  и  $\text{NaF}$ , для предотвращения «охрупчивания» [3].

Целью данной работы является изучение процесса подготовки поверхности титана и сравнение некоторых составов травильных растворов на основе минеральных кислот в смеси с фторидом аммония.

Для достижения поставленной цели использовались образцы титана размером 50x50 мм. Первым делом образцы сушились в сушильном шкафу при температуре 120°C для того, чтобы убрать лишнюю влагу. Далее производился замер массы образцов до травления. После взвешивания производилось обезжиривание образцов. Следующим этапом было приготовление травильных растворов. В качестве травильных растворов использовались соляная, серная, азотная и фосфорная кислоты в концентрации 7 моль/л с добавлением соли фторида аммония в концентрации 0,35 моль/л. Растворы предварительно не нагревались. Процесс травления занял 45 минут. После травления все образцы были промыты деионизованной водой и высушены в сушильном шкафу. Затем производилось измерение массы образцов после травления [4].

Далее анализировали полученные данные и проводили сравнение травильных растворов.

Сравнение травильных растворов производили с помощью гравиметрического метода по таким характеристикам, как степень травления, скорость травления.

Таблица 1 – Сравнение травильных растворов

	$\text{H}_3\text{PO}_4:\text{NH}_4\text{F}$	$\text{H}_2\text{SO}_4:\text{NH}_4\text{F}$	$\text{HNO}_3:\text{NH}_4\text{F}$	$\text{HCl}:\text{NH}_4\text{F}$
	1	2	3	4
Масса образца до травления, г	11,3512	11,3485	11,3508	11,3479
Масса образца после травления, г	11,3144	10,8102	10,7844	10,7702
Степень травления, г/см <sup>2</sup>	0,001472	0,021532	0,022656	0,023108
Скорость травления, мкм/мин	0,072	1,054	1,109	1,131

Таким образом, в результате проведенных экспериментальных исследований показано, что наибольшую скорость травления обеспечивает использование соляной (HCl) и серной (H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) кислот в смеси с фторидом аммония (NH<sub>4</sub>F) в сравнении с азотной (HNO<sub>3</sub>) и фосфорной (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>) кислотами.

Скорость травления в смеси кислот HCl:NH<sub>4</sub>F составила 1,131 мкм/мин, для H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>:NH<sub>4</sub>F — 1,054 мкм/мин, тогда как для HNO<sub>3</sub>:NH<sub>4</sub>F и H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>:NH<sub>4</sub>F значения были значительно ниже — 1,109 мкм/мин и 0,072 мкм/мин соответственно. Аналогичная тенденция наблюдалась и по степени травления: максимальные значения продемонстрировали системы на основе HCl и H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>.

На этом основании можно заключить, что раствор серной кислоты с добавкой фторида аммония является наиболее перспективной альтернативой высокотоксичной плавиковой кислоте, поскольку сочетает высокую скорость травления с относительной безопасностью использования. Это делает его пригодным для применения в процессах подготовки поверхности титановых имплантатов с целью улучшения их остеоинтеграционных свойств.

#### *Библиографический список*

1. Лебедев, В. А. Металлургия титана : учеб.пособие / В. А. Лебедев, Д. А. Рогожников – Екатеринбург : Издательство УМЦ УПИ, 2015. – 194 с..
2. Усова В.В., Плотникова Т.Н., Кушакевич С.А. Травление титана и его сплавов. М.: Металлургия, 1984. – 128 с..
3. Файнзильберг А.А. Фтористый водород как реагент и среда в химических реакциях. / А.А. Файнзильберг, Г.Г. Фурин – М.: Наука, 2008. – 312 с.
4. Бекташев Р.В., Воробьева Е.В. Особенности травления во фторсодержащих средах // VI Международный научно-технический форум СТНО-2023. Сборник трудов. Том 3. –Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2023. – С. 58 – 60.

## ИССЛЕДОВАНИЕ КОГНИТИВНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ЭМОЦИОГЕННОЙ СТИМУЛЯЦИИ

К.В. Сидоров, Н.И. Бодрина, Ю.В. Сидорова

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

*Приведено описание исследования когнитивной активности человека при эмоциогенной стимуляции. Рассмотрена модель эмоциогенного стимулятора. Выполненное исследование позволило расширить набор информативных признаков для оценки когнитивной активности человека.*

**Ключевые слова:** когнитивная активность, эмоция, эмоциональная реакция, биотехническая система, стимуляция, ЭЭГ, ЭМГ.

## THE STUDY OF HUMAN COGNITIVE ACTIVITY WITH EMOTIONOGENIC STIMULATION

K.V. Sidorov, N.I. Bodrina, Yu.V. Sidorova

Tver State Technical University, Tver

*The article describes a study of human cognitive activity under emotionogenic stimulation. The model of an emotionogenic stimulator is considered. The performed study made it possible to expand the set of informative features for assessing human cognitive activity.*

**Keywords:** cognitive activity, emotion, emotional reaction, bioengineering system, stimulation, EEG, EMG.

В последние десятилетия зарубежные и отечественные ученые активно занимаются вопросами разработки средств контроля и управления уровня когнитивной (умственной, вычислительной, интеллектуальной) деятельности человека-оператора (пользователя информационных систем) [1, 2].

Одно из направлений вышеприведенных исследований связано с эмоциогенной стимуляцией. Гипотеза данного направления состоит в том, что существует взаимосвязь между когнитивной активностью человека и его эмоциональными реакциями (между данными процессами возникают перекрестные связи) [3]. Эмоция (эмоциональная реакция), возникающая у человека, может влиять на уровень его когнитивной активности, в свою очередь, когнитивный процесс может снижать уровень эмоциональной реакции (вплоть до полного ее угасания). При таком подходе есть потребность в дифференцировании уровня когнитивной активности человека от варьирования динамики его эмоциональной реакции. Это может быть достигнуто с помощью многоканальной биотехнической системы мониторинга биомедицинских сигналов (ЭЭГ, ЭМГ, ЭКГ, ЭОГ, КГР и др.).

В работе [4] предложена модель эмоциогенного стимулятора (МЭС), обеспечивающая повышение уровня когнитивной активности человека за счет совместного использования оценок эмоционального состояния (набора

эмоциональных реакций), результатов выявления преобладающего типа ритмической активности в паттернах ЭЭГ и оценок когнитивной (вычислительной) активности испытуемых. МЭС для задачи управления продолжительностью эмоциональной стимуляции (рис. 1) включает блоки мониторинга эмоций и когнитивной активности, контроля воспроизведения стимулов, а также базы данных с архивами стимулов (видеоклипами), вычислительными задачами и результатами работы всех испытуемых (паттернами их зарегистрированных биомедицинских сигналов ЭЭГ и ЭМГ).

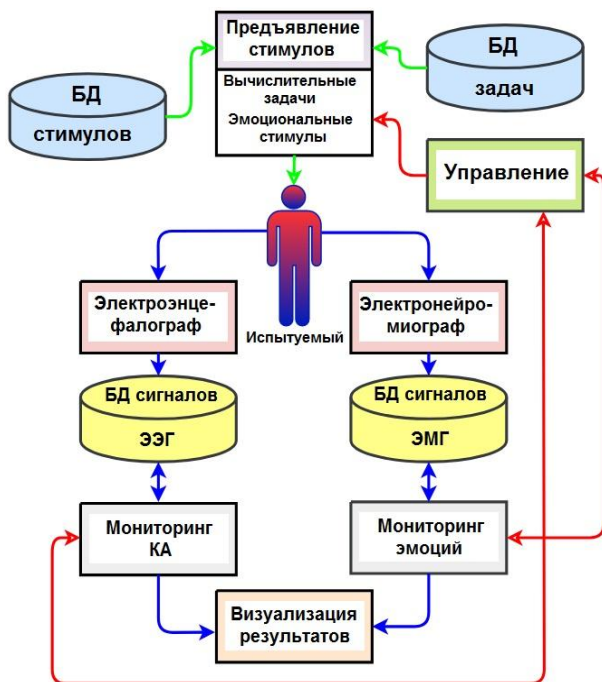


Рис. 1 – Схема модели эмоциогенного стимулятора: КА – когнитивная активность; электроэнцефалограф – «ЭЭГА-21/26 Энцефалан-131-03»; электронейромиограф – «Нейро-МВП-4»

Для проведения исследований создана база данных, которая содержит 600 паттернов ЭЭГ и 600 паттернов ЭМГ. Паттерны ЭЭГ и ЭМГ показывают изменения в уровне когнитивной активности испытуемых за одни и те же промежутки времени. В качестве испытуемых выступили 30 человек (студенты и выпускники ТвГТУ в возрасте от 20 до 26 лет). Для всех испытуемых осуществляется мониторинг уровня их когнитивной активности при длительном выполнении однотипных вычислительных операций (например, умножение однозначного числа на двузначное число, умножение однозначного числа на трехзначное число и др.). В данной работе

представлены результаты исследования с использованием только паттернов ЭЭГ, длительность каждого паттерна составляет 4 сек. (1 000 отсчетов).

В качестве информативных признаков используются следующие характеристики [4]: абсолютные значения мощностей (АЗМ,  $APV$ ); усредненная длина вектора ( $R_{mean}$ ) и плотность траекторий в 4-х центральных ячейках ( $\gamma_{sum}$ )  $i$ -ой двумерной проекции аттрактора. Анализ уровня когнитивной активности происходит по интегральным характеристикам, характеризующим суммарные показатели (рис. 2) по отведениям ЭЭГ (С3-А1, С4-А2, Р3-А1, Р4-А2) левого и правого полушарий коры головного мозга).

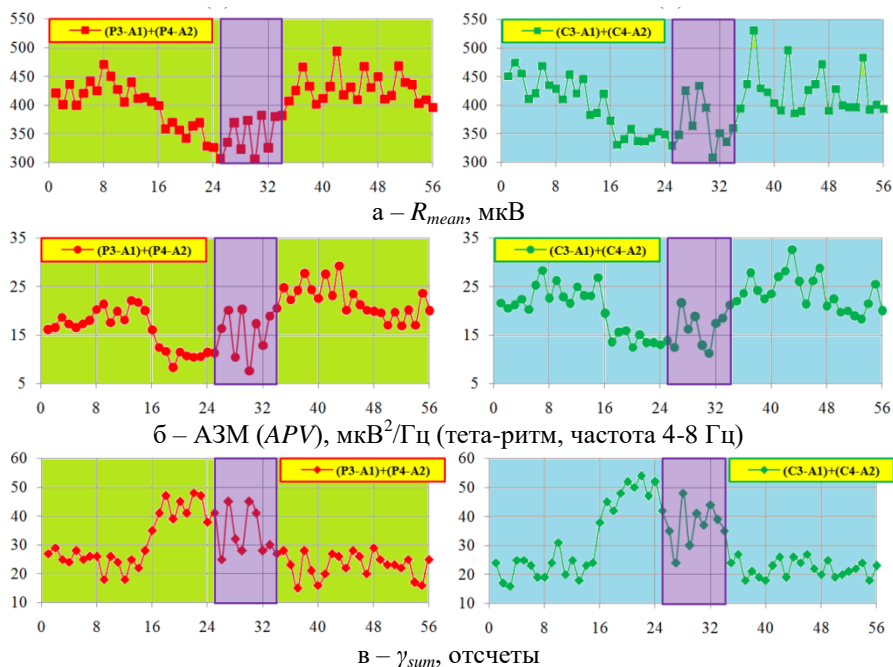


Рис. 2 – Признаковое пространство для 56 паттернов ЭЭГ:  
закрашенная область – эмоциогенная стимуляция

На основе анализа интегральных показателей сформированы правила оценки уровня когнитивной активности человека. В правилах используются нечеткие признаки, например, Правило 1 следующее: {ЕСЛИ (Абсолютные значения мощности,  $APV$ ) = «БОЛЬШИЕ» И (Усредненная длина вектора,  $R_{mean}$ ) = «БОЛЬШАЯ», И (Плотность траекторий в четырех центральных ячейках,  $\gamma_{sum}$ ) = «МАЛАЯ», ТОГДА (Когнитивная активность, СА) = «БОЛЬШАЯ»}.

Далее отслеживается необходимое время эмоциогенной стимуляции (предъявление позитивных и негативных видеоклипов) на основе оценки

уровня когнитивной активности с использованием множества эвристических правил. Блок управления МЭС реализован с помощью нечеткого алгоритма Сугено [5]. Пример реализации алгоритма показан на рис. 3.

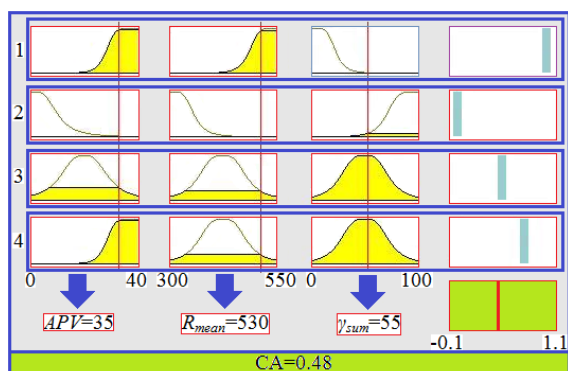


Рис. 3 – Диаграмма оценки уровня когнитивной активности человека

Таким образом, в данной работе предпринята попытка объединить результаты исследований когнитивной активности российскими и зарубежными учеными. Эксперименты с моделью эмоциогенного стимулятора (МЭС) позволили расширить набор информативных признаков для оценки уровня когнитивной активности человека, а также предоставили возможность выбрать наиболее эффективный алгоритм коррекции времени эмоциогенной стимуляции. Полученные результаты можно рассматривать как экспериментальное доказательство возможности реализации схемы эмоциогенной стимуляции в задаче контроля уровня когнитивной активности.

#### Библиографический список

1. Рабинович М.И., Мюезинолу М.К. Нелинейная динамика мозга: эмоции и интеллектуальная деятельность // Успехи физических наук. 2010. Т. 180, № 4. С. 371-387.
2. Valence and arousal of emotional stimuli impact cognitive-motor performance in an oddball task / Y. Lu [et al.] // Biological Psychology. 2017. Vol. 125. Pp. 105-114.
3. Involvement of the amygdala in memory storage: interaction with other brain systems / L.J. McGough [et al.] // Proceedings of the National Academy of Sciences. 1996. Vol. 93, No. 24. Pp. 13508-13514.
4. Филатова Н.Н., Бодрина Н.И., Сидоров К.В. Модели динамики когнитивных и эмоциональных процессов: построение и исследование. Тверь: ТвГТУ, 2024. 159 с.
5. Штовба С.Д. Проектирование нечетких систем средствами MATLAB. М.: ООО «Горячая Линия – Телеком», 2007. 288 с.

## КОЛЬЦА ГЕЛЬМГОЛЬЦА: ВЛИЯНИЕ НА ЧЕЛОВЕКА

А.И. Боронников, В.Н. Морозов

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

*Проведен анализ потенциальных биологических и психофизиологических эффектов, включая влияние на нервную и сердечно-сосудистую системы, а также значимость плацебо- и ноцебо-механизмов. Особое внимание уделено потенциальным рискам и необходимости медицинского мониторинга, соблюдения стандартов электромагнитной безопасности и корректной методологии экспериментов.*

**Ключевые слова:** Кольца Гельмгольца, биологические эффекты, психологический эффект, плацебо, ноцебо, медицинский мониторинг, риски и безопасность, технический контроль.

## HELMHOLTZ COILS: EFFECTS ON HUMANS

A.I. Boronnikov, V.I. Morozov

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

*The analysis covers potential biological and psychophysiological effects, including impacts on the nervous and cardiovascular systems, as well as the significance of placebo and nocebo mechanisms. Special attention is given to potential risks, the necessity of medical monitoring, adherence to electromagnetic safety standards, and proper experimental methodology.*

**Keywords:** Helmholtz coils, biological effects, psychological effect, placebo, nocebo, medical monitoring, risk and safety, technical control.

Слабые магнитные поля могут умеренно расширять сосуды, улучшать микроциркуляцию и обмен веществ, что объясняется их воздействием на биоэлектрические процессы и регуляцию сосудистого тонуса [2]. При регулярном воздействии возможно формирование адаптации к колебаниям геомагнитного поля, что особенно важно для людей с метеочувствительностью. Также отмечаются косвенные данные о снижении тревожности и повышении стрессоустойчивости за счёт стабилизации нервной активности [3].

При этом превышение безопасных уровней воздействия может вызывать головную боль, головокружение, колебания артериального давления, нарушения сна и внимания. Возможны отклонения в работе нервной системы из-за изменения биоэлектрических ритмов мозга [3]. Реакции индивидуальны, особенно у людей с гиперчувствительностью.

В отличие от магнитотерапии, где воздействие локальное и направлено на лечение, магнитные поля колец Гельмгольца оказывают равномерное

системное влияние и используют иные параметры, что делает прямой перенос данных о безопасности магнитотерапии некорректным [2].

Предполагаемые положительные эффекты сочетаются с недостатком клинических данных о долгосрочной безопасности. Даже слабые поля при повторном воздействии могут иметь кумулятивный эффект, влияя на нервную и сердечно-сосудистую системы. Применение колец Гельмгольца требует строгого контроля и медицинского мониторинга. Для объективной оценки пользы и рисков необходимы систематические клинические исследования.

Психологический аспект применения колец Гельмгольца является важной составляющей их воздействия на человека. Даже при отсутствии выраженного физиологического эффекта у людей могут возникать субъективные ощущения улучшения или ухудшения самочувствия, обусловленные эффектами плацебо и ноцебо [3]. Плацебо проявляется в тот момент, когда человек ожидает позитивного результата и действительно ощущает снижение тревожности, повышение работоспособности или уменьшение боли. Это может сопровождаться реальными физиологическими изменениями, связанными с активацией нейропсихологических механизмов, включая выделение эндорфинов и нормализацию работы вегетативной нервной системы.

Ноцебо, напротив, возникает при негативных ожиданиях. Страх перед магнитным воздействием способен вызвать головную боль, тошноту, учащённое сердцебиение и другие неприятные симптомы, даже если параметры магнитного поля безопасны и не оказывают физиологического влияния. В этом случае ухудшение состояния полностью связано с эмоциональным компонентом [3].

Понимание и контроль психологического фактора играют ключевую роль в корректной интерпретации результатов исследований и формировании доверия пациентов к процедуре. Предварительное информирование о безопасности, соблюдение стандартизированных методик, участие медицинских психологов и создание комфортных условий помогают минимизировать риск ноцебо и поддерживать положительное восприятие сеансов. В научных экспериментах важным является использование слепых и двойных слепых методов, снижающих влияние ожиданий на оценку эффективности.

Технология колец Гельмгольца основана на точном воспроизведении однородного магнитного поля, что опирается на фундаментальные принципы электромагнетизма и закон сохранения энергии [1]. Однако её практическое использование связано с рядом потенциальных рисков, которые необходимо учитывать. Длительное или чрезмерное воздействие магнитного поля может приводить к нарушениям со стороны нервной системы, проявляющимся головными болями, бессонницей и раздражительностью. Для снижения вероятности таких реакций требуется индивидуальный подбор параметров

воздействия, ограничение времени процедур и постоянный медицинский контроль [2].

Магнитные поля могут влиять на сосудистый тонус, вызывая колебания артериального давления и ухудшение кровообращения, поэтому важно контролировать сердечно-сосудистые показатели и применять преимущественно безопасные низкочастотные режимы [2]. У некоторых людей может наблюдаться повышенная чувствительность к магнитному воздействию, сопровождающаяся головокружением, тошнотой или быстрой утомляемостью, что требует предварительного тестирования и постепенного увеличения интенсивности.

Особую сложность представляет неопределенность долгосрочных последствий регулярного воздействия магнитного поля, поскольку данных пока недостаточно. Это обуславливает необходимость длительного наблюдения и ограничения числа процедур. Существуют и технические риски: сбой оборудования или некорректная калибровка могут привести к искажению характеристик поля, что потенциально вызывает непредсказуемые реакции. Поэтому требуется регулярное техническое обслуживание, надежное электропитание и внедрение систем контроля параметров.

Таким образом, технология колец Гельмгольца обладает исследовательским и потенциально терапевтическим потенциалом, но её применение должно сопровождаться системным учетом биологических, психологических и технических факторов безопасности.

#### *Библиографический список*

1. Гельмгольц, Г. Л. Ф. «О сохранении силы» (1847). Классический труд, в котором автор формулирует закон сохранения энергии, лежащий в основе понимания всех физических процессов, включая взаимодействие магнитных полей с живыми системами.
2. Андреев, Е.Д., Сыркин А.Л. «Магнитотерапия: механизмы влияния и клинические аспекты» (М., 2019). Современное издание, раскрывающее биофизические основы воздействия магнитных полей на организм и их терапевтическое применение. Авторский анализ особенно полезен для оценки физиологических эффектов полей колец Гельмгольца.
3. Бородин, В.В. «Психофизиологические реакции человека на слабые электромагнитные поля» // Журнал нейрофизиологии. 2021. Статья посвящена влиянию слабых магнитных полей на работу нервной системы, включая феномены плацебо и ноцебо, что имеет прямую связь с психологическими аспектами применения колец Гельмгольца.

## **РЕАЛИЗАЦИЯ КОНЦЕПЦИИ БЕРЕЖЛИВОГО ПРОИЗВОДСТВА В ИСПЫТАТЕЛЬНОЙ ЛАБОРАТОРИИ**

С.В. Губарева, Д.М. Лобанов

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

*В статье проанализированы особенности реализации принципа 5S бережливого производства в испытательной лаборатории. Рассмотрены основные аспекты и этапы внедрения данной методики.*

**Ключевые слова:** испытательная лаборатория, бережливое производство, 5S, совершенствование.

## **IMPLEMENTATION OF THE LEAN MANUFACTURING CONCEPT IN A TEST LABORATORY**

S.V. Gubareva, D.M. Lobanov

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

*This article analyzes the specifics of implementing the 5S lean manufacturing principle in a testing laboratory. The key aspects and stages of implementing this methodology are discussed.*

**Keywords:** testing laboratory, lean manufacturing, 5S, improvement.

Современный рынок испытательных услуг характеризуется тенденцией к ужесточению требований к ключевым операционным показателям: скорости выполнения работ, стоимости услуг и, что немаловажно, качеству предоставляемых результатов. При этом лаборатории обязаны неукоснительно соблюдать строгие нормы систем менеджмента качества (СМК) и требования аккредитационных органов. В условиях растущей конкуренции это создаёт необходимость в постоянном поиске методов повышения внутренней эффективности и производительности без компромиссов в отношении точности и достоверности данных. Одним из наиболее действенных подходов к решению этой задачи является философия бережливого производства (Lean), направленная на систематическое устранение всех видов потерь.

В практической деятельности многих испытательных лабораторий присутствуют значительные, но зачастую неочевидные потери. К ним относятся: нерациональная организация рабочего пространства, приводящая к излишним перемещениям персонала; постоянная трата рабочего времени на поиск инструментов, приборов, реактивов или документации; накопление избыточных запасов материалов и просроченных реактивов; потенциальный риск возникновения ошибок и несоответствий из-за беспорядка или использования неподходящих ресурсов. Эти проблемы напрямую влияют на

себестоимость испытаний, производительность труда и общую операционную эффективность, создавая «скрытые резервы» для улучшений.

Цель – разработать пошаговый алгоритм внедрения системы 5S, а также доказать её эффективность в качестве базового, наименее затратного и высокоэффективного инструмента бережливого производства для улучшения организации рабочей среды и повышения операционной эффективности испытательной лаборатории.

В качестве методологической основы исследования была выбрана система 5S – базовый инструмент бережливого производства, нацеленный на рациональную и эффективную организацию рабочего пространства. Система представляет собой циклический процесс, состоящий из пяти последовательных этапов (шагов), название каждого из которых в русскоязычной практике часто калькируется с японского оригинала:

Сортировка (Seiri) – разделение всех предметов в рабочей зоне на необходимые и ненужные с целью устранения последних.

Соблюдение порядка (Seiton) – организация хранения необходимых предметов таким образом, чтобы их легко можно было найти и использовать.

Содержание в чистоте (Seiso) – тщательная уборка и поддержание чистоты рабочего места, совмещенная с проверкой оборудования и оснастки.

Стандартизация (Seiketsu) – закрепление достигнутых практик первых трех шагов в виде единых стандартов и правил.

Совершенствование (Shitsuke) – воспитание привычки к неукоснительному соблюдению установленных стандартов и их постоянное улучшение.

Адаптация системы 5S для испытательной лаборатории заключалась в учете ее специфики: работы с высокоточным оборудованием, химическими реактивами, эталонными образцами и строго регламентированной документацией. Основной акцент был сделан на обеспечение воспроизводимости результатов, безопасности труда и минимизацию времени на выполнение непрофильных операций.

Этап «Сортировка» (Seiri)

До начала внедрения в лаборатории наблюдалась типичная для многих подобных организаций картина: захламленность рабочих зон, отсутствие четкого зонирования. Стеллажи и шкафы были заполнены неиспользуемым оборудованием, архивными пробами и документами, часть реактивов имела истекший срок годности. Инструменты и средства измерения хранились в общих ящиках, что требовало значительного времени на их поиск.

На данном этапе была создана рабочая группа, которая провела полную инвентаризацию всех активов лаборатории. Каждый предмет был классифицирован с помощью системы цветowych меток:

Зеленая метка («необходимо постоянно»): действующее поверенное оборудование, текущие реактивы, актуальные версии рабочих инструкций.

Желтая метка («необходимо изредка»): резервное оборудование, редко используемые специализированные реактивы, архивные образцы в пределах срока хранения.

Красная метка («не нужно»): списанное оборудование, просроченные реактивы и образцы, устаревшие и дублирующие документы.

Выявленные «залежи» с красными метками подлежали обязательному удалению с рабочей территории в соответствии с регламентами по утилизации.

Этапы «Соблюдение порядка» (Seiton)

На основе результатов этапа сортировки был реализован этап «Соблюдение порядка» (Seiton), главной целью которого стало создание системы, в которой любая необходимая вещь находится на своем месте и может быть легко и быстро найдена.

Реализация принципов Seiton в лаборатории включала:

Четкое зонирование: пространство лаборатории было разделено на функциональные зоны: рабочая зона (проведение испытаний), зона хранения реактивов и образцов, зона подготовки, зона для архивного оборудования.

Визуализация: все шкафы, стеллажи и полки получили буквенно-цифровые обозначения. Для реактивов была внедрена система цветовой маркировки по классам опасности и типу.

Разработка системы адресного хранения: каждому предмету, оставшемуся после сортировки, был присвоен «адрес» (например, «Шкаф-В, Полка-3, Ячейка-05»). Адреса были внесены в электронную базу данных лаборатории, что позволило быстро локализовать даже редко используемое оборудование или материалы.

Следующим шагом стал этап «Содержание в чистоте» (Seiso), который вышел за рамки простой уборки и превратился в инструмент контроля состояния рабочей среды.

Реализация принципов Seiso в лаборатории включала:

Разработка регламентов уборки: были созданы подробные инструкции по уборке для различных зон. Определены необходимые моющие средства, инструменты и периодичность уборки.

Закрепление зон ответственности: вся территория лаборатории была разделена на секторы, за каждым из которых был закреплен ответственный сотрудник.

Внедрение графика уборок: был установлен ежедневный 5-минутный график уборки в конце рабочего дня и еженедельная 30-минутная уборка с более тщательной очисткой оборудования.

Для закрепления достигнутых на предыдущих этапах результатов и обеспечения долгосрочной эффективности системы был реализован этап «Стандартизация» (Seiketsu). Его ключевой задачей стало создание единообразных подходов к организации рабочего пространства, исключающих возврат к хаосу.

Мероприятия этапа Seiketsu включали:

Разработка Стандартных операционных процедур (СОП): Были формализованы и включены в систему менеджмента качества лаборатории следующие документы:

СОП «Организация рабочего места лаборанта».

СОП «Порядок хранения реактивов и образцов».

СОП «Правила маркировки и адресного хранения».

Заключительным и наиболее сложным этапом стал «Совершенствование» (Shitsuke), направленный на формирование устойчивой привычки и корпоративной культуры, основанной на соблюдении установленных правил.

Мероприятия этапа Shitsuke включали:

Регулярные аудиты 5S: была внедрена система регулярных аудитов. Аудиты проводились как руководителем подразделения, так и специально обученными сотрудниками из числа персонала (внутренние аудиты).

Обсуждение результатов: результаты аудитов открыто обсуждались на совещаниях. Это позволяло оперативно выявлять системные проблемы и находить для них решения.

Разработанный в ходе исследования алгоритм внедрения, набор стандартных операционных процедур и чек-листы для аудита могут быть успешно тиражированы и адаптированы в других лабораториях схожего профиля.

#### *Библиографический список*

1. Гуляева К. А., Артемьева И. Л. Инструментарий для проектирования систем понятий и баз знаний предметных областей с объектами сложной структуры // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 87. С. 62-77.
2. Пылькин А. Н., Тишкина В. В. Информационная система формирования управленческих решений по улучшению текущего состояния объекта управления / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2025. № 91. С. 76-86.
3. Казаков О. Д. Оценка эффективности работы технологического оборудования по данным киберфизического уровня цифровых двойников бизнес-процессов дискретного производства // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2022. № 82. С. 177-186.
4. Безукладов Д. А. Процессы формирования организационной среды производственных систем // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 29. С. 90-93.
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.

## УПРАВЛЕНИЕ РИСКАМИ ПРОИЗВОДСТВЕННЫХ ПРОЦЕССОВ

С.В. Губарева, В.М. Апостол

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

*В статье проанализированы современные методы оценки риска. Раскрыты ключевые методы и алгоритмы оценки и снижения рисков, а также продемонстрировано практическое применение этих методов в производстве.*

**Ключевые слова:** управление рисками, производственные процессы, FMEA, анализ рисков, производственные потери.

## RISK MANAGEMENT OF PRODUCTION PROCESSES

S.V. Gubareva, V.M. Apostol

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

*This article analyzes modern risk assessment methods. It reveals key methods and algorithms for risk assessment and mitigation, and demonstrates the practical application of these methods in production.*

**Keywords:** risk management, production processes, FMEA, risk analysis, production losses.

В современных производственных условиях, характеризующихся высокой технологической сложностью, жесткими требованиями к безопасности и качеству продукции, управление рисками становится одним из главных факторов устойчивого развития предприятий. Постоянное внедрение новых технологий, автоматизация процессов, использование передовых материалов и возрастание масштабов производства ведут к усложнению технологических цепочек и одновременному росту масштабов и вероятности потенциальных аварий и сбоев. Это напрямую влияет на финансовые показатели и репутацию предприятий, создавая необходимость создания эффективных систем управления рисками. Важность этих систем заключается в минимизации негативных воздействий и повышении адаптивности производственных процессов к внутренним и внешним угрозам.

Цель статьи – всесторонне рассмотреть теоретические основы управления рисками, проанализировать архитектуру современных систем, раскрыть ключевые методы и алгоритмы оценки и снижения рисков, а также показать практическое применение этих систем в производстве и обозначить перспективы развития с акцентом на цифровизацию и искусственный интеллект.

Управление рисками в производстве представляет систематизированный процесс, направленный на выявление, анализ, оценку и снижение воздействия рисков. Классификация рисков учитывает технологические

риски – сбои оборудования, перебои в энергоснабжении, организационные – ошибки персонала, недостатки управления, и внешние – экологические аварии, рыночные изменения.

Для анализа рисков применяются разнообразные инструменты. Качественные методы включают экспертные оценки и построение матриц риска, количественные – вероятностное моделирование, анализ видов и последствий отказов (FMEA) и использование деревьев отказов и событий для выявления причинно-следственных связей. В последние годы на первый план выходят методы искусственного интеллекта и машинного обучения, позволяющие анализировать большие данные производства, выявлять скрытые закономерности и прогнозировать возможные отказы и аварии с высокой точностью.

Современные системы управления рисками имеют модульную структуру, включающую несколько ключевых компонентов.

Первый – модуль идентификации рисков, который систематически собирает данные с сенсоров, датчиков и других информационных источников для детального мониторинга процессов.

Второй – модуль оценки и анализа, реализующий как классические модели, так и адаптивные алгоритмы с элементами машинного обучения для количественной и качественной оценки рисков.

Третий компонент – система мониторинга, обеспечивающая постоянное наблюдение за состоянием оборудования и процессами, позволяющая среагировать на отклонения.

Наконец, модуль реагирования отвечает за оперативное принятие управленческих решений и внедрение мер по снижению последствий выявленных рисков. Для комплексной работы эти модули интегрируются с корпоративными системами управления предприятием (ERP), SCADA и системами контроля качества и безопасности, создавая единую среду для анализа и принятия решений.

Методы оценки рисков в производстве условно делятся на количественные и качественные.

К количественным относятся вероятностные и статистические методы, позволяющие моделировать сценарии аварий, рассчитывать уровни риска и прогнозировать последствия.

К качественным – экспертные оценки, которые применяются в ситуациях неопределенности или при недостаточности численных данных, а также построение матриц риска и рейтингов.

Современные системы управления рисками активно используют алгоритмы машинного обучения и искусственного интеллекта, которые способны выявлять аномалии в работе оборудования, прогнозировать возможные отказы и оптимизировать процессы технического обслуживания.

Автоматизация процессов позволяет в режиме реального времени анализировать данные, принимать превентивные меры, что снижает количество неожиданных простоев и повышает безопасность труда.

Интеграция с системами контроля качества и промышленной безопасности формирует комплексный подход к управлению производственными рисками.

Несмотря на очевидные преимущества, внедрение систем управления рисками сталкивается с рядом проблем: высокая стоимость разработки и поддержки, сложности интеграции с разнородными технологическими системами, а также недостаточный уровень квалификации кадров. Однако тенденции цифровизации промышленности и развитие искусственного интеллекта создают новые возможности для совершенствования подобных систем.

Разработка гибридных архитектур, сочетающих экспертные знания с машинным обучением, развитие платформ единых данных для управления рисками, качеством и производительностью, а также расширение применения Интернета вещей (IoT) создают предпосылки для повышения эффективности и адаптивности систем. Совершенствование алгоритмов прогнозирования, включая глубокое обучение, позволит создавать более точные и надежные модели, адаптирующиеся к изменяющимся условиям производства и внешней среды.

Опыт промышленных предприятий демонстрирует значительный потенциал внедрения систем управления рисками. На нефтехимическом производстве применение предиктивной аналитики позволило выявить корреляцию между параметрами технологического режима и вероятностью аварийных ситуаций, что обеспечило сокращение незапланированных простоев и существенную экономию на ремонтных работах.

В автомобилестроении интеграция модуля управления рисками в производственную систему позволила автоматизировать анализ дефектов и значительно сократить время поиска их коренных причин. Это способствовало не только снижению уровня брака, но и оптимизации взаимодействия с поставщиками комплектующих.

Системы управления рисками становятся фундаментальным элементом безопасного и эффективного производства, выполняя функцию снижения негативных воздействий и обеспечивая устойчивость предприятий к вызовам современности. Интеграция теоретических моделей, практических решений и передовых цифровых технологий способствует не только повышению качества управления, но и развитию новых подходов к прогнозированию и адаптации производства.

Эволюция систем управления рисками демонстрирует переход от реактивного контроля к стратегическому прогнозированию. Интеграция методологического аппарата с передовыми цифровыми технологиями формирует основу для создания адаптивных производственных систем, способных эффективно функционировать в условиях возрастающей неопределенности.

Будущие исследования должны быть сосредоточены на автоматизации процессов и развитии интеллектуальных методов, что позволит

предприятиям успешно конкурировать в условиях растущей неопределенности и динамичности рынка.

#### *Библиографический список*

1. Гуляева К. А., Артемьева И. Л. Инструментарий для проектирования систем понятий и баз знаний предметных областей с объектами сложной структуры // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 87. С. 62-77.
2. Пылькин А. Н., Тишкина В. В. Информационная система формирования управленческих решений по улучшению текущего состояния объекта управления / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2025. № 91. С. 76-86.
3. Казаков О. Д. Оценка эффективности работы технологического оборудования по данным киберфизического уровня цифровых двойников бизнес-процессов дискретного производства // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2022. № 82. С. 177-186.
4. Безукладов Д. А. Процессы формирования организационной среды производственных систем // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 29. С. 90-93.

УДК 621.317.616

### **АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ЭЭГ С ДВУХ ОТВЕДЕНИЙ ДЛЯ МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ АУДИОСИГНАЛОМ В БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ**

Н.О. Алексеев<sup>1</sup>

Научный руководитель – Аристов А.А., к.т.н., доцент ОЭИ ИШНКБ ТПУ

<sup>1</sup>ФГАОУ ВО «Национальный Исследовательский Томский Политехнический Университет», г. Томск

*Рассмотрен принцип одновременной обработки сигналов с отведений Fz и Pz ЭЭГ с целью реализации многопараметрического управления аудиосигналом в рамках биологической обратной связи.*

*Представлен алгоритм обработки сигнала ЭЭГ и настройки параметров аудиосигнала и программа, демонстрирующая реализацию обработки в реальном времени.*

**Ключевые слова:** биологическая обратная связь, электроэнцефалография, альфа-ритм, спектральная плотность мощности, межканальная когерентность.

## TWO-LEAD EEG PROCESSING ALGORITHM FOR MULTI-PARAMETRIC AUDIO SIGNAL CONTROL IN BIOLOGICAL FEEDBACK

N.O. Alekseev<sup>1</sup>

Scientific supervisor – A. A. Aristov, candidate of technical sciences, associate professor of EI ISHNKB TPU

<sup>1</sup>The National Research Tomsk Polytechnic University

*The principle of simultaneous processing of signals from the Fz and Pz EEG leads is discussed for the purpose of implementing multiparameter audio signal control within the context of biofeedback.*

*An algorithm for processing the EEG signal and adjusting audio signal parameters is presented, along with a program demonstrating the implementation of real-time processing.*

**Keywords:** *biofeedback, electroencephalography, alpha rhythm, power spectral density, interchannel coherence.*

Слуховая рецепция является естественным и одним из наиболее чувствительных каналов восприятия информации человеком. В системах биологической обратной связи звуковой стимул, модулируемый параметрами мозговой активности, обеспечивает плавность и интуитивность восприятия обратной связи, способствуя выработке механизмов саморегуляции и саморелаксации [1].

В работе [2] представлено сравнительное исследование визуальных и аудиальных стимулов в системах обратной связи, и показано, что аудиальная модальность отвлекает внимание испытуемого в меньшей степени и лучше интегрируется в процессы внутреннего контроля, чем визуальная, особенно при тренировках, связанных с альфа-ритмом мозга.

В ранее представленной автором статье [3] был описан алгоритм, реализующий биологическую обратную связь на основе модулирования громкости сигнала в линейной зависимости от выраженности альфа-ритма в отведении Cz. Однако, согласно исследованиям [4], использование громкости как единственного отслеживаемого параметра звукового стимула ограничивает эффективность метода, так как субъективное восприятие громкости звука может зависеть от индивидуальной чувствительности человека. Результаты психоакустических исследований [5] показывают, что такие параметры как тембр и пространственная локализация звука воспринимаются человеком более дифференцировано, чем линейные изменения звука, что указывает на необходимость применения многопараметрического управления звуковым стимулом для достижения более высокого уровня восприятия обратной связи пациентом.

Использование двух отведений ЭЭГ вместо одного позволяет увеличить количество обрабатываемых алгоритмом данных и учесть пространственное распределение мозговой активности, что создает основу для последующей

реализации многопараметрического управления аудиосигналом. Кроме того, возникает необходимость применения альтернативных отведений взамен Cz, так как данный участок коры относится к сенсомоторной зоне, где выражен мю-ритм, имеющий частотный диапазон, перекрывающийся с альфа-ритмом, что может приводить к искажению оценки его мощности.

Для отслеживания активности альфа-ритма, не связанного со зрительной и сенсомоторной активностью, были выбраны срединные отведения в теменной (Pz) и фронтальной областях (Fz), расположение которых приведено на рис. 1. Выбор срединных отведений позволяет уменьшить количество используемых электродов и регистрировать усредненные показатели электрической активности. Отведение Pz соответствует области, анализ которой производится для отслеживания когнитивных процессов, связанных не только с обработкой и запоминанием информации, но в том числе связанных с общим расслаблением и внутренним сосредоточением. На данном отведении может быть зарегистрирована достаточно устойчивая активность альфа-волн, особенно при отслеживании процессов снижения тревожности и уровня стресса. Альфа-активность в отведении Fz может быть менее выраженной, чем в затылочных отведениях, где этот ритм доминирует, и наиболее вероятно будет связана исключительно с эмоциональными компонентами общего расслабления организма, так как фронтальная область мозга выполняет в основном функции, связанные с когнитивными процессами, поведением и эмоциями. При этом, использование пары отведений Pz-Fz делает возможным вычисление задне-передней асимметрии и межканальной когерентности, что повышает достоверность оценки состояния мозга и снижает влияние локальных артефактов.

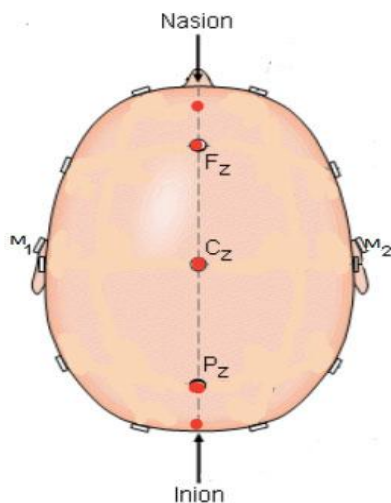


Рис. 1 – Расположение срединных отведений ЭЭГ  
Текущий алгоритм обработки сигналов с двух отведений в своей основе

содержит принцип анализа сигналов ЭЭГ, использованный ранее: сигналы регистрируются одновременно монополярными отведениями с точек Fz и Pz, для каждого отведения в заданном временном окне вычисляется спектральная плотность мощности по методу Уэлча, которая затем интегрируется в частотном диапазоне всего сигнала (от 1 до 45 Гц) и в частотном диапазоне альфа-ритма (от 8 до 13 Гц), для получения численного значения энергии сигнала и его составляющей в альфа-ритме. Таким образом для обоих отведений вычисляется альфа-индекс – отношение энергии сигнала в альфа-диапазоне к энергии всего сигнала в обозначенном промежутке времени. Усредненное значение альфа-индекса с двух отведений регулирует уровень громкости аудиосигнала, для отражения общего уровня расслабления.

Параметр панорамы аудиосигнала, то есть пространственного распределения звука между правым и левым аудиоканалами, рассчитывается как разность альфа-индексов с двух отведений. Изменение панорамы позволяет воспринимать звук как «смещенный» влево или вправо, что создаёт пространственную динамику и отражает баланс между теменной и фронтальной активностью мозга.

Другим модулируемым параметром звукового стимула является тембр – спектральная окраска звука, связанная с распределением энергии между гармониками и с синхронностью частотных составляющих, определяющая его «мягкость» или «плотность» при одинаковой громкости. Величина данного параметра определяется значением коэффициента средней когерентности в частотном диапазоне от 8 до 13 Гц, рассчитываемого по следующей формуле [6]:

$$Coh_{\alpha} = \frac{1}{N_{\alpha}} \sum_{f_i \in [8,13]} \frac{|S_{Pz,Fz}(f_i)|^2}{S_{Pz,Pz}(f_i)S_{Fz,Fz}(f_i)} \quad (1)$$

$N_{\alpha}$  – количество частотных отсчетов

$S_{Pz,Fz}(f_i)$  – взаимная спектральная плотность мощности Pz-Fz

$S_{Pz,Pz}(f_i)$  – спектральная плотность мощности в отведении Pz

$S_{Fz,Fz}(f_i)$  – спектральная плотность мощности в отведении Fz

Коэффициент когерентности отражает синхронность фаз и амплитуд двух сигналов во времени, что в данном случае означает, насколько синхронно осциллируют  $\alpha$ -ритмы в двух областях мозга. Тембр звука передает степень согласованности между зонами мозга за счет того, что при высоком уровне когерентности звук становится более «чистым» и «упорядоченным», при низком — более «рассеянным» и «тёплым».

В качестве последнего управляемого параметра звукового сигнала был выбран параметр реверберации – отражения звука в пространстве, создающего ощущение объемности звука. Изменение реверберации воспринимается как переход от «сухого», близкого звука к «объемному» и «дальному». Значение реверберации управляется коэффициентом вариации альфа-индекса за несколько предыдущих временных окон [7]:

$$CV_{\alpha} = \frac{\sigma(AI_{Pz}^{(t-n:t)})}{\mu(AI_{Pz}^{(t-n:t)})} = \sqrt{\frac{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (AI_{Pz} - \mu)^2}{\mu}} \quad (2)$$

$AI_{Pz}$  – альфа-индекс в отведении Pz

$\mu = \frac{1}{n} \sum AI_{Pz}$  – среднее значение альфа-индекса за n окон

$\sigma(AI_{Pz})$  – стандартное отклонение значений альфа-индекса

Чем менее стабилен альфа-ритм во времени, тем выше коэффициент вариации, за счет чего связанный с ним параметр реверберации отражает динамику стабильности состояния: устойчивый  $\alpha$ -ритм делает звук ровным и статичным, нестабильный – более «колеблющимся».

Для проверки практической возможности получения описанных параметров при использовании данного алгоритма обработки, была разработана программа на языке программирования Python, использующая встроенные библиотеки для математических вычислений, построения графиков и зависимостей. На рис. 2 представлено пользовательское окно разработанной программы. Для анализа используется цифровая запись ЭЭГ пациента длительностью 180 секунд, полученная из открытой базы данных [8]. Запись автоматически разделяется на временные окна длительностью 1 секунда, в рамках каждого из которых вычисляется спектральная плотность мощности и альфа-индекс для каждого из двух анализируемых отведений, а также идет расчет межканальных параметров усредненного альфа-индекса, асимметрии и когерентности. Коэффициент вариации альфа-индекса считается по значениям индекса в текущем окне и предыдущих пяти окнах.

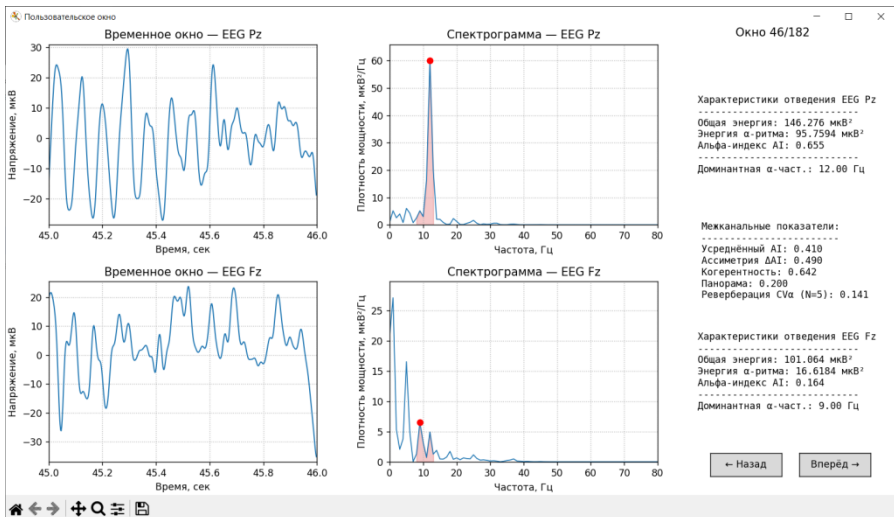


Рис. 2 – Пользовательское окно программы, обрабатывающей сегменты записи ЭЭГ по разработанному алгоритму

За счет параллельной обработки ЭЭГ-сигналов с двух каналов, данный алгоритм позволяет расширить возможности реализации метода биологической обратной связи за счет использования нескольких физиологических показателей для управления параметрами звукового сигнала. Реализованная программная модель демонстрирует устойчивость вычислений, визуализацию временных и спектральных характеристик, а также формирование информативных метрик, пригодных для использования в аудиомодуле обратной связи. Использование многопараметрического управления звуком делает воздействие более чувствительным к динамике мозговых процессов, что повышает эффективность метода биологической обратной связи при коррекции тревожных состояний пациента.

#### *Библиографический список*

1. Musical Neurofeedback Advancements, Feedback Modalities, and Applications // Applied Psychophysiology and Biofeedback. – 2024. – Springer. – С. 347-363.
2. Vourvopoulos, A., et al. Comparison of Visual and Auditory Modalities for Upper-Alpha EEG Neurofeedback // ResearchGate. – 2019. – 8352 с. – С. 5964-5966.
3. Алексеев Н.О. Обработка энцефалограммы пациента для реализации биологической обратной связи // Сб. тр. XXXVII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2024». – Рязань: ИП Коняхин (Book Jet), 2024. – 398 с. – С. 166-171.
4. Moore, B. C. J. An Introduction to the Psychology of Hearing. – Academic Press, 2013. – 441 с.
5. Blauert, J. Spatial Hearing: The Psychophysics of Human Sound Localization. – Cambridge, MA: MIT Press, 1997. – 494 с.
6. Bendat, J. S., Piersol, A. G. Random Data: Analysis and Measurement Procedures. – 2nd ed. – New York: Wiley-Interscience, 1986. – 566 с.
7. Everitt, B. S. The Cambridge Dictionary of Statistics. – Cambridge; New York: Cambridge University Press, 1998. – 360 с. – ISBN 978-0-521-59346-5
8. PhysioNet [Электронный ресурс] – Электроэнцефалограммы при выполнении ментальных арифметических задач. Данные. 2019 год; 4(1):14. – URL: <https://physionet.org/content/eegmat/1.0.0/> (дата обращения: 20.09.2025)

УДК 621.317.616

### **ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОТЕСТИРОВАНИЯ КАК МЕТОДА КОНТРОЛЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОГО ПРОИЗВОДСТВА**

Е.В.Воробьева, В.В. Медведева, У.А. Устюшина

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

*Рассмотрено биотестирование как контрольный метод для оценивания эффективности очистки сточных вод электрохимического производства.*

**Ключевые слова:** биотестирование, дафнии, стоки, эффективность очистки сточных вод.

## **USE OF BIOTESTING AS A METHOD OF EFFICIENCY CONTROL OF WASTEWATER TREATMENT OF ELECTROCHEMICAL PRODUCTION**

E.V. Vorobyeva, V.V. Medvedeva, U.A. Ustyushina

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

*Biotesting is considered as a control method for evaluating the efficiency of wastewater treatment of electrochemical production.*

**Keywords:** biotesting, daphnia, effluents, wastewater treatment efficiency.

Отработанные воды электрохимического производства - один из основных источников загрязнения окружающей среды. Они содержат ионы щелочных и тяжелых металлов, а также сульфаты, хлориды, соли аммония, которые наносят большой вред флоре и фауне водоемов. Всё это создает опасность, может привести к исчезновению некоторых видов растений и животных, что так или иначе сказывается на балансе экосистемы.

Стоки электрохимического производства делятся на три категории:

- цианистые сточные воды (формирующиеся при промывке деталей после нанесения покрытий растворами, содержащими цианиды калия или натрия);
- хромсодержащие сточные воды (образующиеся в результате промывки деталей после нанесения хрома и пассивации деталей в растворах, содержащих бихроматы калия или натрия);
- кислотно-щелочные сточные воды (образующиеся при промывке деталей после операции травления, обезжиривания, нанесения покрытий кислотными и щелочными растворами). Эти стоки содержат ионы тяжелых металлов (медь, цинк, никель, железо, хром и др.)

Все их необходимо подвергать тщательной очистке. В настоящее время существуют разнообразные методы очистки сточных вод, которые в свою очередь разделяются на механические, физико-химические, химические, электрохимические и биологические. После очистки нужно проводить качественный анализ воды, тестирование ее на токсичность по отношению к живым объектам.

Цель исследования - изучение возможности использования метода биотестирования для контроля эффективности очистки сточных вод электрохимического производства.

Биотестирование – это использование тест-объектов (биологических объектов) для выявления и оценки действия факторов окружающей среды на организм. Методы биотестирования, разработанные для гидробионтов, позволяют оценить токсичность сточных вод, провести экспресс - анализ,

могут быть использованы для химического анализа в лабораториях. В качестве тест - объектов используются различные организмы: высшие и низшие растения, бактерии, водные и наземные беспозвоночные.

В ходе работы использовались тесты, основанные на оценке выживаемости беспозвоночных животных в критических экспериментальных условиях продолжительностью от 1 до 4 суток, и на регистрации нарушений поведения тест-объектов.

Отбирались пробы сточных вод после очистки. В качестве тест-объекта использовали заранее приобретенные культуры - *Daphnia magna* Straus. В емкости объемом 2 литра помещали 500 мл пробы воды и переносили туда тест-объект с помощью специальной трубочки.

В сосуды наливали по 100 мл контрольной и тестируемой воды. Повторность пятикратная. В каждый сосуд помещали по 10 односточных дафний и экспонировали при оптимальных условиях до 96 часов. Дафний не кормили. Подсчет выживших дафний проводили через 1, 6, 24, 48, 72 и 96 часов. Особей считали выжившими, если они свободно передвигались в толще воды или всплывали со дна сосуда не позднее 15с после его встряхивания. Для определения токсического действия воды в контрольном и других растворах водного объекта тестирования готовили несколько образцов в соотношениях:

- 1 «отстоянная водопроводная вода (контроль):1 тестируемая вода»
- 2 «отстоянная водопроводная вода (контроль):1 тестируемая вода»

Определяли минимальную кратность разбавления, при котором токсическое действие не обнаруживается.

В результате исследования получили следующие результаты реакции тест-объекта на тестируемую воду:

- через 1 час после начала тестирования гибели дафний не наблюдалось;
- через 6 часов гибель составила - 28 особей;
- через 24 часа гибель составила - 39 особей;
- через 48 часов гибель составила - 47 особей;
- через 72 часа гибели дафний не наблюдалось;
- через 96 часов гибели дафний не наблюдалось.

	1			2			3			4			5			Контроль		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
6	9	8	7	9	7	8	7	9	8	7	9	8	9	9	8	10	10	10
24	8	8	6	7	6	7	6	7	8	7	9	7	9	8	8	10	9	9
48	7	8	5	7	6	6	6	7	7	7	8	7	8	8	6	10	9	9
72	7	8	5	7	6	6	6	7	7	7	8	7	8	8	6	10	9	9
96	7	8	5	7	6	6	6	7	7	7	8	7	8	8	6	10	9	9

Таб. 1 – Экспериментальные значения опытов в ходе исследования

В ходе исследования за 48 часов тестирования отмечена гибель 47 особей дафний, что составляет 31% от общего количества. Далее гибель тест-объектов не наблюдалась. Таким образом, за весь период тестирования

погибло 27% тест-объектов, что свидетельствует об отсутствии острого токсического действия сточной воды после очистки.

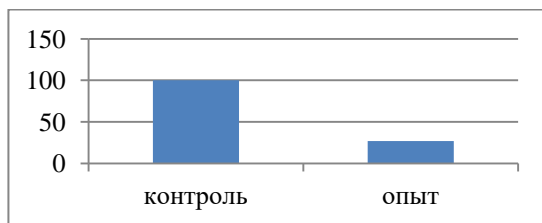


Рис. 1 – Сравнение количества организмов до эксперимента и смертности в результате проведения опытов

Наряду с этим, наблюдалась гибель особей в контрольном образце. Она составила менее 10%, что подтверждает достоверность полученных результатов.

Проведенные исследования позволяют сделать вывод о возможности использования кратковременного биотестирования (до 96 часов) для определения эффективности очистки сточных вод электрохимического производства для исключения их токсического воздействия на природные объекты после сброса стоков. Критерием токсичности является гибель 50 и более процентов дафний в тестируемой воде по сравнению с контрольным образцом.

#### *Библиографический список*

1. Виноградов С.С. Организация гальванического производства. Оборудование, расчет производства, нормирование. Изд. 2-е, переработанное и дополненное. / Под ред. В.Н. Кудрявцева / – М.: Глобус, 2005.
2. Шлугер М.А. Гальванические покрытия в машиностроении. Т.1. – М.: Машиностроение, 1985.
3. С.В.Лихачев, Е.В.Пименова, С.Н.Жакова Биотестирование в экологическом мониторинге./ ИПЦ «Прокрость», 2020.

УДК 616-71

### **ИСПЫТАНИЯ НА ТОЧНОСТЬ БЕЗМАНЖЕТНОГО ТОНОМЕТРА**

А.В. Рочагов, И.С. Явелов

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

*Рассмотрена процедура испытания одноточечного консольного датчика пульсовой волны по результатам расчёта артериального давления с участием добровольцев. Подтверждена эффективность его применения для расчёта артериального давления в сравнении с тонометром Короткова методом двойного фонендоскопа.*

**Ключевые слова:** кровоток, сигнал пульсовой волны высокого разрешения, одноточечная конструкция датчика.

## TESTING THE ACCURACY OF A CUFFLESS BLOOD PRESSURE MONITOR

A.V. Rochagov, I.S. Yavelov A.A.

Blagonravov Institute of Machine Science Russian Academy of Sciences (IMASH RAS), Moscow

*The article discusses the testing procedure for a single-point console pulse wave sensor based on the calculation of blood pressure using volunteers. The effectiveness of its use for calculating blood pressure has been confirmed in comparison with the Korotkov tonometer using the double stethoscope method.*

**Keywords:** blood flow, high-resolution pulse wave signal, single-point sensor design.

Точность измерения параметров жизнедеятельности организма человека играет большую роль при постановке и уточнении диагноза. Технологии безманжетного измерения артериального давления продолжают привлекать внимание исследователей [1-3]. В основу предлагаемого метода положен волоконно-оптический датчик пульсовой волны консольного типа, показанный рис. 1.

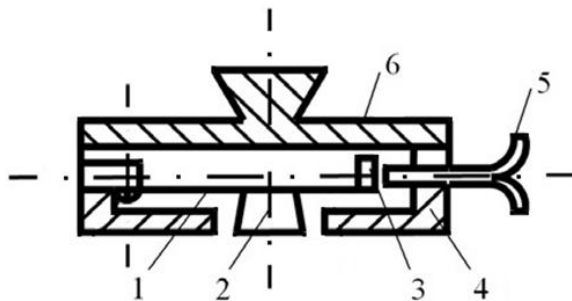


Рис. 1 – Волоконно-оптический датчик пульсовой волны консольного типа (1-консоль, 2-пелот, 3-зеркало-мишень, 4-корпус, 5-волоконно-оптический коллектор, 6-крышка)

Здесь чувствительным элементом является консоль 1, в середине которой, закреплён пелот 2, а на конце расположено зеркало-мишень 3. В корпусе 4 закреплён волоконно-оптический коллектор 5. Крышка 6 имеет выступ, удобный для позиционирования и крепления датчика в браслете или резиновом манжете. Благодаря консоли измерительная ось поворачивается на 90° и световоды имеют радиальный выход. Пелот колеблется относительно корпуса вместе с артериальной стенкой, к которой прижат датчик. Колебания передаются зеркалу, которое движется на удаление от торца световодов. Подача излучения на отражающее зеркало осуществляется из осветительной

группы световодов, а воспринимается приёмной группой. При изгибе консоли перемещение зеркала имеет как поперечную, так и продольную (вдоль оси световодов) составляющую. Преобразователь реагирует именно на продольную составляющую, величины которой достаточно для работы на передней (наиболее чувствительной) ветви преобразователя.

Далее следует регистрация пакета пульсовых волн, например, за время 20 с. Затем проводится разметка кардиоциклов и вычисляется средняя пульсовая волна, по контуру которой с помощью разработанного алгоритма определяется верхнее (САД) и нижнее (ДАД) артериальное давление:

$$\text{САД} = \frac{230}{K_B} (1 - e^{-kz}); z = \left( \frac{A_2}{A_1} \right)^a \left( \frac{ЧСС}{60} \right)^b \quad (1)$$

$$\text{ДАД} = \frac{230}{K_H} (1 - e^{-kz}); z = \left( \frac{A_2}{A_1} \right)^c \left( \frac{ЧСС}{60} \right)^{-d} \quad (2)$$

где  $a = 0,7$ ;  $b = 2$ ;  $c = 0,1$ ;  $d = 1$ ;  $K=2$ ;  $A_1$  – амплитуда пульсовой волны в точке максимума;  $A_2$  – амплитуда пульсовой волны в точке, соответствующей моменту закрытия аортального клапана.

Коэффициенты  $K_B$ ,  $K_H$  определяются после калибровки с контрольного манжетного тонометра (тонометр Короткова). Необходимость калибровки первого замера является особенностью применения данного алгоритма. В связи с этим прибор является индикатором изменения артериального давления. При длительной эксплуатации прибора желательно повторение калибровки контрольным тонометром.

Формулы для САД и ДАД получены эмпирически и отражают факт зависимости этих величин от искажения формы вершины пульсовой волны при возрастных изменениях и частоты сердечных сокращений.

На базе РК НПК Росздрава им. А.Л. Мясникова (Чазовский центр) проводили испытания по замеру артериального давления на пяти добровольцах различного возраста, пола и гипертонического статуса. Контроль осуществлялся тонометром Короткова с применением двойного фонендоскопа. При оценке точности использовали международный стандарт DIN EN 1060-4. Данный документ описывает способ проверки исследований по определению степени точности измерений автоматических неинвазивных аппаратов для измерения кровяного давления, предназначенных для непрямого измерения кровяного давления. Эксперименты проводили следующим образом. На левой руке пациента устанавливали датчик прибора «артериальный тонометр». На правой руке пациента надета манжета тонометра Короткова. Синхронно при декомпрессии манжеты проводится запись пульсовых волн с лучевой артерии левой руки пациента в течение 20 с, по которой вычисляется артериальное давление верхнее и нижнее. Первый замер считается калибровочным. Затем через каждые 3 минуты замеры повторяют 5 раз. Весь процесс с учётом времени самого измерения занимает на одного пациента 20 минут. Результаты приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Результаты испытаний на точность

Паци- ент №№	Гипертонический статус	Пол	Возраст, лет		Откл. САД (мм рт.ст.)	Откл. ДАД (мм рт.ст.)	Допуск (мм рт.ст.)
1	Нормотоник	М	67	средн.ар.	4,2	-0,6	±5
				стандарт	6,7	5,57	8
2	Гипертоник	Ж	64	средн.ар.	2,8	-0,8	±5
				стандарт	5,14	6,54	8
3	Гипертоник	М	65	средн.ар.	-0,6	-2,6	±5
				стандарт	7,84	5,5	8
4	Гипотоник	Ж	50	средн.ар.	3,8	-1,6	±5
				стандарт	7,09	4,69	8
5	Гипотоник	Ж	43	средн.ар.	0	0,2	±5
				стандарт	4,43	7,96	8

Результаты, приведенные в табл. 1, подтверждают, что разработанный прибор отвечает требованиям точности при измерении отклонений величин артериального давления и рекомендуется для мониторинга этих величин.

**Работа выполнена за счет средств Государственного задания, код (шифр) научной темы, присвоенной учредителем (организацией) FFGU-2024-0019.**

#### Библиографический список

1. Явелов И.С., Рогоза А.Н., Малыгин А.В., Рочагов А.В., Федянин В.И. Точность измерения аортального систолического давления с помощью волоконно-оптического сфигмографа высокого разрешения. // Биомедицинская радиоэлектроника, 2016, №1, с.70-75.
2. Ганиев Р.Ф., Ревизников Д.Л., Рогоза А.Н., Сластушенский Ю.В., Украинский Л.Е. Декомпозиция центральной пульсовой волны в сердечно-сосудистой системе человека. // Проблемы машиностроения и надежности машин. 2021. № 2. С. 3-8.
3. Романовский В.Ф., Рогоза А.Н., Романовская А.М., Кузьменков Р.В. Возможности повышения надёжности и точности измерения артериального давления с учетом гидродинамики крови и биомеханики процессов при компрессии тканей плеча пневмоманжетой. // Медицинский алфавит. 2024. № 6. С. 28-38.

## **АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ КТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ ЛЁГКИХ И ЕГО РЕАЛИЗАЦИЯ В MATLAB**

Д.В. Улыбина, Л.Ю. Кривоногов

Медицинский институт ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

*В статье представлен алгоритм автоматизированного анализа КТ-изображений легких для выявления потенциальных опухолевых образований. Метод включает этапы предварительной обработки (медианная фильтрация, улучшение контраста) и сегментации с использованием детектора Канни для выделения границ. Реализация в среде MATLAB показала эффективность алгоритма в выделении аномальных областей по заданному порогу площади. Разработанный подход может быть использован как инструмент поддержки принятия диагностических решений в клинической практике.*

**Ключевые слова:** сегментация изображений, диагностика, детектор Канни, медианный фильтр, обработка КТ-изображений.

## **ALGORITHM FOR SEGMENTATION OF LUNG CT IMAGES AND ITS IMPLEMENTATION IN MATLAB**

D.V. Ulybina, L. Yu. Krivonogov

Medical Institute of Penza State University, Penza

*The article presents an algorithm for the automated analysis of lung CT images to identify potential tumor formations. The method includes preprocessing stages (median filtering, contrast enhancement) and segmentation using the Canny edge detector to highlight boundaries. Implementation in the MATLAB environment demonstrated the algorithm's effectiveness in isolating abnormal areas based on a specified area threshold. The developed approach can be used as a decision support tool for diagnostics in clinical practice.*

**Keywords:** image segmentation, diagnostics, Canny edge detector, median filter, CT image processing.

Рак лёгких остается одним из наиболее распространенных и опасных онкологических заболеваний в мире, характеризующийся высокими показателями летальности. Ранняя и точная диагностика играет важнейшую роль в повышении выживаемости пациентов. В современной клинической практике компьютерная томография (КТ) стала «золотым стандартом» для диагностики патологий легких, в том числе и ранних форм рака. По сравнению с традиционной рентгенографией, КТ предоставляет послойные изображения высокого разрешения, позволяющие визуализировать мелкие узелки и опухоли, которые часто остаются незамеченными на рентгенограммах.

Однако визуальный анализ большого объема КТ-данных (десятки и сотни срезов на одного пациента) занимает много времени и является чрезвычайно трудоемким процессом, требующим высокой концентрации внимания врача-рентгенолога.

В связи с этим, актуальной задачей современной медицины и медицинской кибернетики становится разработка интеллектуальных систем автоматизированного анализа медицинских изображений (CAD – Computer-Aided Diagnosis) [1]. Одной из ключевых и наиболее сложных задач в таких системах является точная сегментация – автоматическое выделение и разметка областей интереса на изображении, соответствующих различным анатомическим структурам или патологическим образованиям, таким как опухолевые узлы.

Цель данного исследования – разработка и тестирование алгоритма предварительной обработки и сегментации КТ-снимков легких для автоматического выделения контуров легочной ткани и потенциальных аномальных областей, которые с высокой долей вероятности могут соответствовать опухолевым процессам. Такой инструмент призван повысить эффективность работы диагноста за счет первичного выделения подозрительных зон и снижения количества пропущенных патологий.

В работе использованы цифровые КТ-изображения легких [2]. Созданная выборка включала изображения различного качества, что позволило оценить устойчивость разработанного алгоритма. Изображения были загружены в среду MATLAB для последующей обработки.

Предложенный алгоритм включает несколько последовательных этапов обработки.

На первом этапе выполнялась загрузка и предварительная обработка данных. Исходное изображение загружалось и, в случае если оно было цветным, преобразовывалось в полутоновое для упрощения последующих вычислительных операций.

Далее осуществлялось подавление шума. Для устранения шумов и мелких артефактов, способных негативно повлиять на качество сегментации, применялся медианный фильтр с размером окна  $3 \times 3$ . Выбор данного фильтра обусловлен его эффективностью в сохранении границ объектов по сравнению с линейными фильтрами.

Следующим шагом было улучшение контраста изображения. Для повышения резкости и улучшения видимости деталей использовалось адаптивное контрастное преобразование, основанное на растяжении гистограммы изображения.

Ключевым этапом сегментации являлось выделение границ объектов. Для этого применялся алгоритм Канны, известный высокой точностью и низкой чувствительностью к шуму. В результате формировалось бинарное изображение границ [3].

На основе полученного бинарного изображения производилось нахождение замкнутых контуров объектов с помощью функции, исключающей внутренние отверстия.

Завершающей стадией был анализ выделенных областей с целью выявления аномалий. В рамках упрощенного подхода аномальными считались области, площадь которых превышала заданный порог, составлявший 500 пикселей. Для визуализации результата такие области выделялись ограничивающими прямоугольниками.

Разработанный алгоритм был протестирован на наборе КТ-снимков [2]. На каждом этапе обработки визуализировались промежуточные результаты, что позволило оценить эффективность применяемых методов (рис. 1).

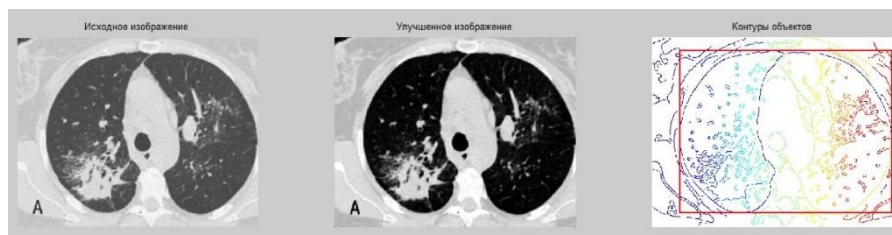


Рис. 1 – Результаты поэтапной обработки КТ изображения легких в MATLAB: исходное изображение, изображение после медианной фильтрации и адаптивного контрастирования, результат сегментации с выделением границ и потенциально аномальных областей

После применения медианной фильтрации и адаптивного контрастирования визуальное качество снимков значительно улучшалось.

Алгоритм Канни успешно выделял основные границы структур. Последующее нахождение контуров позволяло получить связанные области, пригодные для дальнейшего анализа [3].

Основным результатом этапа сегментации стало успешное выделение потенциально аномальных областей, которые маркировались ограничивающими прямоугольниками. Области со значительной площадью могут соответствовать опухолевым образованиям или иным патологическим изменениям, таким как инфильтраты.

Важным преимуществом предложенного алгоритма является вычислительная простота и высокая скорость работы, что создает предпосылки для его интеграции в системы предварительной обработки больших массивов рентгенографических данных.

Вместе с тем, в ходе исследования были выявлены ограничения алгоритма. Во-первых, выделение в качестве подозрительных не только патологических очагов, но и крупных нормальных анатомических структур или артефактов изображения. Во-вторых, использованный пороговый критерий, основанный исключительно на площади области, является

существенным упрощением, так как не учитывает другие важные диагностические признаки, такие как форма, текстура и интенсивность пикселей в выделенной области.

Таким образом, в ходе исследования был разработан и реализован алгоритм сегментации рентгеновских снимков легких, направленный на автоматизацию процесса поиска потенциальных опухолевых образований. Применение последовательности операций – фильтрации, улучшения контраста, выделения границ и анализа областей – показало свою эффективность для выделения контуров и первичного выявления аномалий.

Полученные результаты являются перспективными и служат основой для дальнейших исследований. В будущем планируется усовершенствовать алгоритм за счет использования методов машинного обучения, таких как сверточные нейронные сети (CNN), для классификации выделенных областей и снижения количества ложноположительных срабатываний. Это позволит создать более надежный инструмент для поддержки принятия диагностических решений в клинической практике.

#### *Библиографический список*

1. Doi K. Computer-aided diagnosis in medical imaging: historical review, current status and future potential // Comput Med Imaging Graph, 2007, 31(4-5). pp. 198-211. doi: 10.1016/j.compmedimag.2007.02.002
2. Radiopaedia [Электронный ресурс]. – URL: <https://radiopaedia.org/> (дата обращения: 17.10.2025)
3. Сойникова Е.С., Рябых М.С., Батищев Д.С., Синюк В.Г., Михелев В.М. Высокопроизводительный метод обнаружения границ на медицинских изображениях // Научный результат. Информационные технологии, 2016, 1(3). С. 4-9. doi: 10.18413/2518-1092-2016-1-3-4-9

УДК 616.12-073.97:681.5.015

### **ГЕНЕРАТОР ШУМОВ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПОМЕХ В СИГНАЛЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ В УЧЕБНЫХ ЦЕЛЯХ**

Д.А. Копачев, А.А. Подоксенов

*Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет  
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)*

*Образовательный процесс в области обработки биомедицинских сигналов требует наличия специализированных учебных стендов, позволяющих генерировать электрокардиограмму (ЭКГ) с программируемыми параметрами и различными видами помех. В данной работе предложена структурная схема устройства, реализующая аддитивное наложение артефактов на синтезированный сигнал ЭКГ. Приведены типичные параметры помех для последующего моделирования. Разработанное решение*

предназначено для освоения студентами методов фильтрации в контролируемых условиях.

**Ключевые слова:** учебный стенд, генератор шумов, электрокардиограмма, ЭКГ, помехи, фильтрация сигналов, моделирование.

## **A NOISE GENERATOR FOR EDUCATIONAL SIMULATION OF ARTIFACTS IN ELECTROCARDIOGRAM SIGNALS**

Kopachev D.A., Podoksenov A.A.

Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I. Ulyanov (Lenin)

*The educational process in the field of biomedical signal processing requires specialized training stands capable of generating electrocardiogram (ECG) signals with programmable parameters and various types of noise. This paper presents a structural diagram of a device that implements the additive superposition of various types of noise onto a simulated ECG signal. Typical noise parameters for subsequent modeling are provided. The developed solution is designed for students to master filtering methods in controlled conditions.*

**Keywords:** educational stand, noise generator, electrocardiogram, ECG, noise, signal filtering, modeling.

**Введение.** Современная подготовка инженеров в области биомедицинских систем требует формирования практических навыков обработки физиологических сигналов. Однако учебный процесс ограничен отсутствием специализированных инструментов, позволяющих моделировать сигналы с заданными характеристиками и артефактами в контролируемых условиях. Это затрудняет освоение методов фильтрации и устранения помех.

Для решения указанной проблемы разработан учебный стенд, моделирующий помехи в ЭКГ сигнале. В работе представлены структурная схема генератора, классификация помех и методы синтеза ЭКГ-сигнала.

### **Классификация и параметризация помех ЭКГ-сигнала**

Эффективное моделирование помех требует их систематизации и точной параметризации. В данном разделе рассматриваются основные классы артефактов ЭКГ-сигнала, предназначенные для генерации в учебном стенде.

Артефакты движения – помехи, обусловленные изменением сопротивления электрод-кожа при движении электрода и мышечной активностью [2]. Включают:

- Артефакты мышечных сокращений – шумы с амплитудой 90-110% от ЭКГ, длительностью 50 мс [2] и частотным диапазоном 0.01-104 Гц [1].
- Артефакты смещения электродов – кратковременный дрейф изолинии длительностью 100-500 мс с амплитудой до 500% от ЭКГ [2].
- Контактный шум электродов – скачки изолинии с амплитудой до максимума диапазона регистратора, длительностью 0.1 мс – 10 с и постоянной времени ~1 с [2].

Дрейф изолинии – низкочастотная аддитивная синусоидальная помеха (0.15 – 0.3 Гц) с изменением амплитуды до 15% от ЭКГ [2, 4]. Ведущей причиной возникновения является дыхание пациента [3].

Сетевая наводка – это синусоидальная помеха 50 Гц с гармониками и амплитудой до 50% от ЭКГ [2]. Обусловлена воздействием электромагнитного поля, генерируемого сетями переменного тока промышленной частоты [5].

### Методы синтеза ЭКГ-сигнала

Помимо моделирования помех, ключевой задачей является синтез ЭКГ-сигнала, выступающего основой для последующего наложения артефактов. Для генерации сигнала ЭКГ, используемого в учебном стенде, были применены два метода синтеза: аддитивная модель и периодическое воспроизведение ранее снятых кардиоциклов.

Аддитивная модель ЭКГ – это метод синтеза искусственного электрокардиографического сигнала путем сложения математически смоделированных компонентов: P, QRS и T. Каждый компонент описывается отдельной гауссовой функцией, параметры которой определяют амплитудно-временные характеристики соответствующего зубца. Формула полного сигнала ЭКГ может быть описана следующей моделью (1):

$$ECG(t) = P(t) + QRS(t) + T(t) + Noise(t), \quad (1)$$

где  $P(t)$  – функция волны деполяризации предсердий;

$QRS(t)$  – функция комплекса деполяризации желудочков;

$T(t)$  – функция волны реполяризации желудочков;

$Noise(t)$  – функции возможных артефактов.

Синтез ЭКГ методом воспроизведения кардиоциклов реализован посредством циклической подачи массива отсчетов на ЦАП. Исходные данные из открытых баз содержали аддитивные шумы, потребовавшие применения полосовой фильтрации. Для дальнейшей работы выбран сигнал, представленный на рис. 1, поскольку его параметры наиболее соответствовали теоретической модели.

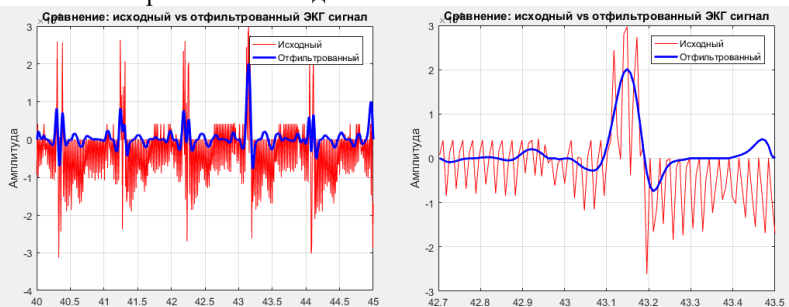


Рис. 1 – Отрезок записи (слева) и выбранный цикл (справа) ЭКГ сигнала

Далее была выполнена программная дискретизация для полученных моделей. В результате были получены массивы отсчетов, соответствующие одному периоду сигнала.

### Структура учебного стенда

Для реализации генератора ЭКГ с помехами разработана структурная схема учебного стенда, представленная на рис. 2. Устройство обеспечивает синтез чистого сигнала, моделирование помех и их наложение для последующего анализа.

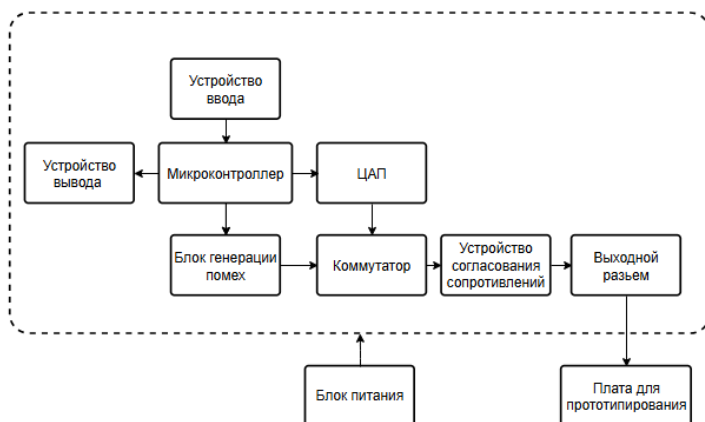


Рис. 2 – Структурная схема учебного стенда

Учебный стенд построен на базе микроконтроллера, который управляет генерацией сигнала ЭКГ и программируемых помех. ЦАП формирует аналоговый сигнал ЭКГ, который суммируется с помехами от блока генерации через коммутатор. Полученный комбинированный сигнал поступает через устройство согласования на плату для прототипирования, где обеспечивается возможность сборки и исследования фильтрующих цепей. Интерфейс пользователя с дисплеем позволяет управлять параметрами сигналов с помощью энкодера (устройство ввода). Блок питания отвечает за стабильность работы системы.

### Промежуточные результаты

Для подтверждения правдоподобности предложенных методов синтеза была разработана аппаратная реализация на базе микроконтроллера ATmega328P, обеспечивающая циклическое воспроизведение предварительно сгенерированных массивов отсчетов ЭКГ. На рис. 3 и 4 представлены сгенерированные аддитивная модель ЭКГ, модель, полученная методом воспроизведения реального кардиоцикла и результат наложения помех на ЭКГ сигнал:

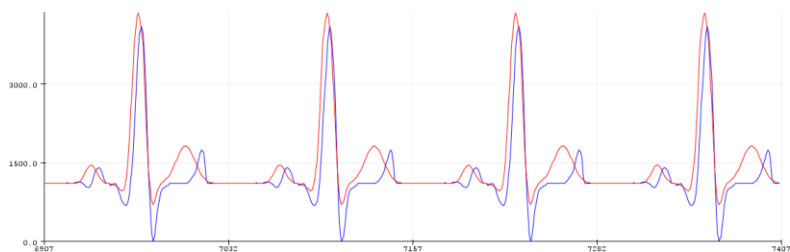


Рис. 3 – Результат генерации аддитивной модели ЭКГ сигнала (красный) и модель, полученная методом воспроизведения циклов (синий)

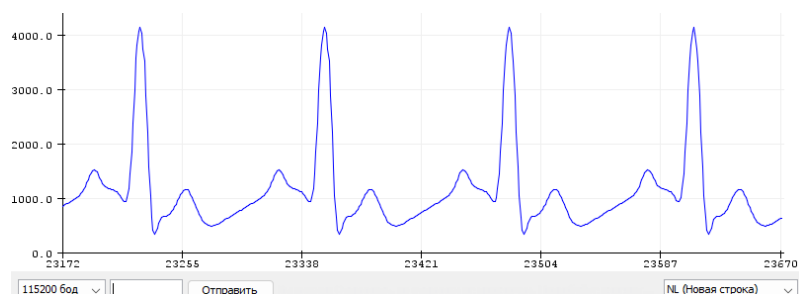


Рис. 4 – Результат наложения дрейфа базовой линии на ЭКГ сигнал

**Заключение.** В данной работе был проведен анализ типов помех электрокардиографического сигнала. Были рассмотрены методы синтеза ЭКГ. Была разработана структурная схема учебного генератора шумов для моделирования помех в сигнале ЭКГ.

#### *Библиографический список*

1. Полиданов М. А. и др. АСПЕКТЫ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ СЕРДЕЧНО-СУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ //НОВЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ КАК ОСНОВА ЭФФЕКТИВНОГО. – 2020. – С. 216.
2. Калиниченко А.Н. Цифровая обработка сигналов в медицинских приборах и системах: учеб. пособие. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2022. 100 с.
3. Федотов А. А., Акулов С. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – 2013.
4. Анализ ЭКГ [Электронный ресурс]. – URL: <https://cmi.to/%D0%B0%D0%BD%D0%BB%D0%B8%D0%B7-%D1%8D%D0%BA%D0%B3/> (дата обращения: 28.05.2025).
5. Электрокардиограф на базе ПВМ [Электронный ресурс] / Нижегородский научно-исследовательский институт радиоэлектроники. – URL: [http://www.nirfi.unn.ru/wp-content/uploads/sites/31/2023/04/NIRFI\\_pr\\_1994\\_388.pdf](http://www.nirfi.unn.ru/wp-content/uploads/sites/31/2023/04/NIRFI_pr_1994_388.pdf) (дата обращения: 28.05.2025).

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ  
АППАРАТА МКВ-ТЕРАПИИ НА ПЕРСОНАЛ  
ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КАБИНЕТА**

А.А. Кормилицин

Научный руководитель – Перов С.Ю., д.б.н., заведующий лабораторией  
ФГБНУ «НИИ МТ», г. Москва

*Проведено моделирование воздействия ЭМП, создаваемого аппаратом МКВ-терапии, на медицинского работника, обслуживающего данный аппарат. Проведен анализ распределения УПМ в фантоме тела медицинского работника.*

**Ключевые слова:** электромагнитное поле радиочастотного диапазона, дозиметрические исследования, численная дозиметрия, удельная поглощенная мощность.

**THE ELECTROMAGNETIC EXPOSURE SIMULATION OF THE  
MICROWAVE THERAPY EQUIPMENT ON THE PHYSIOTHERAPY  
ROOM STAFF**

A.A. Kormilitsin

Research supervisor - Perov S.Yu., Doctor of Sciences in Biological Sciences,  
head of laboratory FSBSI IRIOH, Moscow

*Simulation was performed to electromagnetic field exposure medical staff assessment to microwave therapy procedure. An analysis was performed the SAR distribution in the whole body human numerical model of the medical staff.*

**Keywords:** radiofrequency electromagnetic fields, dosimetric studies, simulation, specific absorption rate.

Широкое распространение в физиотерапии получили методы микроволновой (МКВ; 433,9, 915 и 2450 МГц) терапии. Подобная аппаратура создает электромагнитное поле (ЭМП), энергия которого поглощается тканями пациента, что приводит к их прогреву. Однако, с учетом крайней сложности создания локального поглощения электромагнитной энергии в тканях пациента высокоинтенсивные ЭМП, создаваемые при эксплуатации физиотерапевтического оборудования [1], являются фактором риска для здоровья медицинского персонала [2].

Перспективным направлением в оценке воздействия ЭМП на медицинский персонал является численная дозиметрия с расчетом удельной поглощенной мощности и времени экспозиции. Она позволит выявить органы и ткани с максимальными уровнями поглощения энергии ЭМП («горячие пятна» - кандидаты в органы-мишени), а также выявить возможность возникновения «горячих пятен» в отдельных органах и тканях организма работника даже при соблюдении предельно допустимых уровней

(ПДУ). Информация о наличии «горячих пятен» далее может использоваться при планировании биологических исследований *in vivo* и *in vitro*, позволяя выделить органы, которым необходимо уделить первоочередное внимание в экспериментах.

Целью данной работы является моделирование электромагнитного воздействия персонал физиотерапевтического отделения на рабочих местах вблизи аппарата МКВ-терапии.

Для моделирования использовались система автоматизированного проектирования (САПР) T-FLEX CAD (Топ Системы, Россия), среда моделирования SEMCAD X v.20.0.1.8169 (SPEAG AG, Швейцария) и рабочая станция расчета численных моделей со специализированными аппаратными ускорителями по технологии NVIDIA CUDA. При моделировании исследовалось распределение локальной удельной поглощенной мощности (УПМ, SAR; Вт/кг), приведенной на 10 г массы по IEEE/IEC 62704-1, в фантоме тела женщины Ella v3.0 (SPEAG AG, Швейцария), так как женщины составляют подавляющее большинство персонала (медсестер), отпускающего процедуры для пациентов.

В России величина УПМ может использоваться для оценки воздействия ЭМП на человека согласно ГОСТ IEC 62311-2013 и МР 2.1.10.0061-12, однако ПДУ по УПМ для работников не установлены. Поэтому в исследовательских целях в данной работе используются международные стандарты ICNIRP 2020 и IEEE C95.1-2019.

В САПР была построена трехмерная модель аппликатора аппарата МКВ-терапии BTL-6000 Microwave (BTL, Великобритания) с максимальной мощностью 250 Вт (2460 МГц). В среде моделирования SEMCAD X было проведено моделирование ЭМП аппликатора при мощности 50 Вт (типичная при проведении процедур) с оптимизацией по измеренным ранее значениям. Различия в результатах математического моделирования от натурных измерений составили менее 25 %. Далее в среде SEMCAD X было смоделированы рабочие места – рядом с пультом управления аппаратом (рис. 1) и рядом с аппликатором. У пульта медицинские работники кратковременно находятся при включении и при необходимости регулировки аппарата (если пациент не чувствует тепла или ему слишком горячо), рядом с аппликатором - при необходимости регулировки положения аппликатора и контроля проведения физиотерапевтической процедуры (например, контроль работы аппаратов при помощи неоновых индикаторов ЭМП, входящих в комплекты поставки приборов). В этих точках контроля располагался фантом Ella v3.0.

Моделирование воздействия ЭМП на медработника в точке контроля рядом с пультом управления показало, что превышений уровней УПМ по ICNIRP 2020 и IEEE C95.1-2019 нет, максимальные уровни локальной УПМ зарегистрированы в тканях стоп (кожа, связки, сухожилия, кости) – до 0,8 Вт/кг.

При моделировании в точке контроля рядом с аппликатором обнаружены

превышения стандартов ICNIRP 2020 и IEEE C95.1-2019 для населения (0,08 Вт/кг) для воздействия на все тело – 0,088 Вт/кг. Также обнаружены локальные превышения вышеуказанных стандартов для населения (4 Вт/кг) в правой: в коже – до 6,9 Вт/кг, сухожилиях, связках и дистальных фалангах – до 6,6 Вт/кг, в проксимальных фалангах - до 4,6 Вт/кг. При этом уровни основных ограничений общей и локальной УПМ для профессиональных условий воздействия составляют 0,4 и 20 Вт/кг соответственно.

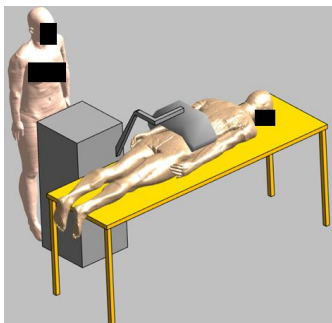


Рис. 1 – Пример модели рабочего места (на данном рисунке показано положение медицинского работника рядом с пультом управления аппаратом)

Наличие максимумов УПМ в кистях рук и стопах ног (а также превышений стандартов ICNIRP 2020 и IEEE C95.1-2019 для населения в кистях рук) соответствует литературным данным о повышенном риске заболеваний кожи и опорно-двигательного аппарата у персонала кабинетов физиотерапии [3]. В перспективе требуется проведение численного моделирования распределения УПМ в фантоме тела человека при одновременном воздействии нескольких аппаратов физиотерапии, работающих на разных частотах. Полученные данные будут использоваться при планировании экспериментальных исследований на животных.

#### *Библиографический список*

1. Burriesci G., Mainero Rocca L., Rubonello G, Comelli M., Valentini M. Protocols of electromagnetic fields measurement for workers exposure evaluation in rehabilitation centers // 2024 4th URSI Atlantic Radio Science Meeting (AT-RASC). - Meloneras, Spain: IEEE, 2024. - С. 1-4.
2. Shah S.G.S., Farrow A. Systematic literature review of adverse reproductive outcomes associated with physiotherapists' occupational exposures to non-ionising radiation // Journal of occupational health. - 2014. - № 56. - С. 323–331.
3. Vesselinova L. Long-term, low-intensity, heterogeneous electromagnetic fields: influence on physiotherapy personnel morbidity profile / L. Vesselinova // Electromagnetic fields in biology and medicine / M. S. Marko. – Boca Raton, USA: CRC Press, 2015. – Chapter 22. – С. 363-382.

## **ПОДХОДЫ К ОБУЧЕНИЮ И ПОВЫШЕНИЮ КВАЛИФИКАЦИИ ПЕРСОНАЛА ДЛЯ СНИЖЕНИЯ УРОВНЯ БРАКА В АВИАЦИОННОМ ПРОИЗВОДСТВЕ**

Н.А. Келина, А.В. Губарев

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

*В статье рассматриваются актуальные проблемы обеспечения качества и снижения производственного брака в авиационной промышленности, обусловленные человеческим фактором, анализируются ключевые причины ошибок персонала. Предложен комплексный подход к обучению и повышению квалификации сотрудников, включающий внутренние программы (корпоративные учебные центры, систему наставничества, тренинги по процедурам NCR/FRR) и внешнее сотрудничество с профильными вузами и отраслевыми организациями.*

**Ключевые слова:** авиационное производство, безопасность полетов, виртуальная реальность, корпоративный учебный центр, производственный брак, обучение персонала, управление качеством, человеческий фактор, цифровой двойник.

## **APPROACHES TO TRAINING AND PROFESSIONAL DEVELOPMENT OF PERSONNEL TO REDUCE THE LEVEL OF DEFECTS IN AVIATION PRODUCTION**

N.A. Kelina, A.V. Gubarev

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

*The article discusses the current problems of quality assurance and reduction of production defects in the aviation industry, caused by the human factor, and analyzes the key causes of personnel errors. A comprehensive approach to employee training and professional development is proposed, including internal programs (corporate training centers, mentoring system, and NCR/FRR training) and external cooperation with specialized universities and industry organizations.*

**Keywords:** aviation production, flight safety, virtual reality, corporate training center, production defects, personnel training, quality management, human factor, and digital twin.

В современном мире авиация остается одной из самых высокотехнологичных отраслей, где безопасность и качество продукции являются абсолютным приоритетом. Несмотря на все достижения в области автоматизации и роботизации, уровень брака в авиационном производстве продолжает оставаться предметом пристального внимания. Статистика показывает, что значительная часть инцидентов, связанных с производственными дефектами, связана с человеческим факторе.

Неправильная сборка узлов крыла, ошибки в монтаже электрожгутов, нарушения технологии клепки или прокладки топливных систем – все это зачастую связано с недостаточной квалификацией, усталостью или непониманием критической важности соблюдения стандартов. В условиях, где цена ошибки измеряется не только миллиардными убытками, но и человеческими жизнями, инвестиции в системное обучение и повышение квалификации работников становятся критически важными для обеспечения безопасности полетов и глобальной конкурентоспособности компаний. [5]

Цель данной статьи — рассмотреть наиболее эффективные методы обучения и повышения квалификации персонала в авиационной промышленности, направленные на минимизацию уровня брака, обусловленного человеческим фактором.

### 1. Понимание человеческого фактора в авиапроизводстве

Человеческий фактор в авиастроении проявляется в самых разных формах. Это может быть неправильная затяжка резьбового соединения на критическом узле шасси, неверная укладка композитного материала, приводящая к образованию пустот, или ошибка в программировании станка с ЧПУ. Зачастую такие ошибки возникают не из-за отсутствия оборудования, а из-за недостаточной глубины понимания технологии, физических принципов работы узла или последствий его отказа. Особую роль играет фактор усталости и стресса, характерный для циклических операций. Борьба с этим требует не только дисциплины, но и формирования у сотрудников ситуационной осведомленности и глубокого понимания того, как их конкретная операция влияет на безопасность конечного изделия.

### 2. Внутреннее обучение и развитие компетенций

Одним из наиболее эффективных способов борьбы с браком является организация регулярного внутреннего обучения, максимально приближенного к реальным производственным процессам. С этой целью могут использоваться:

а) Корпоративные учебные центры и цеховые классы. Создание таких структур позволяет проводить обучение на реальных образцах и стендах – от узлов планера до элементов систем управления. Это обеспечивает отработку навыков без риска для дорогостоящих материалов; [2, 3]

б) Стандартизированные программы обучения. Внедрение пооперационных инструкций, разработанных с учетом требований ЕАСУ (Единой авиационной системы управления) и AS9100, является основой для обеспечения единого подхода к качеству. Сотрудники должны не просто механически выполнять операции, а понимать их смысл и техническое обоснование;

в) Система наставничества. Закрепление опытных специалистов, например, сборщиков-клепальщиков 5-6 разряда за новыми сотрудниками, позволяет передавать не только формальные знания, но и «ноу-хау» – тонкости, которые не описать в инструкции;

г) Тренинги по процедурам NCR (Non-Conformance Report) и FRR (Failure Review Board). Обучение персонала правильной фиксации и анализу несоответствий позволяет выявлять системные проблемы на ранних стадиях и предотвращать их повторение.

### 3. Внешнее образование и отраслевое сотрудничество

Интеграция с внешней образовательной и научной средой жизненно необходима для притока новых знаний и методик. Могут быть использованы следующие варианты:

а) Сотрудничество с профильными вузами (МАИ, МГТУ им. Баумана, САУ и др.). Разработка совместных образовательных программ, целевая подготовка инженеров-технологов и стажировки на производстве позволяют готовить кадры, уже знакомые со спецификой предприятия; [4]

б) Участие в отраслевых семинарах и конференциях (по инициативе ОАК, Росавиации, международных организаций IAQG). Это площадка для обмена лучшими практиками в области управления качеством, внедрения бережливого производства и ознакомления с новыми материалами и технологиями;

в) Аттестация и сертификация персонала. Прохождение сотрудниками внешней сертификации по международным стандартам (например, по неразрушающему контролю – NAS 410) подтверждает их квалификацию и повышает доверие к продукции на глобальном рынке.

### 4. Инновационные технологии обучения

Использование современных технологий кардинально меняет подход к подготовке кадров в авиации. Наиболее перспективными на наш взгляд являются:

а) Виртуальная реальность (VR) и дополненная реальность (AR):

– VR-тренажеры позволяют отрабатывать сложные и опасные операции, такие как монтаж гидравлических систем или сборка кабины пилотов, в безопасной виртуальной среде. Сотрудник может совершать ошибки и сразу видеть их виртуальные последствия;

– AR-очки (например, Microsoft HoloLens) могут проецировать 3D-модели деталей, пошаговые инструкции и схемы прокладки коммуникаций прямо на рабочее место, минимизируя риск ошибки при чтении чертежей;

б) Цифровые двойники (Digital Twins): Обучение на цифровой копии реального самолета позволяет моделировать различные производственные сценарии, включая возникновение и устранение дефектов, что развивает у персонала системное мышление и навыки решения проблем. [1]

В заключении следует отметить, что успех и репутация авиационного производства неразрывно связаны с квалификацией и ответственностью каждого сотрудника – от уборщика производственных помещений, чья работа влияет на чистоту сборки, до главного инженера. Человеческий фактор был и остается ключевым риском, однако путем создания комплексной, многоуровневой системы непрерывного обучения его негативное влияние можно свести к минимуму. Инвестиции в образование,

внедрение инновационных тренажеров и укрепление отраслевого сотрудничества – это не просто статьи расходов, а стратегические вложения в безопасность полетов, качество продукции и долгосрочную конкурентоспособность на одном из самых требовательных рынков в мире.

#### *Библиографический список*

1. Казаков О.Д. Оценка эффективности работы технологического оборудования по данным киберфизического уровня цифровых двойников бизнес-процессов дискретного производства // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2022. № 82. С. 177-186.
2. Волкова С.В., Губарев А.В. Преимущества применения технологий дистанционного обучения при реализации образовательных программ по заочной форме обучения // Образование. Наука. Карьера. сборник научных статей 2-й Международной научно-методической конференции. 2019. С. 32-35.
3. Гуляева К.А., Артемьева И.Л. Инструментарий для проектирования систем понятий и баз знаний предметных областей с объектами сложной структуры // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 87. С. 62-77.
4. Губарева С.В., Губарев А.В. Обучение руководства образовательного учреждения методам бережливого производства с целью повышения эффективности образовательного процесса // Качество высшего образования: сборник научных статей сотрудников Национального аккредитационного агентства в сфере образования и экспертов в области проведения государственной аккредитации образовательной деятельности. Москва, 2023. С. 41-44.
5. Янов Е.С., Анцев А.В. Автоматизированный контроль технологической дисциплины современного машиностроительного производства / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 88. С. 85-94.

УДК 658.5

#### **ПОВЫШЕНИЕ КВАЛИФИКАЦИИ СОТРУДНИКОВ ОТДЕЛА ТЕХНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ КАК ФАКТОР ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОДУКЦИИ**

Ю.Д. Кошкина, А.В. Губарев

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

*В статье обосновывается критическая необходимость системного и непрерывного обучения сотрудников отдела технического контроля для промышленного предприятия на примере компании ООО «Есогоот», производителя лакокрасочной продукции. Выделяет несколько ключевых*

факторов, обуславливающих эту потребность: изменение требований к компетенциям, жесткая рыночная конкуренция, постоянное обновление нормативной базы. Обосновывается что обучение выполняет стратегическую функцию, напрямую влияя на устойчивость и долгосрочное развитие компании.

**Ключевые слова:** лакокрасочная продукция, обучение, отдел технического контроля, управление качеством.

## PROFESSIONAL DEVELOPMENT OF TECHNICAL CONTROL DEPARTMENT EMPLOYEES AS A FACTOR IN ENSURING PRODUCT QUALITY

Yu.D. Koshkina, A.V. Gubarev

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

*The article substantiates the critical need for systematic and continuous training of technical control department employees for an industrial enterprise on the example of the company LLC «Ecoroom», a manufacturer of paint and varnish products. There are several key factors that contribute to this need: changing requirements for competencies, fierce market competition, and constant updates to the regulatory framework. It is argued that training plays a strategic role in directly impacting the sustainability and long-term development of a company.*

**Keywords:** paint and varnish products, training, technical control department, quality management.

Необходимость системного обучения сотрудников отдела технического контроля обусловлена целым рядом факторов, связанных как с внутренними задачами предприятия, так и с изменяющимися требованиями внешней среды. Сегодня от специалистов в области качества требуется не просто знание классических методик испытаний, но и уверенное владение современными инструментами анализа данных, цифровыми технологиями и актуальными нормативными документами. Для компании ООО «Есороом», производящей широкий спектр лакокрасочной продукции, это имеет особое значение: каждая продуктовая линия предъявляет свои специфические требования к контролю, будь то проверка укрывистости, измерение массовой доли нелетучих веществ или оценка адгезии и долговечности покрытия [2, 3].

Современная конкуренция на рынке вынуждает производителей не только поддерживать стабильность качества, но и постоянно демонстрировать его соответствие национальным и международным стандартам. Нарушение хотя бы одного из параметров испытаний может привести к рекламациям, потерям контрактов и ослаблению доверия со стороны потребителей. В этой связи именно компетентность сотрудников отдела технического контроля становится решающим фактором. Если специалист владеет современными методами статистического управления процессами (SPC), способен анализировать результаты с учётом разброса данных, выявлять системные

отклонения и прогнозировать их последствия, то предприятие получает возможность не только устранять дефекты, но и предотвращать их возникновение [1, 5].

Кроме того, следует учитывать постоянное обновление нормативной базы. За последние годы были введены новые стандарты – ГОСТ 34824-2022, ГОСТ 31939-2022 и ряд других, – которые регламентируют порядок проведения испытаний с учётом международных требований [2; 3]. Для их корректного применения необходимо не только техническое оснащение лабораторий, но и умение специалистов работать по новым методикам. Без систематического обучения персонал отдела рискует остаться на уровне устаревших процедур, что приведёт к снижению достоверности получаемых данных и, как следствие, к росту вероятности брака.

Отдельного внимания заслуживает аспект метрологического обеспечения. Согласно ГОСТ 8.417-2024, ключевым условием достоверности измерений является соблюдение единства измерений и регулярная поверка оборудования [6]. Но для специалистов важно не только формально следить за состоянием приборов, но и понимать, как интерпретировать результаты измерений, как выявлять и минимизировать погрешности. Эти знания невозможно закрепить раз и навсегда: их необходимо постоянно актуализировать в процессе обучения и практической подготовки.

Таким образом, обучение персонала отдела технического контроля становится неотъемлемым элементом устойчивого развития компании. Оно позволяет сочетать технические навыки с современными подходами к управлению качеством, формировать способность специалистов адаптироваться к новым требованиям и обеспечивать стабильность результатов контроля. Для ООО «Есогоом» это не просто инвестиция в людей, а залог сохранения и укрепления рыночных позиций в условиях растущей конкуренции.

Обучение сотрудников отдела технического контроля выполняет не только техническую, но и стратегическую функцию, напрямую влияя на устойчивость и долгосрочное развитие ООО «Есогоом». В условиях постоянного ужесточения требований к качеству лакокрасочной продукции предприятие должно быть уверено, что каждый специалист владеет современными методами испытаний и способен применять их в ежедневной практике. Но не менее важно, чтобы сотрудники умели мыслить системно, видеть взаимосвязь между отдельными стадиями контроля и понимать, что качество формируется не только в лаборатории, но и на всех этапах производственного цикла [4].

Регулярное повышение квалификации способствует формированию особой профессиональной культуры, где внимание к деталям становится нормой, а соблюдение стандартов воспринимается не как формальная обязанность, а как элемент ответственности перед потребителем. Именно это и называют «культурой качества» – средой, в которой каждый сотрудник разделяет общие ценности компании и осознаёт свою причастность к её

репутации. Для ООО «Есоroom» это особенно значимо: широкий ассортимент и разнообразие применяемых технологий требуют от персонала высокой гибкости и готовности адаптироваться к новым задачам.

Обучение также играет роль в интеграции цифровых технологий в контрольные процессы. Современные системы сбора и анализа данных, автоматизированные протоколы испытаний и электронные базы результатов требуют от сотрудников навыков работы с цифровыми инструментами. Без должной подготовки даже самое современное оборудование не принесёт ожидаемого эффекта. Более того, именно подготовленные специалисты способны выявлять новые возможности для оптимизации процессов и предлагать решения, повышающие эффективность работы отдела.

Важным следствием обучения является снижение рисков для предприятия. Ошибки при проведении испытаний или интерпретации данных могут обернуться серьёзными финансовыми потерями, связанными с браком продукции, возвратами и потерей доверия заказчиков. Своевременное обновление знаний и навыков персонала позволяет минимизировать такие риски, что в конечном счёте влияет на устойчивость компании и её конкурентоспособность [4].

Таким образом, обучение сотрудников отдела технического контроля является неотъемлемой частью стратегии «Есоroom». Оно обеспечивает не только высокое качество продукции, но и формирует основу для инновационного развития компании, позволяя сочетать технологические достижения с человеческим фактором. Регулярное развитие компетенций персонала превращается в инструмент укрепления рыночных позиций и создания устойчивого доверия к бренду.

#### *Библиографический список*

1. Пылькин А.Н., Тишкина В.В. Информационная система формирования управленческих решений по улучшению текущего состояния объекта управления / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2025. № 91. С. 76-86.
2. Джуран, Дж. Управление качеством. – М.: Экономика, 1993. – 670 с.
3. Бочаров В.А., Волосатова Т.М., Филиппов М.В., Чичаева Л.В., Продан С.А. Декомпозиция и агрегация функциональных моделей систем / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 89. С. 85-93.
4. Ермолаев, Ю. А. Качество продукции и стандартизация: учебное пособие. – М.: Академия, 2018. – 320 с.
5. Губарева С.В., Губарев А.В. Обучение руководства образовательного учреждения методам бережливого производства с целью повышения эффективности образовательного процесса / Качество высшего образования: сборник научных статей сотрудников Национального аккредитационного агентства в сфере образования и экспертов в области проведения

государственной аккредитации образовательной деятельности. Москва, 2023. С. 41-44.

6. Янов Е.С., Анцев А.В. Автоматизированный контроль технологической дисциплины современного машиностроительного производства / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 88. С. 85-94.

УДК 658.5

## **ПРОБЛЕМЫ В ОБЛАСТИ АНАЛИЗА, СИСТЕМАТИЗАЦИИ, УПРАВЛЕНИЯ РИСКАМИ И ПУТИ ИХ РЕШЕНИЯ**

Д.А. Рожкова, А.В. Губарев

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

*Статья посвящена актуальным проблемам построения эффективной системы управления рисками на предприятии. Выявляются ключевые трудности: недостаточное понимание и систематизация рисков, отсутствие вовлеченности всех сотрудников, слабое использование специализированных инструментов и неадаптивность стратегий. В качестве решения предлагается комплексный подход, включающий этапы анализа, оценки и управления рисками. Подчеркивается, что системная работа с рисками позволяет компании повысить устойчивость и укрепить конкурентные позиции.*

**Ключевые слова:** анализ, идентификация, мониторинг риск, стратегия реагирования.

## **PROBLEMS IN THE FIELD OF ANALYSIS, SYSTEMATIZATION, RISK MANAGEMENT AND WAYS OF THEIR SOLUTION**

D.A. Rozhkova, A.V. Gubarev

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

*The article is devoted to the actual problems of building an effective risk management system at the enterprise. Key difficulties are identified: insufficient understanding and systematization of risks, lack of involvement of all employees, poor use of specialized tools and non-adaptability of strategies. As a solution, a comprehensive approach is proposed, which includes the stages of risk analysis, assessment, and management. It is emphasized that systematic risk management allows a company to increase its resilience and strengthen its competitive position.*

**Keywords:** analysis, identification, risk monitoring, response strategy.

Система управления риском – это совокупность процессов, норм и информационных потоков, которые обеспечивают процесс управления риском. Возможность непосредственного активного воздействия

предприятия на внутренние рискообразующие факторы даёт ему неоспоримый шанс позитивно влиять на эффективность своей деятельности, а, следовательно, и укреплять свои конкурентные позиции. [1, 2]

Немаловажным условием выживания предприятия в острой конкурентной борьбе является умение и способность его менеджмента построить грамотную и эффективную политику в области управления рисками. При этом можно выделить ряд проблем, препятствующих ее созданию:

1. Недостаточное понимание рисков: Одной из основных проблем в области управления рисками является недостаточное понимание ими. Некоторые компании могут не уделять достаточного внимания анализу рисков и не видеть в них потенциальные угрозы для своей деятельности.

2. Недостаточная систематизация и классификация рисков: Отсутствие определенной структуры и систематизации рисков может привести к недооценке их важности. Необходимо уметь классифицировать риски по приоритетам и уровню воздействия на бизнес.

3. Отсутствие управления рисками на всех уровнях компании: Часто управление рисками остается на уровне руководителей или специалистов по безопасности, в то время как все сотрудники компании должны быть вовлечены в процесс управления рисками.

4. Недостаточное использование технологий и инструментов для анализа и управления рисками: Многие компании не используют специализированные программы и инструменты для анализа и управления рисками, что может затруднять процесс принятия решений.

5. Недостаточная обновляемость и адаптивность стратегии управления рисками: Стратегия управления рисками должна регулярно обновляться и адаптироваться к изменяющимся условиям рынка и внутренней среде компании. Необходимо постоянно анализировать риски и принимать меры по их снижению. [3, 4]

Управление рисками в производственных системах требует системного подхода. Рассмотрим методы анализа, систематизации и управления рисками, способствующие созданию эффективной системы управления рисками.

1. Анализ рисков, включающий в себя два основных этапа:

а) Идентификация рисков. Для идентификации рисков могут применены следующие методы:

– мозговой штурм: сбор группы специалистов для обсуждения возможных рисков;

– интервью с экспертами: проведение бесед с опытными работниками и руководителями для выявления скрытых рисков;

– анализ исторических данных: изучение предыдущих проектов и инцидентов для выявления повторяющихся проблем;

– SWOT-анализ: оценка сильных и слабых сторон, возможностей и угроз, связанных с производственными процессами.

#### б) Классификация рисков.

Классификация рисков позволяет систематизировать информацию и определить приоритеты для дальнейших действий. Основные категории рисков могут включать:

- финансовые риски: изменения в бюджете, затраты на материалы, колебания валютных курсов;
- технические риски: поломки оборудования, недостаточная квалификация персонала, ошибки в проектировании;
- управленческие риски: неправильное распределение ресурсов, недостаток информации для принятия решений;
- рыночные риски: изменения в спросе на услуги или продукцию, конкуренция на рынке;
- инновационные риски: риски, связанные с внедрением новых технологий или процессов.

2. Оценка рисков. Для оценки рисков обычно применяются две группы методов:

##### а) Качественный анализ.

Качественный анализ позволяет оценить влияние каждого риска на проект. Для этого, например, может быть использована матрица вероятности и воздействия. В ней по одной оси располагается вероятность наступления риска (низкая, средняя, высокая), а по другой – его воздействие (незначительное, умеренное, критическое). Это помогает визуально определить приоритетные риски. [5, 6]

Также может быть использован индекс риска на основе оценки вероятности и воздействия. При этом для получения индекса применяется математическая формула.

##### б) Количественный анализ.

Количественный анализ включает в себя более детальную оценку, осуществляемую с помощью:

- статистических методов: использование методов регрессионного анализа для оценки вероятности наступления событий на основе исторических данных;
- сценарного анализа: моделирование различных сценариев развития событий (оптимистичный, пессимистичный) и оценка их влияния на проект;
- метода Монте-Карло: статистический метод оценки влияния риска путем многократного моделирования различных исходов.

3. Управление рисками, включающее в себя выбор стратегии реагирования на риски, а также мониторинг и отчетность.

##### а) Стратегии реагирования на риски.

Разработка стратегий реагирования на выявленные риски является ключевым этапом управления:

- избежание риска: изменение проектных решений или процессов для устранения источника риска, например, если установлено, что использование

устаревшего оборудования повышает риск поломок, можно инвестировать в новое оборудование;

- смягчение риска: принятие мер по уменьшению вероятности или последствий риска, например, проведение регулярного технического обслуживания оборудования для снижения вероятности поломок;

- передача риска: перенос ответственности за риск на третью сторону, например, заключение страхового договора для защиты от финансовых потерь.

- принятие риска: осознание существования риска и готовность его принять без активных действий по его устранению, например, если риск незначителен и не требует значительных ресурсов для управления.

#### б) Мониторинг и отчетность.

Эффективный мониторинг позволяет своевременно реагировать на изменения в состоянии рисков:

- регулярные проверки состояния рисков: проведение периодических проверок (например, ежеквартальных) для оценки текущих рисков и эффективности принятых мер;

- отчетность по рискам: ведение документации по всем выявленным рискам, мерам по их устранению и результатам этих мер;

- обратная связь: создание системы обратной связи от сотрудников о новых или изменившихся рисках.

Таким образом, эффективное управление рисками является неотъемлемым элементом устойчивого развития и конкурентного преимущества компании. Для преодоления ключевых проблем – недостаточного понимания рисков, отсутствия систематизации и вовлеченности персонала – необходим комплексный подход. Он должен включать в себя последовательные этапы: идентификацию и классификацию рисков, их качественную и количественную оценку, выбор адекватных стратегий реагирования (избежание, смягчение, передача, принятие), а также непрерывный мониторинг и отчетность. Внедрение такой системы, основанной на методологическом инструментарии и поддержанной всеми уровнями организации, позволяет предприятию активно воздействовать на угрозы, превращать риски в возможности и обеспечивать долгосрочную стабильность в условиях неопределенности.

#### *Библиографический список*

1. Богданова И.А., Губарев А.В. Проблемы внедрения системы менеджмента рисков на российских предприятиях / Научный альманах. 2015. № 12-2 (14). С. 34-38.
2. Пылькин А.Н., Тишкина В.В. Информационная система формирования управленческих решений по улучшению текущего состояния объекта управления / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2025. № 91. С. 76-86.

3. Богданова И.А., Губарев А.В. Информационное обеспечение системы управления риском / Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2016. 2016. С. 155-158.
4. Бочаров В.А., Волосатова Т.М., Филиппов М.В., Чичаева Л.В., Продан С.А. Декомпозиция и агрегация функциональных моделей систем / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 89. С. 85-93.
5. Богданова И.А., Губарев А.В. Применение ГОСТ Р ИСО 9001-2015 в рамках риск-ориентированного мышления / Научный альманах. 2016. № 11-2 (25). С. 38-41.
6. Тишкина В.В. Алгоритм сбора и анализа экспертных мнений для формирования рекомендательной базы при управлении объектами учёта на основе нечётко-множественного подхода / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2021. № 77. С. 93-100.

УДК 615.47:616-072.7

## **МЕТОД ПРЕДИКЦИИ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ С ПОМОЩЬЮ РЕКУРЕНТНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ (LSTM)**

П.А. Муравлева, К.А. Бобкович, И.И. Титова

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

*Рассмотрена проблема предикции эпилептических приступов на основе анализа электроэнцефалографии (ЭЭГ) с применением рекуррентных нейронных сетей типа Long Short-Term Memory (LSTM). Произведен сравнительный анализ традиционных методов прогнозирования, основанных на пороговых значениях и классическом машинном обучении, и современных подходов с использованием LSTM-сетей.*

**Ключевые слова:** эпилепсия, предикция приступов, машинное обучение, рекуррентные нейронные сети, LSTM, ЭЭГ, RNN, CNN.

## **METHOD FOR PREDICTING EPILEPTIC SEIZURES USING RECURRENT NEURAL NETWORKS (LSTM)**

P.A. Muravleva, K.A. Bobkovich, I.I. Titova

Saint-Petersburg Electrotechnical University ETU “LETI”, St. Petersburg

*This paper addresses the problem of predicting epileptic seizures based on the analysis of electroencephalography (EEG) using Long Short-Term Memory (LSTM) recurrent neural networks. A comparative analysis of traditional forecasting methods, based on threshold values and classical machine learning, and modern approaches using LSTM networks is carried out.*

**Keywords:** *epilepsy, seizure prediction, machine learning, recurrent neural networks, LSTM, EEG, RNN, CNN.*

По данным ВОЗ, эпилепсия – это неврологическое расстройство, от которого страдают около 50 миллионов человек. Примерно 30% из них имеют фармакорезистентные формы эпилепсии, при которых даже комбинация большого количества препаратов не даёт эффекта. У таких пациентов, вне зависимости от дозы препарата, всё равно возникают эпилептические припадки, каждый из которых потенциально может закончиться смертью пациента из-за своей внезапности. Пациент резко теряет сознание и может не подготовиться к падению, и очень часто сопровождается фатальными черепными травмами [1]. Главной целью предикции является заблаговременное предупреждение пациента о возможном эпилептическом приступе. Это даст время на подготовку и возможность успеть занять безопасное положение.

Традиционно нейронную активность при эпилепсии делят на межприступную (иктальную), приступную (интериктальную) и постприступную (постиктальную). Преиктальное состояние определяется как период, непосредственно предшествующий началу приступа, как правило, на основании выявления особенностей мозговой активности, которые предсказуемо изменяются непосредственно перед приступом [2].

Наиболее распространенными одномерными параметрами, используемыми для анализа сигнала ЭЭГ, являются спектральная плотность мощности каждого канала ЭЭГ [3], относительные различия в мощности стандартных ритмов ЭЭГ [4], частота появления спайков [5], пересечения нулей в сигнале [6]. Как отрицательные, так и положительные пересечения нулей оценивались как признаки, обеспечивающие сходные уровни эффективности прогнозирования. Для снижения вычислительных затрат используются преобразования сигналов ЭЭГ из временной области в частотную – дискретное преобразование Фурье и дискретное вейвлет-преобразование. Наиболее распространенной двумерной характеристикой является взаимная корреляция, которая оценивает зависимость между парой каналов ЭЭГ, учитывая временные задержки путем сдвига одного из двух сигналов [7]. Для анализа ЭЭГ также были предложены меры фазовой синхронизации между сигналами, включая фазовую когерентность или значение фазовой синхронизации [8].

Для анализа ЭЭГ и предикции приступов применяются как традиционные методы, так и современные архитектуры нейронных сетей, каждая со своей спецификой. Традиционная методология основана на двух различных подходах. В первом подходе предварительно выбирается длительность приступа, чтобы классифицировать сигналы ЭЭГ в преиктальном и интериктальном состояниях, и бинарный классификатор обучается использовать различия между этими двумя состояниями. Второй подход основан на пороговых значениях, анализ фокусируется на выявлении

тенденций к увеличению/уменьшению значений некоторых признаков вовремя преиктального состояния. Когда значение исследуемого признака или признаков превышает порог активации, подается сигнал тревоги, чтобы объявить о поступающем запросе [9]. Недостатком таких методик является то, что они обычно ограничиваются лишь одним признаком, что может быть лимитирующим фактором в прогнозировании приступов, учитывая сложность преиктальной активности. Машинное обучение решает проблему высокой сложности сигналов ЭЭГ и позволяет проводить многомерный анализ и оценивать пространства признаков более высокого порядка для выявления скрытых преиктальных характеристик. Однако традиционные методы машинного обучения имеют более низкую, по сравнению с глубоким обучением, производительность.

Интерес исследователей в области предикции эпилептических приступов в основном привлекают сверточные нейронные сети (Convolutional Neural Networks, CNN), возможно, потому что они широко используются при обработке изображений и, соответственно, являются более знакомыми и проработанными. CNN автоматически и иерархически извлекает пространственно-временные паттерны ЭЭГ, которые могут быть неочевидными [10].

Рекуррентные нейронные сети (Recurrent Neural Network, RNN) реже применяются для анализа ЭЭГ с целью предикции эпилептических припадков. Модели сети долгой краткосрочной памяти (Long Short-Term Memory, LSTM), по сравнению с традиционными сетями RNN, решают проблемы исчезающего градиента и позволяют алгоритмам более точно контролировать, какая информация должна храниться в его памяти, а какая должна быть удалена [11]. Контролируя скорость обучения с помощью трех элементов (входных элементов, элементов забывания ненужного и выходных элементов), сеть LSTM может лучше адаптироваться к большим последовательностям рядов данных по сравнению с RNN и другими методами глубокого обучения. Учитывая, что сигналы ЭЭГ представляют собой высокодинамичные нелинейные временные ряды данных, сети LSTM по своей архитектуре имеют преимущество перед CNN в выделении временных характеристик активности мозга в различных состояниях.

Модель LSTM может использовать широкий спектр характеристик, выделенных до классификации, включая характеристики временной и частотной областей, взаимную корреляцию между каналами ЭЭГ и теоретико-графические характеристики. В начале из сигнала ЭЭГ выделяются признаки, которые затем стандартизируются и передаются в качестве входных данных в сеть LSTM, где производится оценка значимости каждого признака. Наиболее информативные для конкретного пациента признаки изучаются и адаптируются к его особенностям, чтобы создать более эффективный, персонализированный прогноз припадков. Также, вместо того, чтобы классифицировать каждый сегмент ЭЭГ по отдельности, сеть LSTM получает больший объем входных данных из нескольких сегментов ЭЭГ и

относит всю последовательность сегментов ЭЭГ либо к преиктальному, либо к интериктальному классу. Количество сегментов ЭЭГ, передаваемых в качестве входных данных в сеть LSTM, регулируется в каждом конкретном случае от 5 до 50 сегментов в процессе обучения. Используя большее количество сегментов ЭЭГ в качестве входных данных, возможно своевременно извлекать отдаленные преиктальные изменения в ЭЭГ-сигналах. Предложенная методика способна прогнозировать все 185 изученных приступов, демонстрируя высокие показатели чувствительности прогнозирования приступов и низкие уровни ложных предсказаний в диапазоне от 0.11 до 0.02 ложных тревог в час, в зависимости от длительности преиктального окна [12].



Рис. 1 – Блок-схема алгоритма предикции эпилептических приступов

### *Библиографический список*

1. Всемирная организация здравоохранения. Эпилепсия: неотложная медико-санитарная проблема : Резюме // Международная лига по борьбе с эпилепсией (ILAE). – Женева: ВОЗ, 2019. – 28 с.
2. Е. И. Гусева, А. Н. Коновалова, А. Б. Гехт. Неврология. Национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018. – 688 с.
3. Greaves A., Raghuvanshi A., Neo K.-Y. Predicting Seizure Onset with Intracranial Electroencephalogram (EEG) Data : Project Report. – 2014.
4. Zhang Z., Parhi K. K. Low-complexity seizure prediction from iEEG/sEEG using spectral power and ratios of spectral power // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. – 2016. – Vol. 10. – P. 693–706.
5. Li S., Zhou W., Yuan Q., Liu Y. Seizure prediction using spike rate of intracranial EEG // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2013. – Vol. 21. – P. 880–886.
6. Zandi A. S., Tafreshi R., Javidan M., Dumont G. A. Predicting epileptic seizures in scalp EEG based on a variational Bayesian Gaussian mixture model of zero-crossing intervals // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2013. – Vol. 60. – P. 1401–1413.
7. Williamson J. R. et al. Seizure prediction using EEG spatiotemporal correlation structure // Epilepsy & behavior. – 2012. – Vol. 25. – №. 2. – P. 230–238.
8. Lachaux J. P., Rodriguez E., Martinerie J., Varela F. J. Measuring phase synchrony in brain signals // Human Brain Mapping. – 1999. – Vol. 8. – P. 194–208.
9. Aarabi A., He B. Seizure prediction in patients with focal hippocampal epilepsy // Clinical Neurophysiology. – 2017. – Vol. 128. – P. 1299–1307.
10. Krizhevsky A., Sutskever I., Hinton G. E. Imagenet classification with deep convolutional neural networks // Advances in Neural Information Processing Systems. – 2012. – P. 1097–1105.
11. Gers F. A., Schmidhuber J., Cummins F. Learning to forget: continual prediction with

LSTM // 1999 Ninth International Conference on Artificial Neural Networks ICANN 99 (Conf. Publ. No. 470). – 1999. – Vol. 2. – P. 850–855.

12. Tsiouris K. M., Pezoulas V. C., Zervakis M., Konitsiotis S., Koutsouris D. D., Fotiadis D. I. A Long Short-Term Memory deep learning network for the prediction of epileptic seizures using EEG signals // Computers in Biology and Medicine. – 2018. – Vol. 99. – P. 24–37.

УДК 658

## **РЕАЛИЗАЦИЯ ЛЕНДИНГА РЕГИОНАЛЬНОЙ ЖИЗНЕННОЙ СИТУАЦИИ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ КАК ПРИМЕР КЛИЕНТОЦЕНТРИЧНОГО ПРОЕКТА**

Е.П. Матюхин

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

*В работе представлены результаты использования визуального конструктора лендингов для реализации региональной жизненной ситуации по прохождению диспансеризации и профилактических осмотров на портале Госуслуги.*

**Ключевые слова:** клиентоцентричность, госуслуги, сервисы, жизненные ситуации, диспансеризация, профилактический осмотр.

## **IMPLEMENTATION OF A REGIONAL HEALTHCARE LENDING PROGRAM AS AN EXAMPLE OF A CUSTOMER-CENTRIC PROJECT**

E.P. Matyukhin

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

*The paper presents the results of using a visual landing page builder to implement a regional life situation for undergoing medical examinations and preventive check-ups on the Gosuslugi portal.*

**Keywords:** customer centricity, public services, services, life situations, medical examinations, preventive check-ups.

В работе [1] рассматривались вопросы реализации клиентоцентричных проектов и инициатив для граждан, направленных на повышение качества жизни и доступности государственных и муниципальных услуг и сервисов.

Клиентоцентричность — это новая философия для государственных органов и организаций, переосмысление взаимодействия граждан с государством, где базовым понятием является «жизненная ситуация», которая отражает реальные потребности и обстоятельства людей. Предоставление государственных и муниципальных услуг в парадигме жизненных ситуаций — это их предоставление по оптимизированному клиентскому пути с акцентом на удовлетворение потребностей клиента [2].

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 [2].

В Рязанской области в сфере здравоохранения реализуется жизненная ситуация «Прохождение диспансеризации и профилактических осмотров» (далее – РЖС).

Основные цели реализации РЖС:

- Оптимизация записи граждан на диспансеризацию и профилактические осмотры;

- Оптимизация процесса прохождения диспансеризации и профилактических осмотров;

- Формирование позитивного отношения граждан/работодателей к диспансеризации и профилактическим осмотрам;

- Увеличение охвата граждан мероприятиями диспансеризации и профилактических осмотров.

Целесообразным итогом проработки РЖС – это использование цифровых сервисов и платформ, в частности визуального конструктора лендингов (далее – ВКЛ) Единого портала государственных и муниципальных услуг (далее – ЕПГУ).

Лендинг — страница на портале Госуслуги, которая содержит информацию о сервисе, государственной услуге, каком-либо событии, жизненной ситуации и об ином информационном поводе. Цель лендинга — популяризация и привлечение внимания к сервисам, государственным услугам или мероприятиям [3].

ВКЛ — инструмент, который помогает «собрать» лендинг сотрудникам без специальной технической подготовки. На ресурсе ЕПГУ имеются видеоролики и исчерпывающие инструкции для его реализации.

Задача лендинга в рамках РЖС описать алгоритм действий физических лиц, зарегистрированных на территории Рязанской области и имеющих право на прохождение диспансеризации и профилактических осмотров, от стартового события до окончания РЖС.

Стартовое событие РЖС – наступление или формирование у клиента потребности в прохождении диспансеризации или профилактического осмотра.

Окончание РЖС – прохождение первого этапа диспансеризации или профилактического осмотра.

Реализация ведомственного лендинга выглядит следующим образом. Профильное организация/инициатор/функциональный заказчик предоставляет информационный материал, ссылки на государственные услуги, предлагает структуру лендинга. Прорабатываются вопросы его полноты, соответствия принципам и стандартам клиентоцентричности, а также редакционным политикам ЕПГУ. Профильное ведомство – разработчик лендинга – формирует его макет, наполняет его материалами и

необходимыми ссылками, в том числе на необходимые сторонние ресурсы. Формируется макет – JSON-файл в тестовой среде ВКЛ ЕПГУ, который проходит экспертизу на федеральном уровне. В случае необходимости доработки осуществляется корректировка с последующей публикацией в продуктивной среде ЕПГУ.

На рис. 1 представлен заголовок стартовой страницы разработанного лендинга, готового к публикации в продуктивной среде ЕПГУ.

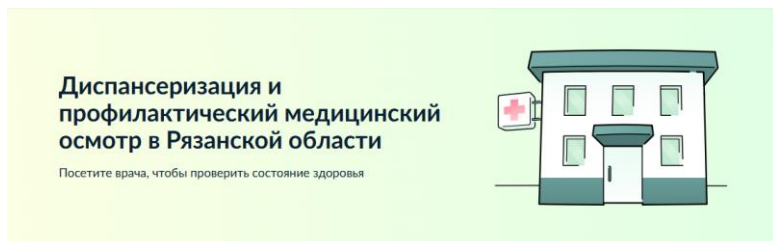


Рис. 1 – Заголовок стартовой страницы лендинга РЖС

Важно отметить, что при разработке лендинга учитывается редакционная политика – это обязательные требования к текстам на ЕПГУ. Она применяется для всех текстов ЕПГУ: на портале, в рассылках, в приложениях и в лендингах.

Также лендинг содержит ссылку на интерактивную форму записи на диспансеризацию на ЕПГУ, а также имеет ссылку на обратную связь с гражданами (рис. 2).

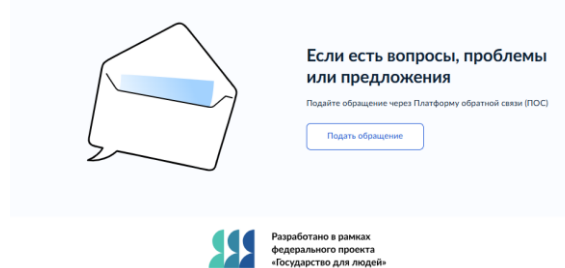


Рис. 2 – Элемент лендинга с кнопкой-переходом на платформу обратной связи и логотипа федерального проекта

Реализацию лендинга можно считать клиентоцентричным проектом, так как он позволяет сконцентрировать данные для исчерпывающего информирования клиента по всем этапам клиентского пути РЖС от возникновения потребности до ее удовлетворения, сократить очные визиты, которые нужно совершить клиенту при получении одной, нескольких или всех услуг в рамках РЖС (размещается информация об этапах, сроках, способах подготовки к исследованиям, анкета).

### *Библиографический список*

1. Матюхин, Е.П. Обзор клиентоцентричных проектов и инициатив, направленных на повышения качества жизни человека / Е.П. Матюхин // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2024: сборник трудов XXXVII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 04-06 декабря 2024 года / Под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В., 2024. – С. 145-148.
2. Официальный сайт Минэкономразвития России URL: [https://www.economy.gov.ru/material/directions/gosudarstvennoe\\_upravleni\\_e/gosudarstvo\\_dlya\\_lyudey/?ysclid=llp2db97qx883671311](https://www.economy.gov.ru/material/directions/gosudarstvennoe_upravleni_e/gosudarstvo_dlya_lyudey/?ysclid=llp2db97qx883671311) (Дата обращения 05.11.2024)
3. Работа с Визуальным конструктором лендингов. База знаний ЕПГУ // URL: [https://info.gosuslugi.ru/articles/Работа\\_с\\_Визуальным\\_конструктором\\_лендингов\\_\(ВКЛ\)/](https://info.gosuslugi.ru/articles/Работа_с_Визуальным_конструктором_лендингов_(ВКЛ)/) (Дата обращения 07.11.2024).

УДК 53.087:581.451(58.02)

### **ФАКТОРЫ, ОПРЕДЕЛЯЮЩИЕ ОТРАЖАТЕЛЬНЫЕ СВОЙСТВА РАСТИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ, ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МЕТОДА ИНФРАКРАСНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ**

Л.А. Бондарева

ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева»,  
г. Орёл

*Рассмотрены факторы, определяющие отражательные свойства растений в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне, с целью использования выделенных длин волн для реализации метода инфракрасной спектроскопии как способа определения воды в растительных тканях.*

**Ключевые слова:** оптические методы, вода, инфракрасная спектроскопия, растения, листья.

### **PRINCIPLES OF SIGNAL TREATMENT WITH NON-INVASIVE MEASUREMENT OF GLUCOSE LEVEL USING THE INFRARED SPECTROSCOPY METHOD**

L.A. Bondareva

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

*The factors determining the reflective properties of plants in the visible and near infrared range are considered with the aim of using the selected wavelengths to implement the infrared spectroscopy method as a method for determining water in plant tissues.*

**Keywords:** optical methods, water, infrared spectroscopy, plants, leaves.

Специфическая форма, спектральной кривой отражения (рис. 1), характерная для зеленой растительности, связана с тем, что отражательная способность листа зависит от концентрации разнообразных пигментов, присутствующих в листе, содержания воды, структурных, физико-химических и физиологических особенностей растений.

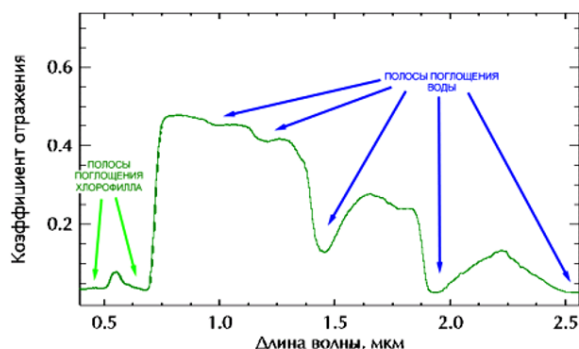


Рис. 1 – Спектральная кривая отражения зеленой растительности

Отражение светового потока видимого диапазона определяется значительным влиянием пигментов листьев (решающее влияние оказывают различные разновидности хлорофилла, каротиноиды, антоцианы и фикобилины). Даже небольшие изменения содержания пигментов, прежде всего хлорофилла, изменяют спектральный состав отражаемого света [1], при этом коэффициент отражения здесь относительно низкий (рис. 1), так как большая часть света пигментами поглощается. По мере роста и вызревания листьев их отражательная способность в видимой области спектра снижается из-за развития листьев и накопления в них хлорофилла. При старении листа отражение увеличивается вследствие потери хлорофилла.

В ближней инфракрасной области спектра (700-1050 нм) пигменты практически нейтральны, и оптические свойства зелёного листа определяются преимущественно его тканью. Коэффициент отражения здесь значительно выше, чем в видимой области благодаря ячеистой структуре листьев, которая способствует процессу многократного отражения и преломления [2]. Проникающее излучение после прохождения кутикулы, эпидермиса и хлоренхимы имеет диффузный характер. Важную роль для отражательной способности листа играют размер, форма, количество и расположение клеток и межклеточных полостей в мякоти, так как этими параметрами определяется число поверхностей и соответственно общая площадь, на которой совершаются процессы отражения и поглощения (рис. 2) [3]. Состояние клетки, прежде всего, определяется влагообеспеченностью и содержанием микроэлементов в растении в целом, поэтому, не являясь здесь основным поглотителем энергии, вода косвенно определяет процесс интенсивного отражения.



Рис. 2 – Характеристический спектр отражения зеленого листа с указанием факторов, влияющих на отражение

По имеющимся данным [4] в этой области здоровый лист отражает около 70 % инфракрасных лучей. В целом, спектральная отражательная способность зеленых листьев достигает в этом диапазоне абсолютного максимума. При этом в процессе вегетации отражательная способность возрастает, что связано с увеличением числа воздушных межклеточных полостей в мезофилле зрелых листьев. Противоположная картина наблюдается при старении листа, отражение света в ближней ИК-области снижается [1, 5].

Начиная с 1050 нм в среднем инфракрасном диапазоне (1050-2500 нм) поглощение излучения водой резко увеличивается, приводя к значительному снижению отражательной способности листьев. В этом диапазоне содержание в листе воды определяет его оптические свойства. Это хорошо видно при сравнении спектров поглощения воды и отражения листьев (рис. 2).

Как и любая механическая система молекула воды ( $H_2O$ ), состоящая из двух атомов водорода и одного атома кислорода, образующих равнобедренный треугольник, может испытывать колебания относительно положения равновесия. Ядра молекул по отношению друг к другу находятся в непрерывном колебательном состоянии, однако число основных колебаний, т.е. нормальных мод (рис. 3), является ограниченным. Так как масса атома кислорода значительно больше массы атома водорода, его считают практически неподвижным, при этом атомы водорода взаимодействуют друг с другом заметно слабее, чем с атомом кислорода.

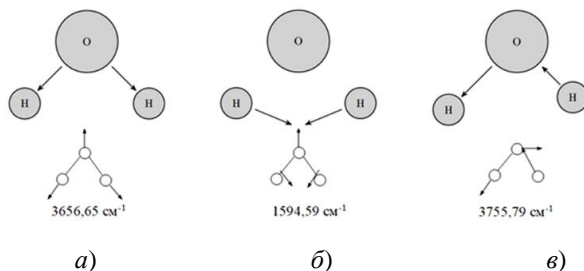


Рис. 3 – Основные частоты колебания молекул воды

Движения ядер при колебаниях  $\nu_1(\text{OH})$  (рис. 3, а) и  $\nu_3(\text{OH})$  (рис. 3, в) происходят почти вдоль направления связей О-Н, эти моды обычно называют колебаниями растяжения связи или валентными колебаниями связи О-Н, что соответствует длинам волн 2,73 и 2,7 мкм соответственно (рис. 4). Мода  $\nu_3$  называется ассиметричным валентным колебанием в отличие от симметричного валентного колебания  $\nu_1$ . При колебаниях  $\nu_2(\text{OH})$  (рис. 3, б) ядра Н движутся в направлении почти перпендикулярных связям О-Н, эта мода называется деформационным колебанием связи Н-О-Н и соответствует длине волны 6,27 мкм [6]. Усложнение спектра поглощения воды (рис. 4) в области валентных ОН-колебаний можно объяснить существованием различных типов ассоциаций, проявлением обертонов и составных частот ОН-групп, находящихся в водородной связи [7]. Когда частота распространяющейся в воде электромагнитной волны оказывается кратной одной из собственных частот колебаний молекулы, эти колебания возбуждаются в молекулах воды с очень большой амплитудой, «забирая» энергию волны и в дальнейшем переизлучая её во все стороны.

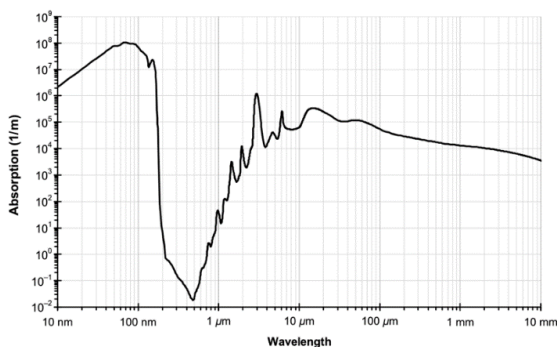


Рис. 4 – Спектр поглощения воды

Это приводит к тому, что показатель поглощения имеет локальные максимумы при этих частотах (рис. 5). Происходит это, когда энергия фотонов соответствует энергии колебательных и вращательных переходов в

молекуле воды, что приводит к возбуждению молекулы, т.е. поглощаются лишь волны такой частоты, которая совпадает с какой-то из частот колебаний молекулы.

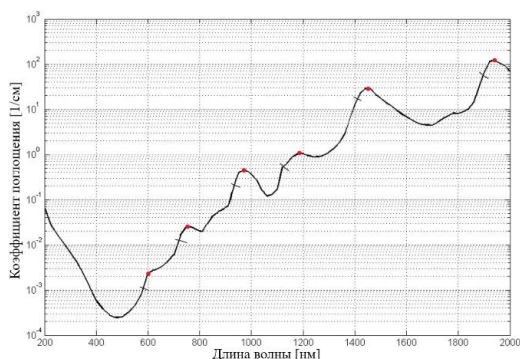


Рис. 5 – Спектр поглощения воды в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне: точками показаны локальные максимумы 600±18 нм; 750±36 нм; 970±48 нм; 1190±72 нм; 1450±48 нм; 1940±36 нм

При поглощении фотонов с энергией, соответствующей колебательным уровням, молекула воды начинает колебаться (растягиваясь или сгибаясь), что приводит к появлению полос поглощения около 1950, 1450, 1190 и 970 нм (рис. 5), т.е. локальные максимумы обусловлены резонансным поглощением электромагнитного излучения, что усложняет спектр и затрудняет его толкование. По исследованию ИК-спектров воды имеется большое количество публикаций, однако, сведения о частотах колебаний часто не совпадают, а наиболее изученной остается область основных частот больше 2 мкм.

Таким образом, существует достаточно большое количество факторов, определяющих сложный спектр отражения листьев растений, который, являясь характеристикой живой биологической ткани, в процессе созревания листьев, во время их старения, из-за разного функционального состояния целого растения подвержен динамическим изменениям. Более детальное изучение оптических свойств растительных тканей позволит установить взаимосвязь между происходящими изменениями и выделенными факторами. С учетом того, что функциональное состояние растений определяется их водообеспечением следует оценить влияние содержания воды на оптические (отражательные и поглощательные) свойства листьев, что позволит проводить неинвазивные измерения и определять потребности растений во влаге непосредственно в полевых условиях, принимать решения о необходимости полива и оптимизировать технологии возделывания и потребления воды.

### *Библиографический список*

1. Мерзляк, М.Н. Пигменты, оптика листа и состояние растений / М.Н. Мерзляк // Соросовский образовательный журнал, 1998. – № 4. – С. 19-24.
2. Выгодская, Н.Н. Теория и эксперимент в дистанционных исследованиях растительности / Н.Н. Выгодская, И.И. Горшкова // Ленинград: Гидрометеониздат, 1987. – 248 с.
3. Суханова, М.В. Обоснование оптимального выбора длины волны для проведения функциональной диагностики растений оптическим методом в условиях недостаточного влагообеспечения / Суханова М.В., Бондарева Л.А. // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – № 3 (341). – 2020. – С. 146-153.
4. Березина, Н.А. Экология растений / Н.А. Березина, Н.Б. Афанасьева // М.: Издательский центр «Академия», 2009 – 400 с.
5. Якушев, В.П. Оптические критерии при контактной и дистанционной диагностике состояния посевов / В.П. Якушев, Е.В. Канаш, Ю.А. Осипов, и др. // Сельскохозяйственная биология. – 2010. – № 3. – С. 94 – 101.
6. Зубарева Г.М. Инфракрасная спектрометрия воды в контроле ее экологической безопасности / Г.М. Зубарева // Экологическая безопасность тверской области. Значение и охрана водных ресурсов. Материалы областной научно-практической и учебно-методической конференции. Под редакцией В.А. Синоды, И.А. Жмакина, Тверь, 2020. – с. 63-69.
7. Юхневич, Г. В. Инфракрасная спектроскопия воды / Г. В. Юхневич. – Москва: Наука, 1973. – 207 с.; Зацепина, Г. Н. Физические свойства и структура воды / Г. Н. Зацепина. – 3-е изд., перераб. – Москва: Издательство МГУ, 1998. – 184 с.: ил. – ISBN 5-211- 03952-1.

УДК 616-71

### **КАНАЛ ОПЕРАТИВНОЙ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ**

А.И. Маевский, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков

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

*Предложен вариант реализации канала оперативной регистрации сигнала фотоплетизмограммы, выделения максимумов сигнала и измерения кардиоинтервалов с использованием стандартных аппаратных средств и оригинальных виртуальных приборов в среде LabVIEW. Получение динамического ряда кардиоинтервалов (интервалограммы) позволит в дальнейшем производить количественную оценку ряда диагностических показателей.*

**Ключевые слова:** *сигнал фотоплетизмограммы, максимумы сигнала, длительность кардиоинтервалов, интервалограмма, виртуальные приборы.*

## CHANNEL FOR OPERATIONAL REGISTRATION OF PHOTOPLETHISMOGRAM SIGNAL AND DETERMINATION OF DIAGNOSTIC INDICATORS

A.I. Maevskiy, S.G. Gurzhin, A.V. Shulyakov

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

*A proposed implementation of a channel for real-time recording of a photoplethysmogram signal, signal peak detection, and measurement of cardiac intervals is presented using standard hardware and proprietary virtual instruments in the LabVIEW environment. Obtaining a dynamic series of cardiac intervals (intervalograms) will enable the subsequent quantitative assessment of a number of diagnostic parameters.*

**Keywords:** photoplethysmogram signal, signal peak detection, cardiac interval duration, intervalogram, virtual instruments.

В работах [1, 2] предложена структура полиграфической системы для совместной регистрации и анализа процессов сердцебиения, дыхания и сатурации человека на базе компьютера и сертифицированных стандартных аппаратных средств для ее реализации. Отмечено, что программные средства системы находятся в стадии разработки и один из каналов регистрации сигнала фотоплетизмограммы (ФПГ) проходит натурные испытания (рис. 1).

Цифровой датчик сигнала ФПГ полиграфической системы представляет собой пульсоксиметр МАХ30102 с высоким разрешением и отношением сигнал/шум, который непосредственно сопрягается с микропроцессорным модулем ESP32-DevKitC для оперативной обработки и передачи информации в персональный компьютер (ПК).

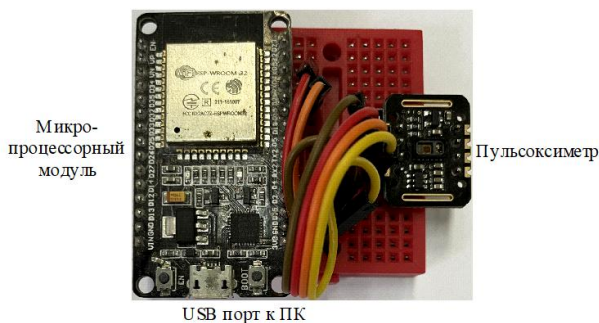


Рис. 1 – Канал регистрации сигнала ФПГ

Сигнал с датчика ФПГ используется для анализа variability сердечного ритма (BCP) и определения диагностических показателей, которые объективно отражают общие адаптационные возможности организма человека на текущий момент времени и в конкретных условиях.

Важной особенностью метода ВСП является его высокая чувствительность к самым разнообразным внутренним и внешним воздействиям. Метод основан на измерении временных интервалов между ударами сердца, формировании динамического ряда кардиоинтервалов и последующего их анализа различными математическими методами [3]. К достоинствам метода ВСП следует отнести неинвазивность и относительную простоту получения объективной диагностической информации о регуляции физиологических процессов и адаптационных реакциях целостного организма обследуемого.

Помимо предложенных и оптимизированных аппаратных средств канала ФПГ разработаны программы виртуальных приборов (ВП), которые позволяют автоматически регистрировать и фильтровать множество реализаций сигнала ФПГ, а также формировать из них интерваллограммы (ИГ), несущие ценную информацию о ВСП (рис. 2).

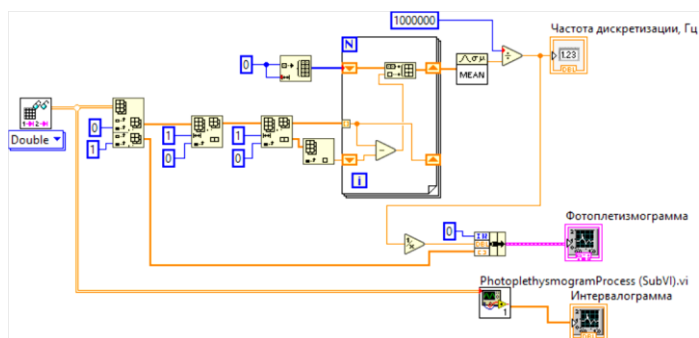


Рис. 2 – Блок-диаграмма ВП регистрации ФПГ и формирования ИГ

С помощью программы ВП – RhythmogramProcess\_2.vi производится выделение максимумов сигнала ФПГ (пульсовой волны), измерение длительностей (кардиоинтервалов) между максимумами и формирование из них динамического ряда цифровых отсчетов, т.е. ИГ (рис. 3) для последующего вычисления диагностических показателей ВСП (рис. 4).

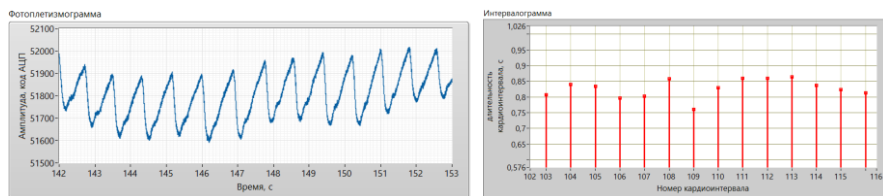


Рис. 3 – Передние панели ВП регистрации ФПГ и формирования ИГ

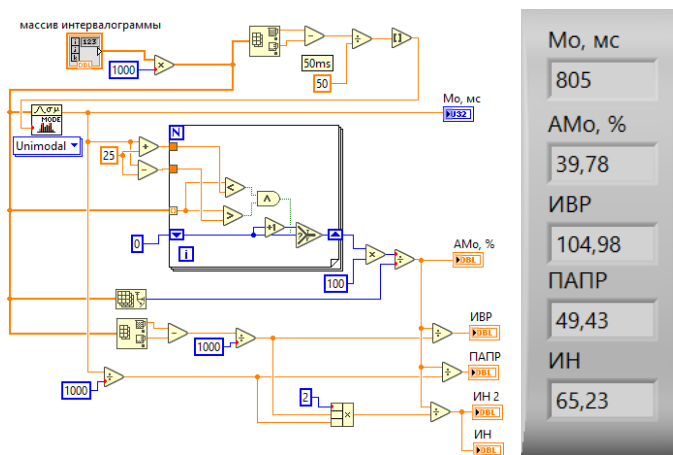


Рис. 4 – Блок-диаграмма ВП определения показателей ВСП

На рис. 3 и 4 представлены реальный фрагмент сигнала ФПГ, его ИГ и показатели ВСП одного из соавторов статьи, что подтверждает работоспособность разработанных программных средств.

Об этом свидетельствуют и полученные количественные значения основных показателей адекватности процессов регуляции сердечнососудистой системы, предложенных Р.М. Баевским [4]:

– **Мода** ( $Mo$ ) – наиболее часто встречающееся значение длительности кардиоинтервала или наиболее вероятный режим функционирования системы кровообращения. Нормальные значения  $Mo$  находятся в диапазоне 700-900 мс.

– **Амплитуда моды** ( $AMo$ ) – это число кардиоинтервалов, соответствующее значению  $Mo$ , отнесённое к общему количеству кардиоинтервалов. Нормальные значения  $AMo$  лежат в пределах 30-50 %.

– **Индекс вегетативного равновесия** ( $IVP = AMo/\Delta X$ ) – определяет соотношение активности симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы при регуляции ритма сердца. Параметр  $\Delta X$  – это **вариационный размах** или разность между максимальной и минимальной длительностями кардиоинтервалов. Нормальные значения  $IVP$  находятся в пределах 100-300.

– **Показатель адекватности процессов регуляции** ( $ПАПР = AMo/Mo$ ) определяет соответствие между ведущим уровнем функционирования синусового узла и симпатической активностью. Нормальные значения  $ПАПР$ : 35-70.

– **Индекс напряжения** ( $ИН = AMo/2Mo\Delta X$ ) или **стресс-индекс** ( $SI$ ) характеризует степень централизации управления ритмом. У взрослых и

физически развитых людей значения *ИН* составляют в норме 70-150.

Список определяемых диагностических показателей в принципе может быть расширен в зависимости от задач проводимых исследований или клинического применения, поскольку разработанные средства позволяют качественно получать первоисходную информацию для оценки показателей в виде зарегистрированного сигнала ФПГ и точно измеренных значений кардиоинтервалов или отсчетов ИГ.

#### *Библиографический список*

- 1 Маевский А.И., Гуржин С.Г., Шуляков А.В. Система совместной регистрации и анализа сигналов реограммы и фотоплетизмограммы на базе компьютера // Сб. тр. XXXVII Всероссийской НТК «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2024» / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2024, – 398 с., С. 242-246.
- 2 Маевский А.И. Полиграфическая система для совместной регистрации и анализа процессов сердцебиения, дыхания и сатурации человека на базе компьютера // Материалы XI научно-технической конференции магистрантов Рязанского государственного радиотехнического университета имени В.Ф. Уткина. – Рязань: РГРТУ, 2025 – 374 с. С. 164-165.
- 3 Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем // Вестник аритмологии, №24. 2001. С. 65-87.
- 4 Кузнецов А.А. Биофизика сердца: учеб. пособие. В 2 кн. Кн. 2. Электрокардиографическое холтеровское мониторирование для исследования variability сердечного ритма условно здоровых людей. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2013. – 84 с.

УДК 615.47

### **СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ДЕКОДИРОВАНИЮ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМИ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ**

З.М. Юлдашев, А.Т. Садекова, К.А. Бобкович

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

*Разработка современных бионических протезов верхних конечностей направлена на восстановление у пользователей способности к выполнению базовых бытовых задач. Ключевым фактором, определяющим эффективность таких протезов, является точность и скорость движений, которые напрямую зависят от методов декодирования электромиографических (ЭМГ) сигналов. В статье рассматривается эволюция протезирования от косметических и тяговых моделей к активным*

бионическим системам. Основное внимание уделено анализу современных подходов к классификации ЭМГ-сигналов, включая использование алгоритмов машинного обучения, таких как линейный дискриминантный анализ (LDA), метод опорных векторов (SVM) и искусственные нейронные сети (ИНС), в частности сверточные (CNN) и рекуррентные (RNN) сети. Подчеркивается, что комбинация многоканального считывания ЭМГ-сигналов и продвинутых алгоритмов декодирования позволяет преодолеть ограничения традиционных систем с двумя управляющими сигналами, значительно повышая точность, плавность и интуитивность управления протезом.

**Ключевые слова:** ЭМГ, LDA, протезы верхних конечностей, SVM, RNN, CNN, ИНС, декодирование движений, бионические протезы, машинное обучение.

## **MODERN APPROACHES TO THE DECODING OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS FOR CONTROLLING BIONIC PROSTHETICS OF THE UPPER EXTREMITIES**

Z.M. Yuldashev, A.T. Sadekova, K.A. Bobkovich

St. Petersburg State Electrotechnical University «LETI», St. Petersburg

*The development of modern bionic upper limb prostheses is aimed at restoring users' ability to perform basic household tasks. The key factor determining the effectiveness of such prostheses is the accuracy and speed of movements, which directly depend on the methods of decoding electromyographic (EMG) signals. The article examines the evolution of prosthetics from cosmetic and traction models to active bionic systems. The main attention is paid to the analysis of modern approaches to the classification of EMG signals, including the use of machine learning algorithms such as linear discriminant analysis (LDA), the support vector machine (SVM) method and artificial neural networks (ANN), in particular convolutional (CNN) and recurrent (RNN) networks. It is emphasized that the combination of multi-channel EMG signal reading and advanced decoding algorithms makes it possible to overcome the limitations of traditional systems with two control signals, significantly increasing the accuracy, smoothness and intuitiveness of prosthetic control.*

**Keywords:** EMG, LDA, upper limb prostheses, SVM, RNN, CNN, ANN, motion decoding, bionic prostheses, machine learning.

Протезы верхних конечностей являются одним из способов не только создать визуальную эстетику, но и вернуть частичный функционал рук. До не давнего времени существовали косметические протезы, которые могли только визуально компенсировать отсутствие конечности. Развитие медицины совместно с инженерными открытиями позволило перейти от примитивных протезов к тяговым, которые воспроизводят действие за счет мускульной силы [1]. В настоящее время получили развитие и направление создания бионических протезов – протезов, работающих благодаря сенсорным датчикам, считывающим ЭМГ сигнал с мышц.

Основным критерием эффективности активного протеза верхней конечности является его способность обеспечить пользователю автономное выполнение базовых бытовых задач. К числу таких задач относятся манипуляции с предметами (взять кружку), операции с механизмами (открыть дверь, нажать на кнопку) и другие действия, требующие контролируемого захвата. Качество выполнения этих движений, характеризующее их точностью и скоростью, зависит от нескольких составляющих. Во-первых, это характеристики системы регистрации сигналов, включая тип используемых ЭМГ датчиков и способ их крепления. Во-вторых, и это зачастую является определяющим фактором, - это выбор и реализация алгоритмов декодирования ЭМГ-сигналов, которые преобразуют биоэлектрическую активность мышц в управляющие команды для привода протеза. Существуют несколько способов декодирования сигнала в современных протезах. Один из них является анализ паттернов активации мышечных групп. Принцип работы заключается в том, что система обучения анализирует, какие мышечные группы культи активируются при попытке совершить определенное движение. Система в последствии запоминает какой сигнал ЭМГ или их сочетание отвечает за то или иное движение и начинает работать намного быстрее и качественнее [2].

Второй способ - это декодирование по характеру движения, когда система анализирует временные характеристики сигнала ЭМГ, чтобы определить характеристики движения, а не только его тип. Ориентируясь на амплитуду сигнала можно сделать вывод о силе движения протеза, а частота может позволить определить насколько плавным или резким должно быть движение.

Большинство протезов управляются с помощью простейшей классификации напряжения и расслабления двух мышц плеча или предплечья. Это значит, что протез обладает всего двумя управляющими сигналами - пронацией (так называют вращение любого сустава внутрь) и супинацией (вращение сустава наружу). Исходя из этого, переход от одного жеста к другому занимает очень длинный путь - человеку необходимо совершить несколько действий вплоть до нажатия кнопки на протезе. Также не все протезы учитывают изменение активности мышц и нервов в разное время суток [2]. Все это может приводить к ошибкам в движении протезом и неудобстве для пользователя. Уже на данный момент многие инженеры ищут способы улучшить работу протеза, применяя системы машинного обучения, увеличение числа каналов датчика и в целом изменения подхода к считыванию и обучению системы на паттернах движения. К примеру, в одном из недавних исследований был применен шлем виртуальной реальности для обучений системы и пациентов [3].

Как говорилось выше активно стали использоваться алгоритмы машинного обучения и искусственного интеллекта. Активно применяются такие алгоритмы, как метод опорных векторов (SVM), линейный дискриминантный анализ (LDA) и искусственные нейронные сети (ИНС) для

сопоставления паттернов ЭМГ с конкретными движениями протеза. Современные подходы включают использование сверточных нейронных сетей (CNN) и рекуррентных нейронных сетей (RNN) для автоматического извлечения сложных признаков и повышения точности классификации движений. Это позволяет обрабатывать большие объемы данных и учитывать контекст движений. LDA является одним из наиболее распространенных методов благодаря своей вычислительной эффективности и простоте реализации. LDA ищет линейную комбинацию признаков, которая лучше разделяет классы движений в пространстве признаков. Его ключевое преимущество – высокая скорость работы. SVM эффективно решает задачу классификации путем нахождения оптимальной разделяющей гиперплоскости в пространстве признаков, максимизирующей зазор между классами. Главное преимущество SVM – возможность работы с нелинейно разделимыми данными за счет использования ядерных функций. Это позволяет достигать высокой точности распознавания сложных и тонких мышечных паттернов. CNN, изначально разработанные для обработки изображений, успешно адаптированы для работы с ЭМГ-сигналами. CNN могут рассматривать многоканальный ЭМГ-сигнал как одномерное "изображение", где ось X представляет время, а ось Y – каналы. Сверточные слои эффективно выявляют локальные временные и пространственные зависимости в сигнале, такие как характерные всплески активности определенных групп мышц, что значительно повышает точность классификации жестов. RNN, в особенности их модификации с долгой краткосрочной памятью LSTM, предназначены для обработки последовательных данных. Поскольку ЭМГ-сигнал по своей природе является временным рядом, RNN способны учитывать временной контекст и динамику мышечной активации. Это позволяет сети "помнить" предыдущие состояния сигнала, что повышает надежность распознавания жестов, особенно тех, которые длятся во времени или плавно переходят один в другой.

Использование большого количества ЭМГ-датчиков, расположенных в разных точках культы, позволяет собирать более полную информацию о мышечной активности и распознавать большее количество степеней свободы движения. Совместно использование методов машинного обучения и многоканальных датчиков позволяет собирать огромное количество данных, обрабатывать их и находить взаимосвязь между ними, тем самым можно увеличить не только точность, но и скорость движения.

#### *Библиографический список*

1. Петров В.Г., Замиладский Ю.И., Буров Г.Н. Технология изготовления протезов верхних конечностей. – СПб. Гиппократ, 2008-128с.
2. СИГНАЛ К ДВИЖЕНИЮ: КАК ИДЕЯ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА ОТ РОССИЙСКИХ УЧЕНЫХ ОБРЕТАЕТ ФОРМУ // Наука.РФ URL: <https://xn-->

80aa3ak5a.xn--p1ai/journal/signal-k-dvizheniyu-kak-ideya-bionicheskogo-proteza-ot-rossiyskikh-uchenykh-obretaet-formu-/. (дата обращения: 31.10.2025).

3. В НИУ ВШЭ создали модель декодирования движений пальцев для протезов кисти // Naked science URL: <https://naked-science.ru/article/column/v-niu-vshe-sozdali-model-dekodirovaniya> (дата обращения: 31.10.2025).

4. Чиркова, Я. Д., Деева, О. К., Букреева, Е. А. «Управление бионическим протезом на основе датчиков электромиограммы» // Тезисы докладов Школы-конференции молодых учёных «Прохоровские недели». — 2024. — DOI: 10.24412/cl-35673-2024-1-210-212.

5. «Сравнительный анализ алгоритмов машинного обучения для классификации жестов по ЭМГ-сигналам» (авторы: Самойлов А. С., Никитин О. Р., 2021).

УДК 615.47:004.93

## **ПЛОЩАДЬ ПОД КРИВОЙ ЧАСТОТНОГО СПЕКТРА СКОРОСТИ КАК ПОКАЗАТЕЛЬ В ОЦЕНКЕ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА**

А.А. Карпухина, О.В. Мельник

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

*Рассмотрен один из параметров компьютерной оценки тяжести тремора в рамках анализа спиральных изображений.*

**Ключевые слова:** тремор, спираль Архимеда, частота, амплитуда, БПФ, спектр.

## **THE AREA UNDER THE CURVE OF THE FREQUENCY SPECTRUM OF VELOCITY AS AN INDICATOR IN THE ASSESSMENT OF TREMOR PARAMETERS**

A.A. Karpukhina, O.V. Melnik

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

*One of the parameters for computer-aided assessment of tremor severity is examined using spiral image analysis.*

**Keywords:** tremor, Archimedes spiral, frequency, amplitude, FFT, spectrum.

При оценивании тремора методом акселерометрии с помощью сенсоров, прикреплённых к коже, исследуют амплитуду дрожательных гиперкинезов, при этом пациент находится в определённой статической позе. Предполагают, что такой метод зачастую может не отражать интенсивность кинетического тремора, который появляется при любом произвольном движении (например, дрожание при письме). Следовательно, данный вид тремора оказывает большое влияние на повседневную жизнь человека, а

также может мешать ему совершать привычные действия. Дрожание такого типа чаще всего является причиной выраженных нарушений самообслуживания и инвалидности [1]. Объективный характер количественной оценки постурального тремора отражает основное преимущество акселерометрии, но исследование дрожания по спиралям Архимеда помогает определить и проанализировать кинетический тремор во время выполнения действий, приближённых к повседневной деятельности. Рисование спиралей являлось неотъемлемой частью рутинного обследования пациентов с тремором и было включено в клинические рейтинговые шкалы [2,3].

Поскольку заболевания, связанные с тремором, приводят к прогрессирующей неврологической дегенерации, необходимо внедрить систему оценки в реальном времени для анализа характеристик тремора при уходе на дому или в учреждениях, а также в качестве прикроватного теста, особенно у пожилых людей. [4]

Программное обеспечение в среде визуального программирования NI LabVIEW помогает анализировать спирали Архимеда, полученные в результате рисования пациентом по заданной спирали. В процессе измеряется и фиксируется время для каждой точки следа спирального рисунка. Для оценивания характеристик тремора рисунок представляется в полярных координатах, где  $r$  - радиус,  $\Theta$  – угол и  $t$  - время. Программой рассчитываются следующие параметры: среднее значение радиальной разницы на радиан, среднее значение радиальной разницы в секунду [5].

Несмотря на то что данные параметры  $dr/d\Theta$  (пространственная нестабильность) и  $dr/dt$  (временная нестабильность) хорошо коррелируют с клиническими шкалами и высоко информативны, они имеют принципиальные ограничения, обусловленные природой тремора как физиологического явления. Эти параметры, по сути, описывают следствие тремора (искажение траектории), но не его первопричину или внутреннюю структуру.

Тремор представляет собой колебательные движения, и как для колебательного процесса для него характерны две независимые характеристики: частота и амплитуда. Рассмотренные ранее кинематические параметры являются интегральными и смешанными. Они характеризуют результирующее дрожание по нарисованной линии, но не отражают частотно-амплитудные свойства сигнала.

Переход в частотную область с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ) позволяет расширить и уточнить количественную оценку тяжести тремора. Площадь под кривой частотного спектра скорости – третий параметр для наиболее полной, объективной и физически обоснованной оценки тремора путём компьютерного анализа спиралей Архимеда.

Для нахождения этого параметра необходимо получить данные по скорости движения руки при рисовании спирали. Когда запускается программа, пациент начинает рисовать по линии заданной спирали, при этом

одновременно происходит считывание значений курсора и запись времени для каждой точки. Таким образом, строится результирующее изображение и заполняются массивы данных (точки следа спирального рисунка по координатам X и Y). Далее происходит нахождение разностей X и Y и запись их в массивы. Для этого параметра необходима мгновенная скорость, а именно скорость от одной точки рисунка до следующей, расчёт осуществляется по данной формуле:

$$v_i = \frac{\sqrt{(x_{i+1}-x_i)^2+(y_{i+1}-y_i)^2}}{t_{i+1}-t_i},$$

где  $v_i$  – мгновенная скорость;  $x_i$  и  $y_i$  – точки следа спирального рисунка в момент времени  $t_i$ ;  $x_{i+1}$  и  $y_{i+1}$  – следующие по траектории движения точки в момент времени  $t_{i+1}$ .

Полученный сигнал скорости необходимо перевести из временной области в частотную. Расчёт спектра скорости проводится с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ). Для осуществления данного алгоритма количество точек во входном массиве должно составлять целую степень двойки, при возникновении несоответствия этому условию набор точек дополняется нулями до следующей степени двойки.

В NI LabVIEW такой расчёт выполняется с помощью виртуального прибора FFT.vi (рис. 1). Он объединил в себе два прибора, вычисляющие вещественное и комплексное БПФ. FFT.vi позволяет вычислить БПФ входной последовательности, при этом при подключении этой последовательности адаптируется к типу входных данных.

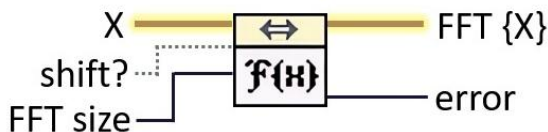


Рис. 1 – Виртуальный прибор для вычисления БПФ

Количественная тяжесть спирального тремора здесь оценивается по скоростной пиковой амплитуде тремора. Соответственно, следующий шаг – определить пик тремора. В спектре скорости выделяется доминирующий пик в характерном для тремора диапазоне (например, 4-12 Гц). Это и есть основная частота тремора пациента.

Площадь под кривой частотного спектра скорости вычисляется не для всего спектра, а в узком окне шириной  $\pm 1$  Гц (область под стрелкой, между пунктирными линиями) с центром в пике тремора [6] (рис.2).

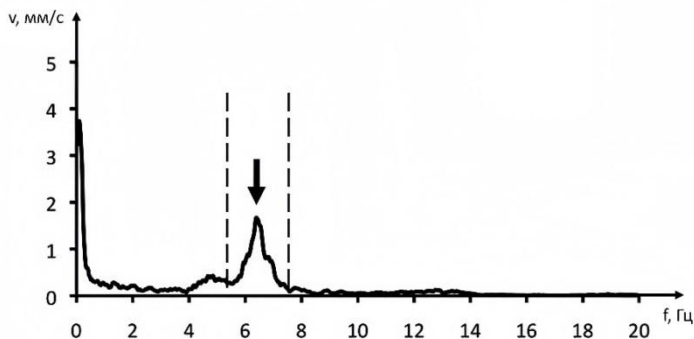


Рис. 2 – Частотный спектр скорости

Таким образом, анализ спектра скорости даёт возможность идентифицировать доминирующую частоту тремора и количественно оценить вклад этой частоты в общее движение, исключив влияние самого движения рисования и высокочастотных шумов.

#### *Библиографический список*

1. Иллариошкин С.Н., Иванова-Смоленская И.А. Дрожательные гиперкинезы: Руководство для врачей (Серия руководств «Двигательные расстройства»). М.: Издательский холдинг «Атмосфера», 2011. 360 с.
2. Fahn S, Tolosa E, Marin C. Clinical Rating Scale for Tremor. In: Jankovic J, Tolosa E, editors. Parkinson's Disease and Movement Disorders. Munich, Germany: Urban und Schwarzenberg; 1988. pp. 271–280.
3. Elble R. The Essential Tremor Rating Assessment Scale (TETRAS) Tremor Research Group (TRG) 2008.
4. 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).
5. Карпухина А.А., Мельник О.В. Система для исследования характеристик дрожательного гиперкинеза // Биомедсистемы – 2024: материалы конференции. – Рязань: 2024.
6. Haubenberger D, Kalowitz D, Nahab FB, Toro C, Ippolito D, Luckenbaugh DA, Wittevrongel L, Hallett M. Validation of digital spiral analysis as outcome parameter for clinical trials in essential tremor. Mov Disord. 2011; 26(11): 2073–80 doi: 10.1002/mds.23808. PMID: 21714004.

УДК 615.47:004.93

## **ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ НЕЙРОПЛАСТИЧНОСТИ И ИХ ЗНАЧЕНИЕ ДЛЯ РЕЧЕВОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА**

М.В. Уханова

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

*Рассмотрены вопросы применения анализа речи для объективной оценки прогресса реабилитации пациентов после инсульта. Проанализирована взаимосвязь между динамикой речевых параметров и нейропластическими изменениями головного мозга в процессе восстановления.*

**Ключевые слова:** оценка прогресса реабилитации, инсульт, анализ речи, нейропластичность, речевые нарушения, афазия, нейрореабилитация, речевая терапия.

## **THEORETICAL ASPECTS OF NEUROPLASTICITY AND THEIR IMPORTANCE FOR SPEECH REHABILITATION AFTER STROKE**

M.V. Uhanova

Scientific advisor – Melnik O.V., professor of IMBMT Department  
Ryazan state radio engineering university named after V.F.Utkin, Ryazan

*The issues of using speech analysis for an objective assessment of the progress of rehabilitation of patients after stroke are considered. The relationship between the dynamics of speech parameters and neuroplastic changes in the brain in the process of recovery is analyzed.*

**Keywords:** assessment of rehabilitation progress, stroke, speech analysis, neuroplasticity, speech disorders, aphasia, neurorehabilitation, speech therapy.

Исследование теоретических аспектов нейропластичности приобретает особую актуальность в связи с высокой распространенностью речевых нарушений после перенесенного инсульта. Статистические данные свидетельствуют, что в России ежегодно регистрируется более 500 тысяч случаев инсульта, при этом у 30-40% пациентов развиваются различные формы речевых расстройств. Нейропластичность, понимаемая как способность нервной системы изменять свою структурную и функциональную организацию в ответ на внешние воздействия и повреждения, представляет фундаментальную основу для разработки эффективных реабилитационных стратегий. Современные научные исследования убедительно демонстрируют, что пластичность головного мозга сохраняется на протяжении всей жизни человека, открывая тем самым новые перспективы для реабилитации пациентов с последствиями инсульта [1].

В современной нейронауке выделяют несколько ключевых механизмов нейропластичности, имеющих непосредственное значение для восстановления речевых функций. Согласно теории функциональной реорганизации, поврежденные области мозга могут компенсироваться за счет активации сохранных отделов как в ипсилатеральном, так и в контралатеральном полушарии. Теория синаптической пластичности предполагает, что восстановление функций происходит через изменение эффективности синаптической передачи и формирование новых нейронных связей, где долговременная потенция рассматривается в качестве одного из основных клеточных механизмов, лежащих в основе обучения и восстановления утраченных навыков [2]. Особый теоретический интерес представляет концепция критических периодов пластичности, согласно которой существуют оптимальные временные окна для максимально эффективного восстановления функций. Для речевой реабилитации таким периодом традиционно считаются первые 3-6 месяцев после инсульта, когда нейропластические процессы проявляют наибольшую активность [3].

Анализ современных теоретических подходов к восстановлению речи позволяет выделить несколько перспективных направлений развития реабилитологии. Теория нейромодуляции предполагает, что неинвазивная стимуляция определенных зон мозга способна усиливать пластические процессы и существенно улучшать результаты реабилитации. Теория зависимой от активности пластичности подчеркивает принципиальную важность раннего начала и обеспечения высокой интенсивности речевой терапии, поскольку именно специфическая речевая активность запускает каскад нейропластических изменений, способствующих восстановлению функций [4]. Не менее значимой представляется теория межполушарного взаимодействия, которая рассматривает динамику баланса активности между полушариями в качестве ключевого фактора успешного восстановления речи. Согласно этой теории, оптимальное восстановление речевых функций требует сбалансированной активации обоих полушарий головного мозга с формированием новых функциональных связей между ними [5].

Теоретическое осмысление механизмов нейропластичности имеет непосредственное практическое значение для разработки эффективных программ речевой реабилитации. Принцип интенсивности терапии, основанный на теории зависимой от активности пластичности, предполагает необходимость обеспечения достаточной частоты и продолжительности занятий. Принцип индивидуального подхода, вытекающий из теории функциональной реорганизации, требует обязательного учета локализации и объема повреждения, а также преморбидных характеристик конкретного пациента [6]. Принцип мультимодальности реабилитации базируется на понимании системного характера речевой функции и вовлеченности различных мозговых сетей в процесс речепорождения. Этот принцип предполагает комбинирование различных методов реабилитации,

направленных на одновременную стимуляцию multiple аспектов речевой функции [7].

Проведенный теоретический анализ позволяет констатировать значительный потенциал использования современных знаний о нейропластичности для совершенствования процесса речевой реабилитации после инсульта. Современные теории восстановления речевой функции создают прочную научную основу для разработки инновационных подходов к реабилитации. В качестве перспективных направлений дальнейших теоретических исследований целесообразно рассматривать уточнение молекулярных механизмов нейропластичности и создание теоретических основ для персонализированной реабилитации [8]. Глубокое теоретическое осмысление процессов нейропластичности открывает новые возможности для повышения эффективности речевой реабилитации и существенного улучшения качества жизни пациентов, перенесших инсульт. Дальнейшие исследования в этой области должны быть направлены на интеграцию фундаментальных знаний о нейропластичности с практическими аспектами нейрореабилитации, что позволит разработать более эффективные стратегии восстановления речевых функций [9].

#### *Библиографический список*

1. Котов С.В. Нейропластичность: современное состояние проблемы // Неврологический вестник. – 2022. – Т. LIV, №2. – С. 45-52.
2. Петрова М.К., Семенов А.А. Клеточные и молекулярные механизмы синаптической пластичности при восстановлении функций головного мозга после ишемического инсульта // Acta Naturae. – 2021. – Т. 13, №4(49). – С. 28-34.
3. Орлова О.С., Николаев Р.В. Временные аспекты нейропластичности: критические периоды восстановления функций после церебральной ишемии // Успехи физиологических наук. – 2023. – Т. 54, №1. – С. 34-47.
4. Смирнов А.В., Козлова Л.М. Активность-зависимая пластичность как основа современных подходов к нейрореабилитации // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. – 2022. – Т. 122, №3. – С. 41-47.
5. Белова А.Н., Морозов И.С. Межполушарное взаимодействие и пластичность мозга при восстановлении речевых функций // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. – 2020. – Т. 106, №8. – С. 1023-1032.
6. Кузнецова И.М. Индивидуальные особенности нейропластичности и их значение для персонализированной реабилитации после инсульта // Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика. – 2021. – Т. 13, №4. – С. 89-97.
7. Белинская Д.В. Мультимодальный подход к речевой реабилитации: теоретическое обоснование и практические аспекты // Вестник восстановительной медицины. – 2023. – №2(98). – С. 15-22.

8. Шохрин В.А., Петров К.В. Перспективы развития теоретических основ нейрореабилитации: от молекулярных механизмов к клинической практике // Annals of the Russian Academy of Medical Sciences. – 2022. – Т. 77, №3. – С. 234-241.
9. Васильева М.Н., Крылов В.В. Интегративный подход к изучению нейропластичности: новые горизонты речевой реабилитации // Neuroscience and Behavioral Physiology. – 2023. – Т. 53, №2. – С. 178-190.

УДК 616-71

### **ПОРТАТИВНАЯ СИСТЕМА СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА СЕРДЦЕБИЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА, РЕГИСТРАЦИИ ОПАСНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ И СИГНАЛИЗАЦИИ**

Е.С. Елгазин, С.Г. Гуржин

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

*Рассмотрены принципы построения портативной системы суточного мониторинга процесса сердцебиения человека, регистрации опасных изменений и сигнализации на базе микроконтроллера, неинвазивного датчика фотоплетизмографии и программ для определения опасных изменений в работе сердца. Предложена структурная схема системы.*

**Ключевые слова:** мониторинг процесса сердцебиения, неинвазивный датчик фотоплетизмографии, опасные изменения работы сердца, сигнализация.

### **PORTABLE SYSTEM FOR 24-HOUR MONITORING OF HUMAN HEARTBEAT, REGISTRATION OF DANGEROUS CHANGES AND ALARMING**

E.S. Elgazin, S.G. Gurzhin

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

*The article discusses the design principles of a portable system for 24-hour human heartbeat monitoring, recording dangerous changes, and alarming. This system is based on a microcontroller, a noninvasive photoplethysmography sensor, and software for detecting dangerous changes in cardiac function. A structural diagram of the system is presented.*

**Keywords:** heartbeat monitoring, noninvasive photoplethysmography sensor, dangerous changes in cardiac function, alarming.

Сердечнососудистые заболевания в настоящее время являются основной причиной высокой смертности населения. В связи с этим появилась необходимость в разработке методик и технических средств ранней диагностики обнаружения опасных изменений в работе сердца [1-5].

Такого рода устройства должны отвечать ряду требований, т.е. быть:

- Портативными или компактными, лёгкими, удобными при длительном их ношении человеком;
- Безопасными при их использовании;
- Неинвазивными, в плане метода получения информации;
- Автоматическими, на всех этапах преобразования информации, обнаружения опасных изменений и сигнализации;
- Относительно точными и помехоустойчивыми;
- С низким энергопотреблением и автономным источником питания.

Предлагаемая портативная система (рис. 1) максимально учитывает отмеченные требования и позволит в течение суток проводить кардиомониторинг человека в естественных и привычных для него условиях, режимах бодрствования и отдыха, оперативно выявлять опасные для жизни состояния и своевременно о них сигнализировать.

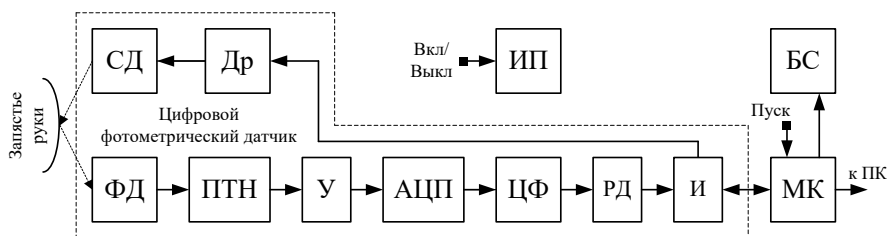


Рис. 1. – Структурная схема портативной системы кардиомониторинга

Регистрация сердечной активности человека производится оптическим методом путем просвечивания кожного покрова и ткани вместе с кровеносными сосудами на выбранном участке тела, а также приема отраженного светового потока, преобразования его в электрический сигнал и кодированные отсчеты. Местом установки датчика на теле человека выбрано запястье руки, где наиболее выражены пульсовые колебания, где можно обеспечить надёжное и долговременное крепление всей системы, не стесняющее движений.

В качестве датчика планируется использовать фотометрический цифровой пульсоксиметр МАХ30102, который на сегодняшний день является одним из лучших представителей портативных медицинских приборов для реализации неинвазивного метода диагностики – фотоплетизмографии (ФПГ), и обладающий высокими метрологическими характеристиками точностью, быстродействием и помехоустойчивостью [6].

Датчик содержит два основных элемента получения информации от объекта исследования это излучатель (светодиод – СД) и приемник (фотодиод – ФД) светового потока, измерительный преобразователь ток-напряжение (ПТН), усилитель электрического сигнала (У), аналого-цифровой преобразователь (АЦП), цифровой фильтр (ЦФ), регистр данных (РД), интерфейс (И) и драйвер (Др) светодиода. Помимо электрических

компонентов датчик снабжен качественной оптикой с защитным акриловым стеклом, обеспечивающей высокую точность ориентации излучения и приема светового потока.

Для взаимодействия с внешними устройствами используется последовательный интерфейс I2C с двунаправленными линиями связи данных (SDA) и тактирования (SCL), а также линия связи INT для активации прерываний, необходимых для различных оповещений, например, о готовности приема данных, завершении процессов преобразования и др.

Система работает от автономного источника питания (ИП) и снабжена блоком сигнализации (БС) опасных состояний, который, прежде всего, экстренно извещает обследуемого и дистанционно передает данные лечащему врачу.

Основным управляющим элементом системы является микроконтроллер (МК), где программным способом производится тактирование с определенной частотой и синхронизация работы элементов датчика, дополнительная обработка, регистрация и детальный анализ сигнала ФПГ, измерение его информативных параметров, обнаружение опасных изменений, фиксация их временных моментов и выработка команд сигнализации по заданным критериям.

Поскольку современная диагностика нарушений сердечной деятельности основывается на анализе достаточно большого количества различных информативных параметров пульсовой волны (ПВ): формы, амплитудных, частотных, временных, статистических и др. [1-5], то при разработке алгоритмов обнаружения опасных состояний будут изучены и реализованы только широко используемые и апробированные методики [1-3].

Среди опасных изменений работы сердца, которые подлежит распознать с помощью системы, можно выделить тахикардию, брадикардию, мерцательную аритмию и критические значения показателей вариабельности сердечного ритма (ВСР).

На первом этапе будет произведена разработка программных средств качественной регистрации сигнала ФПГ, который служит исходной информацией для измерения значимых параметров ПВ и оценивания диагностических показателей.

#### *Библиографический список*

1. Михайлов В.М. Вариабельность ритма сердца. Опыт практического применения метода. – Иваново: 2000. – 200 с.
2. 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.
3. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечнососудистой системы по характеристикам пульсовой волны. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. – 96 с.

4. Большев А.С., Сидоров Д.Г., Овчинников С.А. Частота сердечных сокращений. Физиолого-педагогические аспекты: учебное пособие – Н.Новгород: ННГАСУ, 2017. – 76 с.
5. Семенистая Е.С. Диагностические показатели контура пульсовой кривой // Известия ЮФУ. Технические науки, № 2(79). 2008. С. 111-116.
6. Чистяков В. Пульсоксиметрия от Maxim: новый датчик MAX30102 // Новости электроники, № 7. 2016. С. 36-39.

УДК 004.891.3

## **ГИБРИДНАЯ НЕЙРОСЕТЕВАЯ МОДЕЛЬ CNN-BiLSTM-ATTENTION С MULTI-MODAL FUSION ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЭГ ПРИ ВЫЯВЛЕНИИ ПАТОЛОГИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА**

А.В. Андреева

Московский университет «Синергия»

*В работе представлена гибридная нейросетевая архитектура для автоматизированного анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ), направленная на повышение точности выявления патологий головного мозга. Предложенная модель объединяет преимущества сверточных сетей (CNN) для извлечения пространственных признаков, двунаправленных LSTM (BiLSTM) для анализа временных зависимостей, механизма внимания для выделения информативных сегментов сигнала и мультимодального слияния для интеграции информации из временной и частотно-временной областей. Проведенные эксперименты демонстрируют превосходство предложенного подхода по сравнению с традиционными методами анализа ЭЭГ*

**Ключевые слова:** *глубокое обучение, гибридные нейросети, ЭЭГ, медицинская диагностика, CNN, BiLSTM, механизм внимания, мультимодальное слияние.*

## **HYBRID CNN-BiLSTM-ATTENTION NEURAL NETWORK MODEL WITH MULTI-MODAL FUSION FOR EEG ANALYSIS IN BRAIN PATHOLOGY DETECTION**

A.V. Andreeva

Moscow University «Synergy»

*The paper presents a hybrid neural network architecture for automated analysis of electroencephalogram (EEG) aimed at improving the accuracy of brain pathology detection. The proposed model combines the advantages of convolutional neural networks (CNN) for spatial feature extraction, bidirectional LSTM (BiLSTM) for temporal dependency analysis, attention mechanism for informative signal segments highlighting, and multi-modal fusion for integrating information from time and time-frequency domains. Conducted experiments demonstrate the superiority of the proposed approach compared to traditional EEG analysis methods.*

**Keywords:** *deep learning, hybrid neural networks, EEG, medical diagnostics, CNN, BiLSTM, attention mechanism, multi-modal fusion.*

Электроэнцефалография остается одним из ключевых методов диагностики заболеваний головного мозга благодаря своей неинвазивности, высокой временной разрешающей способности и относительно низкой стоимости [1]. Однако визуальный анализ ЭЭГ требует значительного времени и высокой квалификации специалиста, что обуславливает необходимость разработки автоматизированных систем поддержки принятия врачебных решений.

Современные подходы к автоматическому анализу ЭЭГ включают методы машинного обучения и глубоких нейронных сетей [2]. Тем не менее, большинство существующих решений страдают от ограничений, связанных с неспособностью эффективно учитывать комплексные временные зависимости и мультимодальную природу электрофизиологических сигналов.

В данной работе предлагается гибридная архитектура, преодолевающая указанные ограничения за счет синергетического объединения различных типов нейросетевых слоев и методов обработки сигналов.

Здесь архитектура модели состоит из 4 компонентов (рис.1):

- CNN-модуль для извлечения локальных пространственно-временных признаков
- Модуль мультимодального слияния для интеграции информации из различных представлений сигнала
- BiLSTM-модуль для анализа долгосрочных временных зависимостей
- Механизм внимания для взвешивания значимости различных временных сегментов

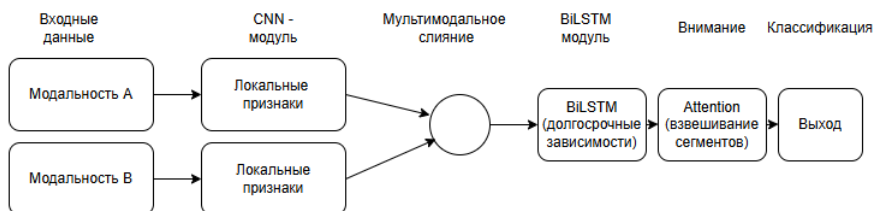


Рис. 1 – Архитектура модели CNN- BiLSTM – Multimodal - Attention

Математически механизм внимания может быть описан следующим образом:

$$\alpha_t = \text{softmax}(v^T \tanh(W * h_t + b))$$

$$c = \sum(\alpha_t h_t),$$

где  $\alpha_t$  – веса внимания,  $v$  – вектор весов для скалярной оценки важности,  $W$  –

матрица весов для преобразования скрытых состояний,  $h_t$  – скрытые состояния BiLSTM,  $b$  – вектор смещения,  $c$  – контекстный вектор, взвешенная сумма всех состояний.

Входные данные представляют собой многоканальные записи ЭЭГ, предварительно обработанные с применением фильтрации в диапазоне 0.5-45 Гц, нормализации для каждого канала, сегментации на эпохи длительностью 4 секунды, вычисление спектрограмм с использованием коротковременного преобразования Фурье.

Для валидации предложенного метода использовался публично доступный датасет CHB-MIT Scalp EEG Database [3]. Выборка включала 100 записей от 22 пациентов с различными неврологическими патологиями.

Модель реализована на фреймворке TensorFlow 2.8 с использованием Python 3.9. Обучение проводилось с применением оптимизатора Adam и скорости обучения 0.001.

Эффективность предложенного метода оценивалась в сравнении с традиционными подходами (табл. 1).

Таблица 1 – Сравнительные характеристики методов классификации ЭЭГ на основе ранее проведенных исследований [4],[5]:

Метод	Accuracy	Precision	Recall	F1-Score
Random Forest [4]	0,85	0,83	0,84	0,83
1D- CNN[5]	0,88	0,86	0,84	0,83
CNN+BiLSTM	0,94	0,92	0,93	0,92

Результаты демонстрируют значительное преимущество предложенной гибридной архитектуры по всем метрикам качества.

Для оценки вклада отдельных компонентов модели проведен абляционный анализ (табл. 2).

Таблица 2 –Анализ методов

Метод	Диапазон ассигуры
CNN	85-89%
CNN+BiLSTM	88-92%
CNN+BiLSTM+модуль внимания	90-94%
Полная модель: CNN+BiLSTM+модуль внимания + мультимодальный модуль	92-95%

Результаты подтверждают важность каждого компонента архитектуры, при этом наибольший прирост точности обеспечивает механизм внимания.

Ключевым преимуществом предложенного подхода является получение весов внимания, что позволяет идентифицировать временные сегменты ЭЭГ, наиболее значимые для классификации[6]. Это обеспечивает дополнительную ценность для клинической практики, позволяя врачу сосредоточить внимание на наиболее информативных участках записи.

В работе предложена и валидирована гибридная нейросетевая архитектура для анализа ЭЭГ, объединяющая CNN, BiLSTM, механизм внимания и мультимодальное слияние. Экспериментальные результаты демонстрируют увеличение точности подходов CNN, LSTM, снижение коэффициентов ложных срабатываний, что повышает качество классификации сигналов ЭЭГ, также повышение качества интерпретации результатов анализа данных за счет визуализации весов внимания.

Перспективы дальнейших исследований включают применение модели в исследовании на реальных данных, адаптацию модели для работы с различными типами неврологических патологий, интеграцию дополнительных модальностей (фМРТ, МЭГ) и разработку методов онлайн-мониторинга.

#### *Библиографический список*

1. Sanei S., Chambers J.A. EEG Signal Processing. – Wiley, 2013. – 300 p.
2. Roy Y. et al. Deep learning-based electroencephalography analysis: a systematic review // Journal of Neural Engineering. – 2019. – Vol. 16, no. 5. – P. 051001.
3. Vaswani A. et al. Attention is all you need // Advances in Neural Information Processing Systems. – 2017. – P. 5998-6008.
4. Wei L. et al. Automated EEG classification using random forest and its application to epilepsy detection // Biomedical Signal Processing and Control. – 2019. – Vol. 52. – P. 312-321. – DOI: 10.1016/j.bspc.2019.04.027
5. Tjepkema-Cloostermans M.C. et al. Deep learning for EEG-based brain-computer interfaces: Recent advances and future directions // Clinical Neurophysiology. – 2023. – Vol. 145. – P. 1-15. – DOI: 10.1016/j.clinph.2022.11.015
6. Сухов П. А., Данилюк С. С. Применение трансформеров для сегментирования медицинских изображений // Вестник науки. 2024. №6 (75). URL:<https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-transformerov-dlya-segmentatsii-meditsinskih-izobrazheniy> (дата обращения: 10.09.2025).

## **ПОРТАТИВНАЯ БЕЗМАНЖЕТНАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИРОВАНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И СИГНАЛИЗАЦИИ ОПАСНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ**

Т.М. Яковлев, С.Г. Гуржин

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

*Рассмотрены вопросы раннего выявления опасных изменений артериального давления у пациентов с сердечнососудистыми заболеваниями с помощью неинвазивных технических средств. Предложена структура портативной безманжетной системы непрерывного мониторинга артериального давления, основанная на методе фотоплетизмографии, и которая позволит оперативно определять опасные состояния путем измерения скорости распространения пульсовой волны.*

**Ключевые слова:** мониторинг процесса сердцебиения, неинвазивные датчики фотоплетизмографии, артериальное давление, скорость распространения пульсовой волны, опасные изменения работы сердца, сигнализация.

## **PORTABLE CUFFLESS BLOOD PRESSURE MONITORING AND ALARM SYSTEM**

T.M. Yakovlev, S.G. Gurzhin

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

*This article examines the early detection of dangerous changes in blood pressure in patients with cardiovascular diseases using noninvasive technology. A portable, cuffless, continuous blood pressure monitoring system based on photoplethysmography is proposed, enabling the rapid detection of dangerous conditions by measuring pulse wave velocity.*

**Keywords:** heartbeat monitoring, noninvasive photoplethysmography sensors, blood pressure, pulse wave velocity, dangerous changes in cardiac function, alarms.

По данным Всемирной организации здравоохранения более 1,4 миллиарда взрослых людей в возрасте 30-79 лет страдают гипертонией, причем большинство из них проживают в странах с низким и средним уровнем дохода [1]. Гипертоническая болезнь является основным фактором риска развития инфаркта миокарда, инсульта, хронической сердечной и почечной недостаточности. Сердечнососудистые заболевания являются ведущей причиной смертности в мире, на их долю приходится около 32 % всех летальных исходов.

Ключевой проблемой в управлении гипертонической болезнью является отсутствие возможности мониторинга артериального давления (АД) человека в повседневных условиях. Традиционные методы измерения АД не

обеспечивают своевременного выявления опасных изменений АД в реальном времени. Особенно критичными являются ситуации, когда человек, оказавшись один, не может самостоятельно оценить свое состояние и вызвать неотложную медицинскую помощь при развитии гипертонического или сосудистого кризов.

Современные портативные тонометры требуют определенных затрат времени и активного участия самого пользователя, который должен правильно наложить манжету, запустить тонометр на измерение, интерпретировать полученные результаты, и при этом он испытывает болевые ощущения. Выполнение перечисленных операций может создавать значительные трудности для пожилых людей, лиц с ограниченными физическими возможностями и пациентов с когнитивными нарушениями. Кроме того, эпизодический характер измерений не позволяет выявить транзистентные изменения АД, которые могут представлять серьезную угрозу для жизни и здоровья людей.

Поэтому возникает острая необходимость в разработке интеллектуальной портативной безманжетной системы непрерывного мониторинга АД, которая могла бы автоматически и оперативно обнаруживать опасные изменения и своевременно оповещать обследуемого и лечащего врача.

Среди широко известных неинвазивных методов и технологий продолжительного мониторинга АД [2], таких как: измерение АД по тонам Короткова, осциллометрический метод, фотоплетизмография (ФПП) и др., можно выделить метод ФПП, который позволяет проводить мониторинг при различной физической активности человека в изменяющихся условиях его повседневной деятельности и отдыха.

Метод ФПП привлекателен еще и тем, что с помощью него можно реализовать безманжетную регистрацию АД в соответствии с концепцией поударного (beat-to-beat) изменения АД, предложенной в 1999 году Международным обществом гемодинамики [3].

Известно также, что независимым предиктором ишемической болезни сердца (ИБС), инсультов и инфарктов даже у практически здоровых людей является скорость распространения пульсовой волны (СРПВ) [4], которая имеет очень высокое прогностическое значение при оценке сердечно-сосудистых рисков.

Анализ результатов проведенных медицинских исследований по данной тематике, современных технологий мониторинга АД и технических средств для их реализации позволил предложить портативный вариант построения системы безманжетного определения АД (рис. 1) по СРПВ путем измерения времени распространения пульсовой волны (ВРПВ) [5], в соответствии с известными выражениями:

$$V = \frac{L}{T} \text{ и } T^2 = \frac{L^2 \rho d}{h E_0} e^{-\alpha P},$$

где  $V$  – СРПВ (в норме 5-10 м/с);  $L$  – длина измеряемого участка

кровеносного сосуда;  $T$  – ВРПВ;  $\rho$  – плотность крови ( $1,050 \dots 1,060$  г/см<sup>3</sup>);  $d$  – внутренний диаметр сосуда;  $h$  – толщина стенки сосуда;  $E_0$  – модуль упругости стенки сосуда;  $\alpha$  – коэффициент, учитывающий свойства стенки сосуда (0,016-0,018);  $P$  – АД.

Из приведенных выражений следует, что при условии сохранения постоянства индивидуальных параметров и эластичности кровеносных сосудов в процессе мониторинга значение АД  $P$  пропорционально изменению ВРПВ  $T$ . Такая зависимость дает возможность даже не рассчитывать абсолютные значения АД, а судить о возникновении опасных изменений АД и отслеживать динамику АД непосредственно по ВРПВ.

Важным является и тот факт, что точность измерения временных интервалов на сегодняшний день с помощью цифровых средств очень высокая.

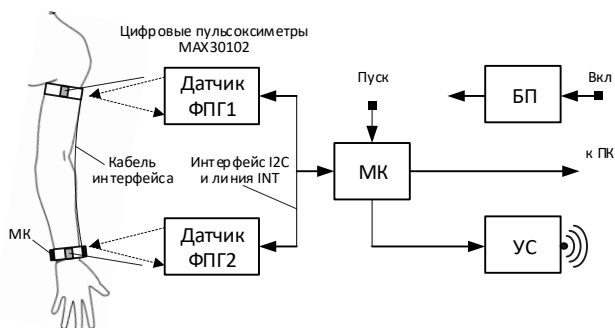


Рис. 1 – Структура портативной системы мониторинга АД и сигнализации

Система мониторинга АД содержит два одинаковых датчика, в виде цифрового фотометрического пульсоксиметра MAX30102 (ФПГ1 и ФПГ2), которые закреплены на руке обследуемого на определенном расстоянии  $L$  друг относительно друга, микроконтроллер (МК), блок питания (БП) и устройство сигнализации (УС).

Выбор датчиков ФПГ типа MAX30102 обусловлен их высокими метрологическими характеристиками, широкими функциональными возможностями, компактными размерами, низким энергопотреблением, высокой помехоустойчивостью к внешним засветкам, паразитным вибрациям и резким перепадам температуры [6].

Остаются еще до конца неопределенными вопросы формирования набора критических состояний человека и четких медицинских критериев для их обнаружения, чтобы разработать эффективные программные средства.

#### Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. Гипертония. 25 сентября 2025 г. / URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/hypertension>

(Дата обращения 07.10.2025 г.).

2. Лебедев Г.С., Шадеркин И.А., Порубаева Э.Э., Шадеркина А.И. Технологии продолжительного мониторинга артериального давления: перспективы практического применения // Журнал телемедицины и электронного здравоохранения, № 1. 2020. С. 3-20.
3. Анисимов А.А., Сергеев Т.В. Алгоритм оценки артериального давления по времени распространения пульсовой волны // Биотехносфера, № 4(40). 2015. С. 57-61.
4. Кочергина К.Н., Яскевич Р.А. Скорость распространения пульсовой волны у молодых людей как фактор риска развития сердечно-сосудистых заболеваний // Международный студенческий научный вестник, № 6. 2017. – 7 с. URL: <https://eduherald.ru/ru/article/view?id=17847> (дата обращения: 18.10.2025).
5. Анисимов А.А., Юлдашев З.М., Бибичева Ю.Г. Безокклюзионная оценка динамики артериального давления по времени распространения пульсовой волны // Медицинская техника, № 2. 2014. С. 8-12.
6. Чистяков В. Пульсоксиметрия от Maxim: новый датчик MAX30102 // Новости электроники, № 7. 2016. С. 36-39.

УДК 612.133

## **ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА**

М.И. Забудько, А.С. Якушева, А.В. Чашин

Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет  
им. акад. И.П. Павлова, г. Санкт-Петербург

*В работе рассматриваются биофизические аспекты распространения электрических потенциалов, генерируемых сердечной мышцей, в объемной проводящей среде организма. На основе анализа реографических и импедансных методов исследования жидкостного наполнения тканей делается вывод о ключевой роли электропроводящих свойств биологических жидкостей и тканей в формировании электрокардиосигнала на поверхности тела. Обсуждаются перспективы использования многоканальных систем для реконструкции эпикардальных потенциалов с учётом неоднородности и комплексного импеданса биологических сред.*

**Ключевые слова:** электрокардиосигнал, распространение потенциала, объёмный проводник, импеданс тканей, реография, реконструкция эпикарда.

## **THE PHYSICAL BASIS OF ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL PROPAGATION IN THE HUMAN BODY**

M.I. Zabudko, A.S. Yakusheva, A.V. Chashchin

*The paper examines the biophysical aspects of the propagation of electrical potentials generated by the heart muscle in the body's voluminous conducting environment. Based on the analysis of rheographic and impedance methods for studying the liquid filling of tissues, a conclusion is drawn about the key role of the electrically conductive properties of biological fluids and tissues in the formation of an electrocardiosignal on the body surface. The prospects of using multichannel systems for the reconstruction of epicardial potentials are discussed, taking into account the heterogeneity and complex impedance of biological media.*

**Keywords:** *electrocardiosignal, potential propagation, volumetric conductor, tissue impedance, rheography, epicardial reconstruction.*

Электрокардиография (ЭКГ) – это запись колебаний разности потенциалов, возникающих на поверхности тела при возбуждении сердца. С точки зрения физики, тело человека представляет собой сложный объёмный проводник, а распространение электрического потенциала от сердца к поверхности кожи подчиняется законам электродинамики в проводящих средах. Анализ работ, посвящённых исследованию жидкостного наполнения тканей реографическим и импедансно-томографическим методами [1, 2], позволяет глубже понять физическую природу формирования ЭКГ-сигнала.

Сердце функционирует как электрический диполь, генерирующий токи, которые распространяются в окружающих тканях. Этот процесс описывается уравнениями Максвелла для квазистационарных полей в неоднородной проводящей среде.

Как показано в исследованиях жидкостного наполнения, организм представляет собой сложную систему компартментов, заполненных электролитическими жидкостями (кровь, лимфа, межклеточная и внутриклеточная жидкости) [1]. Эти жидкости являются ионными проводниками, что обуславливает электропроводящие свойства тканей. Любое изменение электролитного состава или объёмного наполнения тканей жидкостями (например, при отёках, ишемии) напрямую влияет на локальную электропроводность и, следовательно, на путь и характер распространения кардиосигналов.

Реографический метод (РМ), основанный на измерении импеданса тканей, демонстрирует, что электрическое сопротивление биологических сред изменяется в зависимости от их кровенаполнения и состава [1, 2]. «РМ измеряет электрическое сопротивление тканей, которое изменяется в зависимости от объёма и скорости кровотока. импедансная томография, в свою очередь, позволяет визуализировать распределение электрической проводимости (импеданса) в тканях» [2].

Этот принцип напрямую связан с ЭКГ: амплитуда и форма регистрируемого на поверхности тела сигнала зависят от интегральной

электропроводности всех тканей, находящихся на пути между сердцем и электродом. Такие структуры, как лёгкие (наполненные воздухом), кости (с высоким сопротивлением) и жировая ткань, выступают в роли фильтров и искажателей исходного электрического поля сердца.

Жидкостное наполнение тканей – величина не постоянная. Оно меняется в течение сердечного цикла, при дыхании и под влиянием внешних воздействий. «Теоретически учитывается: пульсирующая работа сердца, наполнение сосудов с каждым ударом сердца; движение структур опорно-двигательного аппарата; действие основных механизмов модулирующего влияния эндогенных факторов на динамику ОДН сосудов – образование дыхательных волн и волн третьего порядка» [1]. Эти динамические изменения импеданса вносят свой вклад в формирование так называемых «дыхательных волн» и других артефактов на ЭКГ, что необходимо учитывать при анализе сигнала.

Образование и проведение импульсов по миокарду обеспечивается проводящей системой сердца, включающей в себя синоатриальный узел и кардиомиоциты предсердий, межпредсердный пучок Бахмана, межузловые тракты Бахмана, Венкебаха и Тореля, атриовентрикулярный узел, пучок Гиса, правую и левую ножки пучка Гиса, переднюю и заднюю ветви левой ножки пучка Гиса, волокна Пуркинье. Синусовый узел, расположенный в правом предсердии, генерирует электрические импульсы с частотой 60-100 ударов в минуту. Эти импульсы распространяются по правому предсердию, вызывая его сокращение. Одновременно, часть импульса проходит через пучок Бахмана, который соединяет правое и левое предсердие, обеспечивая их одновременное сокращение. При достижении импульсом АВ-узла (атриовентрикулярного узла) происходит задержка проведения. Эта задержка физиологична – в итоге систола желудочков наступает после систолы предсердий. После АВ-узла электрические импульсы передаются в пучок Гиса, который делится на правую и левую ножки. Ножки направляются к желудочкам, обеспечивая их сокращение. Ветви пучка Гиса, называемые волокнами Пуркинье, распространяются по всей поверхности желудочков, обеспечивая быстрое и равномерное распространение импульса. Когда электрический импульс достигает кардиомиоцитов (сердечных мышечных клеток) желудочков, начинается их сокращение. Процесс сокращения желудочков начинается с средней части межжелудочковой перегородки, что обеспечивает синхронное сокращение обеих камер. Затем импульс распространяется на верхушку правого желудочка, после чего затрагивает верхушку левого желудочка. В конечном итоге, сокращение охватывает базальную часть желудочков и перегородки, что приводит к эффективному выбросу крови в аорту и легочную артерию. ЭКГ позволяет отразить такие функции сердца, как: автоматизм, возбудимость, рефрактерность и проводимость. В связи множественных факторов, влияющих на снятие потенциала описанных выше, была разработана многоканальная регистрация кардиограммы, включающая в себя 12 стандартных отведений. В связи с чем

встаёт вопрос о возможности фиксации влияния на распространения сигнала, а, следовательно, на работу самого сердца, распространёнными окклюзионными методами при нивелировании вмешательства множеством отведений.

Таким образом, распространение электрокардиограммы в организме с точки зрения физики представляет собой сложный процесс распространения электрического поля в неоднородной, динамически изменяющейся объёмной проводящей среде. Электропроводящие свойства этой среды, определяемые в первую очередь жидкостным наполнением тканей, являются ключевым фактором, влияющим на амплитуду, форму и пространственное распределение потенциалов на поверхности тела.

Фиксация и регистрация влияния стороннего вмешательства на работу организма и кардиосигнала, а также интеграция знаний, полученных из реографических и импедансно-томографических исследований, открывает перспективы для создания более точных диагностических систем, способных учитывать индивидуальные анатомо-физиологические особенности проводящих свойств организма конкретного пациента.

#### *Библиографический список*

1. Чашин А.В., Забудько М.И., Дроздов И.С. Реографический метод исследования влияния на кровообращение организма окклюзионной процедуры измерения АД // Петровские чтения – 2024. – С. 84-91.
2. Забудько М.И., Якушева А.С. Современные подходы к визуализации жидкостного наполнения тканей: комплексирование реографического и импедансно-томографического методов. – [Б.м.], 2025.
3. Чашин А.В., Забудько М.И., Дроздов И.С. Системный анализ проявления реакции жидкостного наполнения составляющих сосудистой системы в процедурах измерения АД с окклюзионным воздействием // Ильинские чтения – 2025. – С. 308-311.

УДК 612.15

### **ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ЛАЗЕРНОЙ СПЕКЛ-КОНТРАСТНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ ИШЕМИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ТКАНЕЙ КИШЕЧНОЙ СТЕНКИ**

В.Н. Приземин, Н.В. Голубова, Е.С. Серёгина, К.Ю. Черноусов,  
Е.В. Потапова

ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени  
И.С. Тургенева», г. Орёл

*Рассмотрено применение метода лазерной спекл-контрастной визуализации для оценки ишемического состояния кишечной стенки. Представлены результаты экспериментального исследования на лабораторных животных.*

**Ключевые слова:** лазерная спекл-контрастная визуализация, ишемия, органы брюшной полости, лапароскопия.

# APPLICATION OF THE LASER SPECKLING CONTRAST VISUALIZATION METHOD FOR ASSESSING THE ISCHEMIC STATE OF INTESTINAL WALL TISSUES

V.N. Prizemin, N.V. Golubova, E.S. Seryogina, K.Y. Chernousov, E.V. Potapova  
Orel State University, Orel

*The application of laser speckle contrast imaging for assessing ischemic changes in the intestinal wall is presented. Experimental results on laboratory animals are described.*

**Keywords:** *laser speckle contrast imaging, ischemia, abdominal organs, laparoscopy.*

Нарушение кровообращения представляет собой одну из наиболее частых и опасных причин послеоперационных осложнений в абдоминальной хирургии [1, 2]. Недостаточная перфузия кровью тканей приводит к развитию некроза и несостоятельности анастомозов, что существенно повышает летальность и длительность госпитализации [3, 4]. В связи с этим особую актуальность приобретает поиск объективных методов интраоперационной оценки микроциркуляции кишечной стенки.

В настоящее время в клинической практике используются различные подходы к оценке перфузии: от субъективной визуальной оценки цвета и пульсации сосудов до флуоресцентной ангиографии с индоцианином зеленым (ICG) [5, 6]. Однако применение красителей сопряжено с риском аллергических реакций, ограничено временем флуоресценции и не всегда позволяет получить количественные показатели кровотока [5]. Эти ограничения стимулировали развитие оптических технологий, в том числе лазерной спекл-контрастной визуализации (ЛСКВ) [7, 8].

Метод ЛСКВ основан на анализе спекл-картин, возникающих на поверхности исследуемой области в результате рассеяния когерентного лазерного излучения на движущихся частицах крови. Изменения контраста спеклов косвенно отражает уровень перфузии кровью тканей, что позволяет оценивать гемомикроциркуляцию без введения контрастных веществ и контакта с поверхностью [7, 11]. Благодаря этим свойствам метод ЛСКВ находит широкое применение в экспериментальной и клинической хирургии [8].

В настоящее время метод ЛСКВ активно применяется для исследования микроциркуляции в различных органах – печени [12, 13], головном мозге [14], почках [15], желудке и кишечнике [16–18]. В клинических и экспериментальных работах показано, что ЛСКВ позволяет количественно оценивать перфузию тканей, однако на сегодняшний день отсутствует единый подход к анализу и интерпретации получаемых данных.

В связи с этим актуальной задачей является апробация и валидация методики ЛСКВ в контролируемых экспериментальных условиях. Проведение исследований на лабораторных животных позволяет отработать

технические параметры установки, алгоритмы обработки и интерпретации данных, что является необходимым этапом для последующего перехода к клиническому применению у человека.

Целью настоящего исследования является экспериментальная оценка возможности применения метода ЛСКВ для диагностики ишемических изменений кишечной стенки у лабораторных животных.

Лабораторная установка для проведения экспериментов была основана на доработанном стандартном лапароскопическом оборудовании, включающим в себя эндоскопический осветитель, осветительный зонд, лапароскоп. В качестве источника излучения использовался полупроводниковый лазер с длиной волны 785 нм и выходной мощностью 10 мВт. Для доставки и равномерного распределения лазерного излучения в зоне наблюдения применялся модифицированный лапароскопический осветительный зонд, конструкция которого была доработана путём интеграции дополнительных оптических волокон, совместимых со стандартными лазерными источниками. Такая конфигурация позволила совмещать белое и лазерное освещение в едином канале.

Изображения регистрировались высокоскоростной видеокамерой IDS UI-3360CP с матрицей CMOS, установленной на окуляр лапароскопа через специальный адаптер. Частота съёмки составляла 30 кадров/с, экспозиция — 33 мс. Схема установки представлена на рис. 1.

В рамках исследования моделировалась ишемия кишечной стенки у крыс линии Wistar путём пережатия аркадных сосудов брыжейки. Регистрация изображений проводилась в три последовательных этапа: до пережатия сосудов (нормальная перфузия), во время ишемии, и в момент реперфузии. Такой протокол позволил оценить динамику изменений микроциркуляции и определить чувствительность метода ЛСКВ к различным стадиям ишемического процесса.

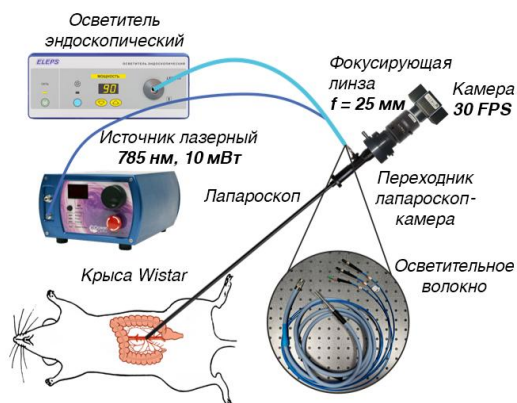


Рис. 1 – Схема экспериментальной установки

Обработка данных представляла собой расчёт значений спекл-контраста используя пространственно-временной алгоритм для сглаживания шумов и уменьшения влияния статических структур. Далее значения спекл-контраста переводились в спекл-перфузию. Математическая обработка выполнялась в соответствии с моделью и процедурой, описанными в работах по обработке данных, полученных методом ЛСКВ [9]. Окончательные значения представлены в относительных единицах спекл-перфузии (Me [Q1; Q3], где Me – медиана, Q1 – первый квартиль, Q3 – второй квартиль) для областей интереса.

В ходе эксперимента зарегистрированы спекл-изображения кишечной стенки на трёх этапах: до ишемии, при пережатии сосудов и в фазе реперфузии. Карты спекл-перфузии всех этапов эксперимента представлены на рис. 2.

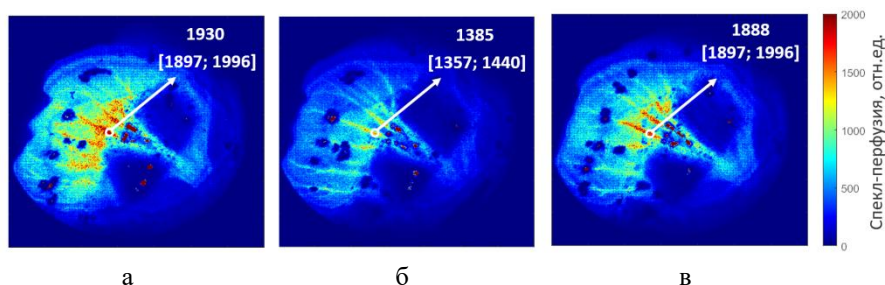


Рис. 2 – Карты спекл-перфузии интактного кишечника (а), после наложения лигатур (б) и в фазе реперфузии (в)

После наложения сосудистой клипсы отмечалось выраженное снижение показателей спекл-перфузии от базовых значений 1930 [1897; 1996] отн.ед. до 1385 [1357; 1440] отн. ед., что отражает уменьшение микроциркуляции. После снятия клипсы и восстановления кровотока значения возрастали до 1888 [1872; 1910] отн. ед., приближаясь к исходным.

Таким образом, применение лапароскопической ЛСКВ позволяет надёжно выявлять зоны сниженного кровотока и контролировать восстановление микроциркуляции после реперфузии, что делает метод перспективным для интраоперационной оценки жизнеспособности тканей кишечной стенки

#### *Библиографический список*

1. Intraoperative bowel perfusion assessment methods and their effects on anastomotic leak rates: meta-analysis / Kojima S., Sakamoto T., Nagai Y., et al. // Surgical Innovation, 2023, 110(9).
2. Tissue oxygen tension as a predictor of colonic anastomotic healing. / Sheridan W.G., Lowndes R.H., Young H.L. // Diseases of the Colon & Rectum, 1987, 30(11).
3. Altered microperfusion at the rectal stump is predictive for rectal anastomotic

- leak. / Vignali A., Gianotti L., Braga M., et al. // Diseases of the Colon & Rectum, 2000, 43(1).
4. Integrated approach to colorectal anastomotic leakage: communication, infection and healing disturbances. / Sparreboom C.L., Wu Z.Q., Ji J.F., Lange J.F. // Medicine (Baltimore), 2016, 22(32).
5. Use of fluorescence imaging and indocyanine green during colorectal surgery: Results of an intercontinental Delphi survey / Wexner S., Abu-Gazala M., Boni L., et al. // Surgery, 2022, 172(6).
6. Intraoperative bowel perfusion assessment methods and their effects on anastomotic leak rates: meta-analysis / Nwaiwu C.A., Buharin V.E., Mach A., et al. // British Journal of Surgery, 2023, 110(9).
7. Feasibility and comparison of laparoscopic laser speckle contrast imaging to near-infrared display of indocyanine green in intraoperative tissue blood flow/tissue perfusion in preclinical porcine models / Nwaiwu C.A., Buharin V.A., Mach A., et al. // Surgical Endoscopy, 2023, 37(2).
8. Application of laser speckle contrast imaging in laparoscopic surgery / Heeman W., Dijkstra K., Hoff C., et al. // Biomedical Optics Express, 2019, 10(4).
9. Clinical applications of laser speckle contrast imaging: a review / Heeman W., Steenbergen W., Dam v.G., et al. // Journal of Biomedical Optics, 2019, 24(8).
10. Laser speckle contrast imaging: theoretical and practical limitations. / Briers D., Duncan D.D., Hirst E., et al. // Journal of Biomedical Optics., 2013, 18(6).
11. Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging. / Briers J.D. // Physiological Measurement., 2001, 22(4).
12. Real-time quantification of bowel perfusion using laparoscopic laser speckle contrast imaging in a porcine model / Mehrotra S., Liu Y.Z., Nwaiwu C.A., et al. // BMC Surgery, 2023, 23(1).
13. Laser speckle contrast imaging for assessment of liver microcirculation. / Stureson C., Milstein D.M., Post I.C., et al. // Microvascular Research, 2013, 87(May).
14. Laser speckle contrast imaging for intraoperative assessment of liver microcirculation: a clinical pilot study. / Eriksson S., Nilsson J., Lindell G., Stureson C. // Medical Devices: Evidence and Research, 2014, 25(7).
15. Time–frequency analysis of laser speckle contrast for transcranial assessment of cerebral blood flow / Golubova N., Potapova E., Seryogina E., Dremin V. // Biomedical Signal Processing and Control, 2023, 85.
16. Comparison of infrared thermography and laser speckle contrast imaging for the dynamic assessment of digital microvascular function / Pauling J.D., Shipley J.A., Raper S., et al. // Microvascular Research, 2012, 83(2).
17. Experimental evaluation of laparoscopic laser speckle contrast imaging to visualize perfusion deficits during intestinal surgery / Heeman W., Wildeboer ACL., Al-Taher M., et al. // Surgical Endoscopy, 2023, 37(2).
18. Laser Speckle Contrast Imaging for Intraoperative Quantitative Assessment of Intestinal Blood Perfusion During Colorectal Surgery: A Prospective Pilot Study / Kojima S., Sakamoto T., Nagai Y., et al. // Surgical Innovation, 2019, 26(3).

**ВАРИАНТ ОЦЕНКИ ОБОБЩЕННОЙ НЕОДНОРОДНОСТИ  
МАГНИТНОГО ПОЛЯ В ОБЛАСТИ  
МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ**

М.Б. Каплан

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

*В работе рассмотрен такой биотропный параметр магнитного поля как неоднородность, проанализирована возможность оценки обобщенной неоднородности поля с помощью коэффициента вариации, градиент модуля магнитной индукции и модуля ротора вектора магнитной индукции, получены их распределения, найдены максимальные и средние значения в области воздействия поля, создаваемого отдельным индуктором и полеформирующей ячейкой.*

**Ключевые слова:** неоднородность, биотропные параметры, магнитное поле.

**AN OPTION FOR ASSESSING THE GENERALIZED HETEROGENEITY  
OF THE MAGNETIC FIELD IN THE AREA OF  
MAGNETOTHERAPEUTIC IMPACT**

M.B. Kaplan

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

*This paper examines the biotropic magnetic field parameter of inhomogeneity. It analyzes the possibility of estimating generalized field inhomogeneity using the variation coefficient, the gradient of the magnetic induction modulus, and the modulus of the magnetic induction vector rotor. Their distributions are obtained, and the maximum and average values are found in the field region affected by the field generated by an individual inductor and a field-forming cell.*

**Keywords:** inhomogeneity, biotropic parameters, magnetic field.

С позиции физиотерапии низкочастотная магнитотерапия, использующая неоднородные поля, является высокоэффективным и патогенетически обоснованным методом лечения. Отличительная особенность таких полей заключается в многокомпонентном действии как на микроциркуляцию, так и на нервную проводимость и клеточный метаболизм, что позволяет использовать магнитотерапию в качестве инструмента для лечения широкого спектра заболеваний, где ключевую роль играют нарушения кровоснабжения и клеточного обмена веществ.

Современный подход к оценке качества магнитотерапии основан на концепции биотропных параметров магнитного поля [1], которые обуславливают его лечебные свойства. Биологические системы наиболее чувствительны именно к параметрам, принадлежащих к категории биотропных. Целенаправленное управление подобными характеристиками, с

возможностью построения совместным схем с медикоментозным дополнением [2] позволяет получить предсказуемый и воспроизводимый терапевтический эффект.

В работе рассмотрены подходы по оценки неоднородности магнитного поля. С точки зрения физики неоднородные магнитные поля характеризуются значительным изменением плотности силовых линий в области интереса. С другой стороны, существенный биологический отклик вызывают так называемые вращающиеся поля, для которых определяющим является меняющееся значение направления вектора магнитной индукции. Указанный факт позволяет рассматривать вращающееся поле как вариант неоднородного поля с позиции ориентации вектора магнитной индукции, что позволяет говорить об обобщенном понятие неоднородности магнитного поля.

Таким образом, для количественно оценки обобщенной неоднородности магнитного поля выбраны следующие показатели: коэффициент вариации и градиент модуля магнитной индукции, а также модуль ротора вектора магнитной индукции. Для вычисления область воздействия была представлена в виде равномерной сетки с одинаковым постоянным шагом для каждого пространственного измерения [3]. Размеры расчетной области задавались кратными шагу. В качестве исходных данных, представляющих магнитное поле, использовалось распределение вектора магнитной индукции  $\vec{B}$ . Расчет и моделирование проводились с помощью специального программного обеспечения [4].

Предварительный анализ показателей позволил сделать следующий вывод о возможностях описания неоднородности магнитного поля. Вариация является интегральным показателем характеризует исключительно среднее значение неоднородности. Вариация фактически представляет собой относительную величину. Применение градиента модуля магнитной индукции позволяет оценить как среднее значение неоднородности поля в области воздействия, так и найти экстремальные зоны неоднородности в области воздействия. Модуль ротора магнитной индукции рассматривается как показатель, характеризующий вращающихся полей, с помощью которого можно определить усредненное (интегральное) значение и выявить точки с экстремальной величиной поля. Расчет градиента и ротора связан с вычислением абсолютных величин пространственных скоростей изменения вектора магнитной индукции. На выбор метода оценки неоднородности существенное влияние оказывает вычислительная трудоемкости.

В рамках исследования был проведен расчет показателей, характеризующих неоднородность магнитного поля, создаваемого отдельным индуктором-электромагнитом, магнитотерапевтического аппарата RelaxMAG (система № 1) и совокупностью индукторов-электромагнитов (система № 2) (рис. 1). Результаты исследования представлены в виде распределений градиента модуля магнитной индукции (рис. 2), и модуля

ротора магнитной индукции (рис. 3), а также в виде нормированных значений показателей в области воздействия (таблица).

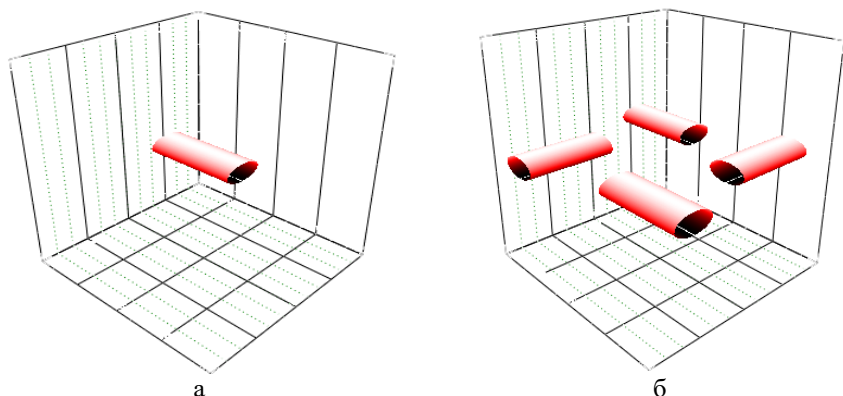


Рис. 1 – Схема расположения полеформирующих элементов:  
а – система № 1; б – система № 2

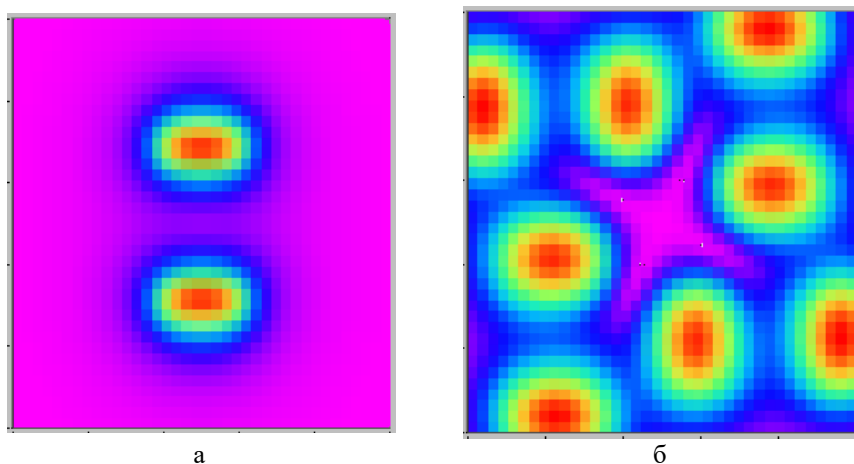


Рис. 2 – Распределение градиента модуля магнитной индукции:  
а – система № 1; б – система № 2

Анализ [5] позволяет сделать вывод, о связи количества и взаимоориентации индукторов с уровнем неоднородности поля в области воздействия. Использование коэффициента вариации, градиент модуля магнитной индукции и модуля ротора вектора магнитной индукции позволяет оценить уровень обобщенной неоднородности поля в области воздействия, выявить конфигурации полеформирующих систем, обеспечивающие генерацию полей с заданным значением биотропных

показателей, а также провести сравнение имеющихся и выбрать предпочтительные варианты полеформирующих систем магнитотерапевтических аппаратов.

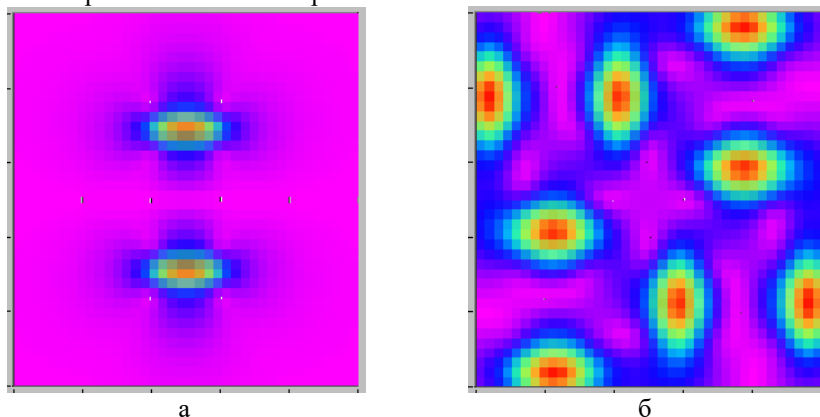


Рис. 3 – Распределение модуля ротора магнитной индукции:  
а – система № 1; б – система № 2

Таблица – Показатели, характеризующие обобщенную неоднородность магнитного поля

	Показатель	Максимальное значение	Среднее значение
Система № 1	Модуль вектора магнитного поля	0,0271	0,0013
	Градиент модуля вектора магнитной индукции	4,5397	0,1099
	Модуль ротора вектора магнитной индукции	10,5896	0,1397
	Коэффициент вариации		0,0005
Система № 1	Модуль вектора магнитного поля	0,0266	0,0005
	Градиент модуля вектора магнитной индукции	4,5987	0,0441
	Модуль ротора вектора магнитной индукции	10,6991	0,0521
	Коэффициент вариации		0,0001

#### 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. 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. Новиков С.А., Никифоров М.Б., Мельник О.В. Исследование электромагнитного метода отслеживания тремора верхних конечностей человека на основе схемы терменвокса // Вестник РГРТУ, № 87, 2024. – С. 128-134.
4. Программа моделирования магнитных полей реконфигурируемых полеформирующих систем // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 202490679: заявл. 28.11.2024: опубликовано 17.12.2024 / В.И. Жулев, М.Б. Каплан; заявитель: ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина».
5. Попова О.А. Разработка гибридного метода факторного анализа для неполного набора медицинских данных// Вестник РГРТУ, № 91, 2025. – С. 87-103.

УДК 621.391.26

## **ПРОСТРАНСТВЕННО РАСПРЕДЕЛЕННАЯ МОДЕЛЬ БИОИМПЕДАНСА ГРУДНОЙ КЛЕТКИ**

А.В. Лях, С.Б. Меринов, М.К. Скворцов

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

*Предложена модель биоимпеданса, основанная на визуальном представлении электропроводности в сечении грудной клетки. Изображение распределения электропроводности получают путем двумерной интерполяции импеданса в звеньях многополюсника, полученного путем формирования квазиортогональных отведений посредством электродного пояса, расположенного в горизонтальной плоскости.*

**Ключевые слова:** биоимпеданс, модель, изображение, многополюсник, программное обеспечение.

## **A SPATIALLY DISTRIBUTED CHEST BIOIMPEDANCE MODEL**

A.V. Lyakh, S.B. Merinov, M.K. Skvortsov

Southwestern State University, Kursk

*A bioimpedance model based on a visual representation of electrical conductivity in a cross-section of the chest is proposed. The electrical conductivity distribution is obtained by two-dimensional interpolation of the impedance in the links of a multipole network, obtained by forming quasi-orthogonal leads using an electrode belt positioned in the horizontal plane.*

**Keywords:** bioimpedance, model, image, multipole, software.

Целью данного исследования является усовершенствование методов биоимпедансного анализа (БИА) для диагностики заболеваний легких. Deskрипторы для классификаторов медицинского риска (МР) формируются на основе многополюсных моделей с последующим определением параметров этих моделей. Такой подход позволяет наряду с анализом МР на выходе классификатора анализировать биоимпедансное изображение сечения биообъекта, получаемое посредством множества квазиортогональных отведений. Тем самым мы включаем в процесс принятия диагностического решения зрительный анализатор человека [1] и получаем возможность интегрировать объективное и субъективные решения в гибридном классификаторе [2].

Deskрипторы для классификаторов МР формировались путем использования результатов импедансной спектроскопии в двух квазиортогональных отведениях (рис. 1), посредством которой получают две амплитудно-фазово-частотные характеристики (АФЧХ), на основании которых получаем модели биоимпеданса [3].

В [4] были предложены модели биоимпеданса, полученные на основе экспериментально построенных АФЧХ. Эти модели позволили получать векторы deskрипторов для классификаторов МР. На основе АФЧХ строились параметрические модели двухполюсников, состоящие из последовательно соединенных звеньев Войта [3, 4]. Параметры звеньев Войта определялись из решений системы нелинейных алгебраических уравнений, полученных из экспериментальных АФЧХ отведений посредством использования итерационных алгоритмов. Параметры этих моделей использовались как deskрипторы для обучаемых классификаторов МР [5, 6].

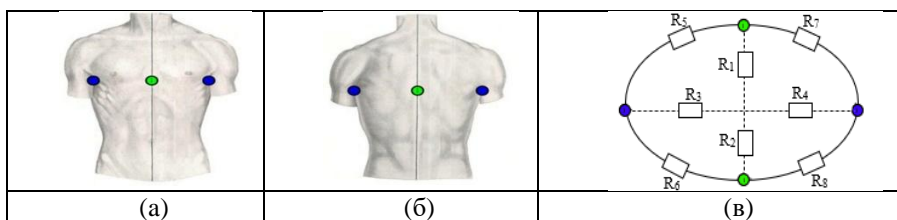


Рис. 1 - Трехмерные проекции (а), (б) и (в), иллюстрирующие принцип формирования квазиортогональных отведений

Используя подход к построению биоимпедансной модели, иллюстрируемый рис. 1в, можем предложить модель биоматериала грудной клетки в виде многополюсника. При этом полюсов у многополюсника будет столько, сколько электродов содержит электродный пояс на рис. 1а и 1б. Используя рис. 1, можем ввести понятие квазиортогонального отведения. При этом под отведением будем понимать электрическую цепь, содержащую электродную пару, выбранную из электродного пояса. Если оси двух

электродных пар взаимно перпендикулярно, то такие отведения назовем квазиортогональными [1, 2].

Если имеется метод или алгоритм, согласно которому мы можем определить параметры импеданса в многополюсной модели рис. 5в, то их величины можно будет использовать в качестве дескрипторов для обучаемой нейронных сетей, выполняющих функции классификатора МР. Более того, если эллипс на рис. 1в рассматривать в качестве области определения некоторой двумерной функции значений проводимости  $Y(x,y)$ , а вычисленные значения проводимостей  $Y_1, Y_2, Y_3, Y_4, Y_5$  рассматривать в качестве экспериментальных отсчетов этой функции, то задавшись некоторой априорной информацией и методом двумерной аппроксимации экспериментальных значений проводимостей внутри эллипса, можем получить распределение проводимостей по площади всего эллипса, а затем визуализировать это распределение, например, в виде тепловой карты.

Для визуализации биоимпедансной картины сечения грудной клетки было создано соответствующее программное обеспечение (ПО). Сущность алгоритма визуализации, который реализует разработанное ПО, состоит в том, что из электрических сопротивлений в отведениях (пример рис. 1в) формируется исходная матрица, у которой рекуррентно, путем интерполяции, расширяется размерность вплоть до достижения априорно заданного размера. Затем матрица расширенной размерности представляется в виде изображения тепловой карты.

Интерфейсное окно программы построения тепловой карты состоит из двух основных частей: областью ввода данных слева и областью отображения графика справа. В левой части находятся восемь полей для ввода значений импеданса, выпадающий список для выбора метода интерполяции и две кнопки: «Применить» и «Сохранить изображение». В правой части изначально будет отображаться шаблонное изображение грудной клетки, если файл `default_picture.png` доступен (рис. 2). Если файл не найден, появится сообщение об ошибке, но программа продолжит работу.

Для построения тепловой карты необходимо заполнить все восемь полей ввода числами. Поля соответствуют следующим зонам:

- R1, R2, R3, R4 – основные сектора грудной клетки,
- r12, r23, r34, r41 – промежуточные зоны между основными секторами.

Если какое-либо поле останется пустым или будет содержать не числовое значение, при нажатии на кнопку «Применить» появится сообщение об ошибке.

Программа предлагает несколько методов интерполяции, доступных через выпадающий список: – cubic, – gaussian, – inverse\_multiquadric, – linear, – multiquadric, – quintic, – thin\_plate.

По умолчанию выбран метод cubic. Рекомендуется экспериментировать с разными методами, чтобы выбрать наиболее подходящее отображение данных.

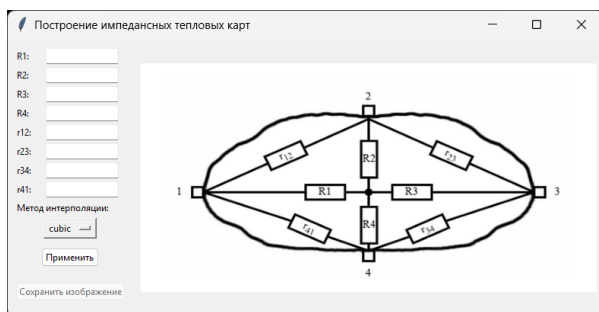


Рис. 2 – Окно программы после запуска

После заполнения всех полей и выбора метода пользователь должен нажать кнопку «Применить». Программа выполнит следующие действия:

1. Проверит корректность введённых данных.
2. Добавит четыре дополнительных значения импеданса, рассчитанных как среднее арифметическое между парами уже введённых значений.
3. Сгенерирует «зоны влияния» вокруг каждой точки, создав сетку точек внутри квадратов с центрами в заданных координатах.
4. Выполнит интерполяцию данных с использованием метода RBF и построит тепловую карту.

Тепловая карта будет наложена на изображение шаблона грудной клетки, а справа появится цветовая шкала, отражающая уровень импеданса в килоОмах (рис. 3).

После построения тепловой карты кнопка «Сохранить» изображение станет активной. Пользователю надо нажать её, чтобы запустить диалоговое окно сохранения, где можно выбрать место и формат сохранения файла (например, PNG или JPEG). По умолчанию предлагается расширение .png. Если сохранение прошло успешно, появится уведомление с путём к файлу. В случае ошибки будет выведено соответствующее сообщение.

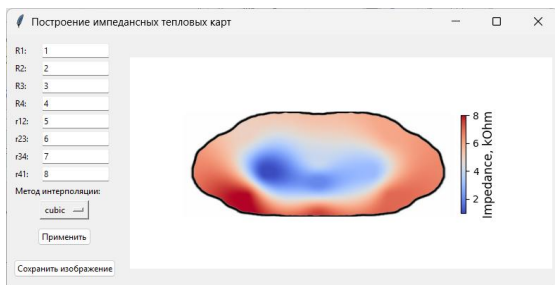


Рис. 3 – Интерфейс программы с заполненными полями ввода и построенной тепловой картой

Программа предусматривает обработку следующих ошибок:

- Отсутствие файла шаблона грудной клетки (thermal\_map\_template.png) или файла по умолчанию (default\_picture.png).
- Некорректный ввод данных (пустые поля или нечисловые значения).
- Ошибки при сохранении изображения (например, недоступная директория или формат файла).

В каждом случае выводится понятное сообщение, помогающее пользователю исправить проблему.

Для корректной работы программы необходимы следующие библиотеки Python: – tkinter, – matplotlib, – numpy, – scipy, – pillow.

Также должны быть доступны файлы шаблонов: thermal\_map\_template.png и default\_picture.png.

Таким образом, программа объединяет в себе удобный графический интерфейс и наглядную визуализацию результатов, гибкость выбора метода интерполяции и возможность сохранения и ретроспективного анализа результатов, что делает ее ценным инструментом в медицинской практике.

#### *Библиографический список*

1. Advanced bioimpedance analysis for infectious disease risk assessment via neural network classifiers [Electronic resource] / S. Filist, R.T. Al-Kasasbeh, T.G. Gevorkyan, O.M. Al-Hababbeh, O. Shatalova, A. Telfah, E. Starkov, N.A. Korenevskiy, A. Shaqadan, M.B. Namazov, I. Maksim, M.S. Mousa // Physical and Engineering Sciences in Medicine. 2025. P. 1–17. <https://doi.org/10.1007/s13246-025-01575-5>. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s13246-025-01575-5> (date of access 20.08.2025).
2. 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. Т 14, №2. С. 142-159. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-2-142-159>.
3. Модели импеданса биоматериала для формирования дескрипторов в интеллектуальных системах диагностики инфекционных заболеваний / А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко, О.В. Шаталова, С.А. Филист // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2020. Т. 8, № 4. С. 1–14. <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2020.31.4.018>.
4. Метод классификации функционального состояния живых систем на основе рекуррентных моделей Войта / А.В. Мирошников, О.В. Шаталова, А.Ю. Новоселов, Н.С. Стадниченко, А.В. Серебровский // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ'2022: труды XV Международной научной конференции с научной молодежной школой им. И.Н. Спиридонова (28 - 30 июня 2022 г.). Владимир-Суздаль: ООО "Графика", 2022. С. 296-300.

5. Филист С.А., Шаталова О.В., Ефремов М.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. 2014. № 6. С. 35-39.
6. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / А.Г. Курочкин, В.В. Жилин, С.Е. Суржикова, С.А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 3(31). С. 85-95.

УДК 615.47:616-072.7

## **МЕТОД ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА АПНОЭ ЧЕЛОВЕКА**

А.А. Свириденко, А.А. Мухина, И.И. Титова

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

*Рассмотрена современное состояние проблемы длительного мониторинга апноэ человека. Предложен метод длительного мониторинга и неинвазивного выявления эпизодов апноэ на основе оценки сатурации крови методом фотоплетизмографии в условиях сна, а также носимое устройство выявления опасных эпизодов.*

**Ключевые слова:** мониторинг, апноэ, сатурация, фотоплетизмография, носимое устройство.

## **METHOD FOR MONITORING HUMAN APNEA**

A.A. Sviridenko, A.A. Mukhina, I.I. Titova

Saint Petersburg State Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

*The current state of the problem of long-term monitoring of human apnea is considered. A method of long-term monitoring and noninvasive detection of episodes of apnea based on assessment of blood saturation by photoplethysmography in sleep conditions, as well as a wearable device for detecting dangerous episodes, is proposed.*

**Keywords:** monitoring, apnea, saturation, photoplethysmography, wearable device.

### **Введение.**

Синдром обструктивного апноэ сна (СОАС) – это распространенное и серьезное расстройство, характеризующееся повторяющимися остановками дыхания во сне. Почти 1 млрд. людей во всем мире страдает от сонного апноэ, около 936 млн. случаев приходится на обструктивную форму заболевания [1]. В группу риска попадают мужчины среднего возраста с избыточной массой тела, у женщин СОАС встречается реже, и чаще наблюдается после менопаузы. При этом мужчины страдают от апноэ в 2 раза чаще женщин, но болезнь оказывает более сильное негативное влияние на повседневную жизнь женщин, маскируясь под головные боли, усталость и

бессонницу. СОАС напрямую угрожает жизни, так как на 86% повышает склонность к инсульту, в 2 раза – к сердечному приступу и в 4 раза увеличивает риск развития СДВГ, особенно у детей. Апноэ также повышает риск и развитие ряда осложнений, например, инфаркты, гипертонию, сахарный диабет. В возрастной группе старше 50 лет СОАС является довольно распространенным заболеванием вне зависимости от пола – у каждого второго наблюдается как минимум легкая степень заболевания, а у каждого пятого – средняя или тяжелая степень. В связи с этим остро стоит вопрос мониторинга состояния человека с данным заболеванием, и, в особенности, создания носимых устройств выявления эпизодов апноэ.

### **Современное состояние проблемы мониторинга апноэ.**

На сегодняшний день существует несколько ведущих исследований по диагностированию и оценки состояния пациентов с СОАС. К ним относятся:

#### **1. Полисомнография (ПСГ).**

Наиболее распространенным методом диагностики апноэ является полисомнография (ПСГ) – метод длительной регистрации ряда физиологических показателей организма во время сна [2]. Он способен выявить не только СОАС, но и другие нарушения сна. Сигнал регистрируется с помощью датчиков и электродов, которые крепятся на определенные участки тела пациента, обычно их не менее 20. Во время исследования регистрируются такие параметры, как сердечная деятельность за счет регистрации электрокардиографического исследования (ЭКГ); насыщение крови кислородом (измерение сатурации); активность головного мозга посредством электроэнцефалографии (ЭЭГ); движение глазных яблок (электроокулограмма); тонус мышц подбородка (электромиограмма); носоротовой поток воздуха и храп; положение тела. Также может проводиться видео-ЭЭГ для оценки двигательных проявлений, вокализаций, расстройств дыхания, поведенческих нарушений, возникающих во сне [3]. По завершению исследования данные передаются врачу, который обычно вручную размечает графики, анализирует показатели пациента и ставит диагноз. Итогом анализа процедуры является построение гипнограммы – графика сна, где отмечаются фазы и стадии сна, точное время и длительность пробуждений, и наличие тех или иных событий во время сна. Несмотря на то, что ПСГ является самой распространенной и точной услугой для пациентов, страдающих от СОАС, она имеет существенные ограничения:

- Необходимость ночного пребывания в стационаре. У многих пациентов смена домашней обстановки и наличие большого количества датчиков на теле является стрессом, следовательно, происходят искажения в показателях, что может повлиять на постановку диагноза или вынудить провести дополнительное исследование.

- Стоимость исследования. Проведение процедуры требует задействования медицинского персонала в ночную смену, покупки и обслуживание дорогостоящего специализированного оборудования и

создания специальных стационарных условий с предоставлением пациенту необходимых бытовых услуг (ночлег, питание).

- Ограничение оценки динамики показателей. Результаты единичного исследования могут быть недостаточно информативны, поскольку не отражают вариабельность показателей пациента в разные ночи.

Таким образом, несмотря на статус «золотого стандарта» диагностики, полисомнография (ПСГ) характеризуется рядом методологических и практических ограничений. Высокая ресурсоемкость метода, обусловленная необходимостью использования большого количества датчиков и оборудования, специально оборудованного стационарного места и привлечения квалифицированного персонала, прямо влияет на стоимость исследования. Кроме того, процедура наложения многочисленных датчиков создаёт значительный дискомфорт для пациента, что может приводить к изменению физиологической структуры сна и затруднению засыпания, потенциально снижая валидность полученных данных. Критическим ограничением является пропускная способность системы здравоохранения: количество медицинских учреждений, обладающих необходимыми ресурсами для проведения ПСГ, не соответствует растущей эпидемиологической нагрузке и клинической потребности в диагностике нарушений сна. Указанные ограничения, в совокупности с высокой стоимостью, существенно сужают возможности применения ПСГ для массового скрининга и длительного мониторинга, создавая тем самым разрыв между высокой распространенностью нарушений сна и реальными возможностями их своевременного мониторинга и оценки.

## 2. Кардиореспираторное мониторирование (КРМ).

Кардиореспираторный мониторинг (КРМ) представляет собой упрощенную альтернативу полисомнографии (ПСГ), занимая промежуточное положение между комплексным стационарным обследованием и скрининговыми методами. Основное клиническое назначение КРМ – диагностика синдрома обструктивного апноэ сна (СОАС) посредством регистрации ключевых респираторных и кардиологических параметров. Измеряемые показатели включают дыхательный поток (с использованием назальных канюль), дыхательные усилия грудной клетки и брюшной полости, насыщение крови кислородом (сатурация), а также частоту сердечных сокращений (ЧСС) или данные электрокардиографии (ЭКГ)[4]. Ключевым диагностическим критерием, рассчитываемым по данным КРМ, является индекс апноэ-гипопноэ (ИАГ) – среднее количество эпизодов полной остановки дыхания (апноэ) или его значительного снижения (гипопноэ) в течение часа сна. Значение  $ИАГ \geq 5$  событий в час является диагностическим порогом для подтверждения СОАС.

Несмотря на преимущества, относительно ПСГ, в виде меньшей стоимости и возможности проведения исследования в домашних условиях, КРМ имеет ряд значительных недостатков:

- Погрешность в точности при легких формах СОАС. Несмотря на корреляцию с ПСГ при тяжелых стадиях СОАС, КРМ демонстрирует высокую погрешность при диагностике легких форм заболевания. Следовательно, рассматриваемый метод имеет возможность только определить наличие заболевания у пациента, но не позволяет оценить тяжесть.

- Количество регистрируемых параметров. КРМ не регистрирует данные о положении тела, а также не оценивает структуру сна.

- Неконтролируемые условия. Так как исследование проводится в домашних условиях, высока вероятность нарушения методики проведения диагностики по техническим причинам, например, неправильное подключение, отсоединение или смещение датчиков, а также по поведенческим факторам – осознанная или неосознанная фальсификация данных, что приводит к некорректным результатам диагностики.

- Проведение исследования и установка оборудования проводятся непосредственно медицинским персоналом, что значительно усложняет процесс мониторинга, особенно в случае необходимости длительной оценки состояния пациентов для отслеживания динамики течения заболевания.

Таким образом, КРМ является более удобным и доступным методом диагностики СОАС, но при этом имеет значительную ограниченность в точности в сравнении с ПСГ. Кроме того, рассматриваемое исследование обладает минимальным количеством параметров для регистрации дыхательных событий во время сна, что исключает возможность получения информации о структуре сна, вследствие усложняя процесс постановки диагноза. Однако, этот метод может быть удобнее для некоторого числа пациентов, например, для людей с ограниченными возможностями, для которых проведение ПСГ невозможно по тем или иным причинам.

### **Методы и материалы:**

На основании описанных методов диагностики СОАС можно прийти к заключению, что для эффективного мониторинга и оценки состояния пациентов с синдромом обструктивного апноэ сна необходима разработка портативного носимого устройства длительной комплексной регистрации ключевых физиологических показателей. Также важным фактором является возможность оценки состояния пациента в режиме реального времени с возможностью удаленного доступа к данным у лечащего врача.

Для решения указанной проблемы был разработан метод диагностики СОАС, в основе которого лежит регистрация фотоплетизмографии (ФПП), с помощью которого измеряются все необходимые показатели, а именно SpO<sub>2</sub> (сатурацию крови), частота сердечных сокращений (ЧСС) и артериальное давление, а также совместная регистрация воздушного потока с помощью датчика располагаемого в носу.

Фотоплетизмография (ФПП) – это диагностический метод, который позволяет оценить изменения объема крови в микрососудах из-за сердечных

сокращений и получить таким образом информацию о работе сердца и о состоянии сосудов. ФПГ совмещает в себе непрерывный мониторинг и высокую точность регистрации параметров. ФПГ-сигнал формируется при прохождении светового излучения через ткань (в данном случае мочку уха) и содержит два ключевых компонента: постоянную составляющую и переменную составляющую. Постоянная составляющая обусловлена поглощением света тканями, а переменная связана с пульсовыми колебаниями объема артериальной крови. С помощью обработки сигнала (пульсовых волн) производится подсчет частоты сердечных сокращений, уменьшение которой сигнализирует о кислородном голодании (организм экономит кислород вследствие гипоксии, после компенсации кислорода ЧСС резко возрастает). Для определения сатурации крови кислородом используется пульсоксиметрия – красный свет (660 нм) поглощается дезоксигенированным гемоглобином, а инфракрасный свет (940 нм) поглощается оксигенированным гемоглобином, так как спектры поглощения разных форм гемоглобина отличаются в зависимости от длины волны. Анализ отношения интенсивностей поглощения на двух длинах волн позволяет определить уровень сатурации с минимальной погрешностью. Артериальное давление оценивается на основе анализа пульсовой волны и времени ее распространения [5].

Регистрация дыхательного потока производится с помощью назальных канюль, фиксируется степень выраженности храпа, длительности и частоты эпизодов апноэ (остановок дыхания), это помогает точнее поставить диагноз, а также определить степень тяжести заболевания. С помощью назальных канюль можно оценить наличие дыхания, частоту дыхания (по количеству дыхательных циклов), регулярность ритма, то есть, наличие пауз (что сигнализирует об апноэ), амплитуду: снижение потока (гипапноэ) или его отсутствие (апноэ). Датчик даёт оценку именно характеру воздушного потока, а не его количеству. Благодаря комплексированной оценке данных показателей достигается возможность мониторинга и выявления опасных эпизодов СОАС.

Носимое устройство представляет собой компактный девайс, крепящийся на ушную раковину, непрерывно производящий регистрацию пульсограммы с мочки уха, с помощью описанного выше метода, а также назальные канюли, представляющие из себя тонкие трубки с мягкими наконечниками, будут вставляться в ноздри и крепиться непосредственно к «основному» датчику за ухом, для регистрации дыхательного потока. Для учета удобства пациента на выбор будут представлены датчики на правое и на левое ухо (исходя из предпочтений). Подобное исполнение системы является удачным решением, поскольку оно ориентировано в первую очередь на комфорт пациента, вынужденного спать с устройством.

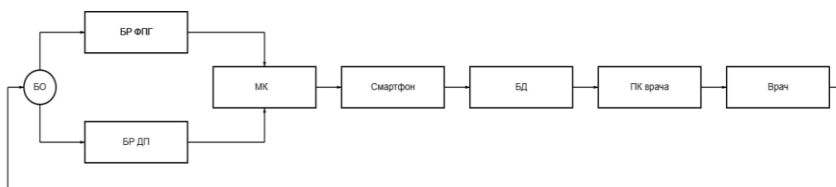


Рис. 1 – Структурная схема устройства: БО – биологический объект, БР ФПГ – блок регистрации фотоплетизмографии, БР ДП – блок регистрации дыхательного потока, МК – микроконтроллер, БД – облачная база данных, ПК врача – персональный компьютер врача

Размещение компактного датчика за ухом и использование мочки уха для снятия ключевых показателей кардинально минимизирует количество оборудования на теле пользователя, избавляя его от необходимости спать с громоздкими наручными манжетами или датчиками на пальцах, которые могут причинять неудобство и влиять на качество сна. Назальные канюли, которые крепятся непосредственно к этому же датчику, делает систему целостной и эргономичной, устраняя хаотичное размещение проводов по телу. Это позволяет свободно менять положение во время сна, не запутываясь в датчиках. Таким образом, устройство обеспечивает высокоточные непрерывные измерения, одновременно сохраняя естественность и удобство для пользователя, что критически важно для получения достоверных данных в условиях, максимально приближенных к нормальному сну.

Данные с устройства передаются в мобильное приложение, где и производится оценка показателей, регистрируемых с пользователя. Собранные данные передаются в защищенное облако, где алгоритм проводит анализ и обработку данных и формирует развернутый отчет. Результаты представлены в виде наглядных графиков и диаграмм, которые будут понятны обычному пользователю. Все проведенные исследования сохраняются в личном кабинете, с помощью чего пациент и врач могут отслеживать динамику в долгосрочной перспективе, например, для оценки назначенной терапии.

### **Заключение.**

Проблема диагностики СОАС является крайне актуальной в связи с высокой распространенностью и серьезными последствиями заболевания, а также отсутствием доступных и точных методов массового скрининга. Для ее решения был предложен метод и устройство, основанные на комбинации фотоплетизмографии для мониторинга сатурации, ЧСС и артериального давления с мочки уха, и регистрации дыхательного потока с помощью назальных канюль. Носимый девайс позволяет обеспечить высокоточный длительный мониторинг ключевых параметров в условиях естественного сна,

что делает оценку опасных эпизодов апноэ комфортной для пациента и доступной для широкого применения.

*Библиографический список*

1. Статистика по апноэ сна // Somnolog-pulmonolog.ru : блог сомнолога-пульмонолога [Электронный ресурс]. – URL: <https://somniaolog-pulmonolog.ru/blog/o-khrape/statistika-po-apnoe-sna/> (дата обращения: 28.10.2025).
2. Р. В. Бузунов. Современные подходы к диагностике синдрома апноэ-гипопноэ сна // Лечащий Врач. – 2017. – № 10. – С. 26–29.
3. А. К. Коновалов. Диагностические возможности полисомнографии в общей врачебной практике // Лечащий Врач. – 2017. – № 9. – С. 60–64.
4. Агальцов М. В. Полисомнография или кардиореспираторное мониторирование – что выбрать для оптимальной диагностики нарушений дыхания во сне? // Артериальная гипертензия. – 2019. – Т. 25. – №. 6. – С. 604-612.
5. А.Н. Петров, М.В. Сидорова, О.Л. Козлов. Фотоплетизмография: принципы, методы и клиническое применение // Вестник новых медицинских технологий. – 2021. – Т. 28. – № 3. – С. 110–118.

### СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 614:615

#### ПРИМЕНЕНИЕ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ЛЮДЕЙ

А.А. Тимофеева

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

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

*Рассмотрены некоторые технологии, позволяющие проходить реабилитацию дистанционно, а также предложена собственная реабилитационная система.*

**Ключевые слова:** технологии, устройства, реабилитация, медицина.

#### APPLICATION OF TELEMEDICINE FOR HUMAN REHABILITATION

A.A. Timofeeva

Academic adviser: S. V. Smirnova, Candidate of Engineering Sciences, Associate  
Professor

«Kazan national research technical university named after A.N. Tupolev - KAI»,  
Kazan

*Some technologies have been considered which allow for remote medical care to people in need of rehabilitation and also new rehabilitation system is suggested.*

**Keywords:** technologies, devices, rehabilitation, medicine.

Телемедицина является развивающимся направлением в области здравоохранения, совмещающим в себе инженерные, информационные технологии и медицину и позволяющим непрерывно отслеживать состояние пациентов и дистанционно консультировать их. В ней инструменты телеинформатики используются для поддержания общения и взаимодействия в рамках медицинского обслуживания не только между доктором и пациентом, но и между врачами. Преимущества телемедицины уже стали заметны в том числе в травматологии и некоторых видах реабилитации и для ряда менее распространённых заболеваний. В случае сахарного диабета или сердечной недостаточности ставятся высокие цели, но их очень тяжело выполнить [1]. Появление коронавирусной инфекции, которое привело к пандемии, подчеркнуло важность телемедицины в целом, и дало некий толчок в развитии нашей страны в этой области. Телемедицину, применяемую для реабилитации, называют также и телереабилитацией. Впервые этот термин появился в методических рекомендациях Минздрава недавно, в 2020 году. На рис. 1 представлена простейшая схема, применяемая

для телемедицинской системы, предназначенной для реабилитации, при помощи которой можно понять принцип её работы.

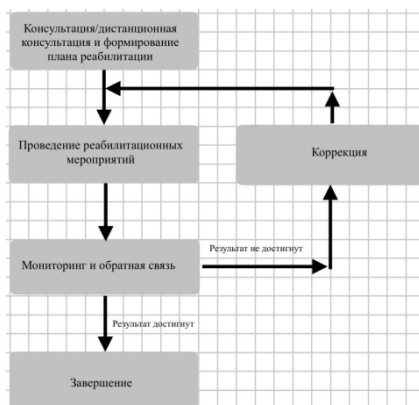


Рис.1 – Принцип работы телемедицинской системы для реабилитации

Вся работа (взаимодействие с врачом и реабилитация) осуществляется на специальной платформе. Результат достигается посредством определённых устройств, в том числе и датчиков, и возможности дистанционной консультации и коррекции в случае надобности. В зависимости от того, как будет происходить взаимодействие между участниками процесса, телереабилитацию можно разделить на три типа: синхронную, асинхронную и смешанную. Синхронная телереабилитация подразумевает видео-взаимодействие в режиме реального времени, асинхронная же предполагает независимые сеансы через цифровую платформу, смешанная совмещает в себе обе методики [3,6].

Одной из отечественных разработок, применяющихся для реабилитации удалённо, является реабилитационный комплекс SensoRehab, состоящий из умного устройства и искусственного интеллекта. Для реабилитации мелкой моторики используется перчатка, для крупной, - манжета; имеется возможность тренировки пальцев стопы. Данные элементы комплекса действуют по принципу биологической обратной связи (используется 3 канала биологической обратной связи: визуальный, акустический и тактильный) с элементами геймификации. После назначения реабилитационной сессии лечащим врачом, пациенту необходимо надеть на руку требуемое устройство и начать реабилитацию, заключающуюся в прохождении индивидуально подобранных когнитивных игр, сложность которых настраивается искусственным интеллектом. Высокая точность считывания показаний достигается в том числе за счёт шести вибродатчиков и отсутствия слепых зон. Лечащий врач в личном кабинете имеет возможность отследить результаты пациента, которые в том числе представлены и в виде графика.

Преимуществом данного комплекса являются: наличие приложения для планшетов, своевременные обновления и возможность обращения в техническую поддержку. SensoRehab также имеет простой интерфейс, может использоваться как взрослыми, так и детьми, а видимый результат при использовании в домашних условиях достигается за 10 дней. В медицинских учреждениях имеется возможность применения комплекса одновременно несколькими пациентами, до 8, что в том числе уменьшает трудозатраты персонала. Рассмотренная методика в 2,5 раза эффективнее по сравнению с классическими методами, например, с лечебной физической культурой.

Важно отметить, что SensoRehab применяется в реабилитации рук после травм и операций, в реабилитации после инсульта (например, при восстановлении речи), при таких заболеваниях, как болезнь Паркинсона и периферическая нейропатия, при наличии мышечной дистрофии [5].

Реабилитационную систему или реабилитационный комплекс также можно использовать в том случае, если человеку требуется восстановить речь после перенесённых травм и заболеваний головного мозга, при задержке речевого развития (ЗРР), либо же людям с нарушениями слуха, стремящимся заговорить. Умение разговаривать жизненно важно для человека, поскольку речь является основой для общения, получения знаний, построения отношений и психологического здоровья, именно поэтому данная система будет актуальна.

Существует несколько методов обучения речи людей, в частности, детей: устные, жестовые и слухоречевые. Целью устных методов является обучение устной речи с помощью зрения, тактильных и кинестетических ощущений (ощущения при движении языка, губ, вибрации гортани и др.) и остаточного слуха. Важно обратить внимание на то, чтобы устная речь была первым осваиваемым языком ребёнка. В соответствии с жестовой группой методов ребёнок с нарушениями слуха как первым языком овладевает языком жестов, который в дальнейшем является основой для обучения устной и письменной речи. «Слухоречевой» метод основывается на развитии речи у детей с проблемами слуха и с кохлеарной имплантацией посредством обычного слухового восприятия [2].

Методы восстановления речи после травм и заболеваний головного мозга, где не предусмотрено хирургическое вмешательство и медикаментозная терапия, включают комплексную реабилитацию, основанную в первую очередь на занятиях с логопедом. При реабилитации также может быть использована арт-терапия, а также некоторые виды упражнений, например, дыхательные и голосовые.

Программа реабилитации детей с ЗРР создаётся индивидуально для каждого ребёнка, она зависит от его возраста и интересов, состояния нервной системы, причины патологии и её характера. К реабилитационным мероприятиям относятся: индивидуальные или групповые занятия с психологом, логоритмика, музыкальные занятия [4].

Проанализировав информацию, можно выявить основные составные части, из которых должна состоять телемедицинская система для реабилитации людей, стремящихся заговорить. Необходимо, чтобы как и в случае SensoRehab, была создана специальная платформа, в которой будут проходить разнообразные реабилитационные мероприятия с врачами и педагогами разной специализации. Имеют место быть курсы различных развлекательных упражнений, а также лекций, которые пациенту необходимо будет пройти по направлению. Соответственно, специалисты, помогающие в реабилитации, в личном кабинете также должны иметь возможность отследить результаты пациента, чтобы отследить динамику процесса. Также в реабилитационном курсе могут быть применимы специальные устройства и тренажёры, способствующие более быстрому достижению результата. Тактильно-вибрационное устройство, подключающееся через компьютер - одно из них. Его принцип действия состоит в создании вибрации, передаваемой на голосовые связки, гортань, или другие зоны через кожу, что в свою очередь поможет в восприятии и воспроизведении звуков.

**Выводы.** Реабилитация является важным направлением в оказании медицинской помощи. Каждому пациенту после перенесённого заболевания или полученной травмы, которые привели к утрате некоторых функций, необходимо их возвращение с правильно подобранной методикой. В данном случае цифровые технологии в здравоохранении являются хорошим вариантом, позволяющим не только вернуться к самостоятельной жизни и улучшить её качество, но и повысить благополучие населения в целом.

#### *Библиографический список*

1. Справочник Спрингер по медицинским технологиям / пер. и ред. Stormoff group of companies.
2. Анохина А.С, Образцова К.М. К вопросу о методах обучения речи детей с нарушением слуха (на примере крупного промышленного региона) // Международный научно-исследовательский журнал. – 2020. – № 5. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/k-voprosu-o-metodah-obucheniya-rechi-detey-s-narusheniem-sluha-na-primere-krupnogo-promyshlennogo-regiona/viewer> (дата обращения: 20.10.2025).
3. Иванова А.П. Телездравоохранение: технологические, правовые и этические проблемы // Социальные новации и социальные науки. - Москва : ИНИОН РАН, 2021. - № 1. - С. 169-178. URL: <https://sns-journal.ru/ru/archive/https://cyberleninka.ru/article/n/telezdravoohranenie-tehnologicheskie-pravovye-i-eticheskie-problemy/viewer> (дата обращения: 19.10.2025).
4. Преображенская И.С. Задержка речевого и психомоторного развития у детей: основные причины, диагностика, подходы к терапии. Эффективная фармакотерапия. 2022; 18 (33): 42-51. URL: [https://umedp.ru/articles/zaderzhka\\_rechevogo\\_i\\_psikhomotornogo\\_razvitiya\\_u\\_d](https://umedp.ru/articles/zaderzhka_rechevogo_i_psikhomotornogo_razvitiya_u_d)

ete\_y\_osnovnye\_prichiny\_diagnostika\_podkhody\_k\_ter.html (дата обращения: 19.10.2025).

5. Sensorehab: официальный сайт. – URL: <https://sensorehab.com/ru> (дата обращения: 08.10.2025).

6. Benoit Nicolas, Emilie Leblong, Bastien Fraudet, Philippe Gallien, and Patrice Piette. Telerehabilitation solutions in patient pathways: An overview of systematic reviews // Digital Health. – 2024. – Vol. 10. URL: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/20552076241294110> (дата обращения: 17.10.2025).

УДК 614

## **ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ И МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ПАТОЛОГИЙ СЕТЧАТКИ: СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ И ПРОГРАММЫ**

И.В. Панова, А.З. Яфаров

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического  
приборостроения, г. Санкт-Петербург

*Рассмотрены современные методы диагностики патологий сетчатки с применением технологий компьютерного зрения и алгоритмов глубокого обучения. Проводится анализ ключевых подходов к разметке и анализу цветных фотографий глазного дна, оцениваются существующие программы для автоматизированной диагностики макулярных патологий.*

**Ключевые слова:** компьютерное зрение, диагностика сетчатки, нейросети в медицине, анализ глазного дна.

## **APPLICATION OF COMPUTER VISION AND MACHINE LEARNING TECHNOLOGIES IN DIAGNOSTICS OF RETINAL PATHOLOGIES: MODERN APPROACHES AND PROGRAMS**

I.V. Panova, A.Z. Yafarov

St.Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, St. Petersburg

*Modern methods of diagnosing retinal pathologies using computer vision technologies and deep learning algorithms are considered. Key approaches to marking and analyzing color photographs of the fundus are analyzed, and existing programs for automated diagnosis of macular pathology are evaluated.*

**Keywords:** computer vision, retinal diagnostics, neural networks in medicine, fundus analysis.

## **Введение:**

Ранняя диагностика патологий сетчатки остаётся одной из ключевых задач современной офтальмологии. Традиционные методы анализа изображений глазного дна характеризуются существенными ограничениями: высокой зависимостью результата диагностики от квалификации врача, различными способами интерпретации и значительной трудоёмкостью неавтоматизированных методов анализа. В последнее время всё большую актуальность приобретают технологии компьютерного зрения и методы машинного обучения, которые открывают новые возможности для автоматизированного анализа офтальмологических изображений [1, 2].

Для анализа особенностей разработки методов высококачественной диагностики глазных заболеваний будут проанализированы достоинства и недостатки существующих подходов, а также выделяющиеся возможности современных компьютерных приложений.

## **Описание приложений и технологий:**

### **1. Методы разметки изображений глазного дна**

Важным этапом разработки систем автоматизированной диагностики глазных заболеваний является качественная разметка изображений.

В исследовании «Разметка цветных фотографий глазного дна повышает качество распознавание макулярной патологии с помощью глубокого обучения» [3] описывается, что разметка цветных фотографий глазного дна существенно улучшает распознавание заболеваний сетчатки. Использование согласованных аннотаций позволяет повысить точность обучения нейросетевых моделей, уменьшить количество ложных срабатываний, обеспечить воспроизводимость результатов диагностики [3].

### **1. ScreenRetina**

ScreenRetina – облачная платформа для автоматизированного скрининга ретинопатии, предназначенная для массового обследования пациентов. Работает через веб-интерфейс, не требует установки программного обеспечения на компьютер.

С помощью этого программного обеспечения есть возможность загрузить и обработать изображений глазного дна в различных форматах (JPG, PNG, DICOM). Программное обеспечение использует автоматическую сегментацию анатомических структур, важных для диагностики глазных патологий, таких как диабетическая ретинопатия, макулярный отек, возрастная макулярная дегенерация.

Достоинствами данного программного обеспечения являются:

1. Доступность работы на любом устройстве с браузером и интернетом;
2. Высокая скорость анализа;
3. Поддержка одновременной обработки большого количества изображений;
4. Автоматическое обновление алгоритмов без участия пользователя;
5. Интерфейс представлен на английском, русском, испанском языках.

При этом выявлены следующие недостатки:

1. Работа невозможна без доступа в сети Интернет;
2. Нельзя менять алгоритмы анализа под специфические задачи;
3. Платная модель;
4. Данные хранятся на сторонних серверах, что требует согласования с регуляторами.

## **2. Open-source решения**

Свободно распространяемые фреймворки для разработки различных систем диагностики с использованием искусственного интеллекта [4].

Среди таких решений могут использоваться такие продукты как:

1. RetinaNet — для диагностики микроаневризм и экссудатов;
2. U-Net for Retina — для сегментации сосудистых структур;
3. DeepRetina — для классификации стадий диабетической ретинопатии. [1, 4]

Достоинствами являются:

1. Отсутствие лицензионных платежей;
2. Возможность продолжения обучения моделей на собственных данных;
3. Доступ к исходному коду и архитектурам;
4. Обширная документация и форумы поддержки;
5. Возможность оффлайн-работы.

При анализе были выявлены следующие недостатки:

1. Сложность внедрения решений;
2. Настройка под клинику может занимать месяцы;
3. Не признаны регуляторными органами как медицинские изделия;
4. Нужны большие базы данных для обучения моделей.

## **3. Интегрированные системы (в оборудование)**

Интегрированной системой является проприетарное программное обеспечение, встроенное в фундус-камеры и ОКТ-аппараты ведущих производителей [4,5].

Достоинствами являются:

1. Не требует дополнительной настройки;
2. Калибровка происходит под конкретное оборудование;
3. Интеграция с аппаратом удобна за счет отсутствия экспорта данных;

Выявленными недостатками являются:

1. Высокая стоимость интеграции;
2. Нельзя использовать с другими аппаратами;
3. Нет возможности изменять алгоритмы;
4. Возможен только базовый скрининг без углублённого анализа.

Таблица – Сравнительная таблица решений

Критерий	ScreenRetina	Open-source	Интегрированные системы
Стоимость	Подписка	Бесплатно для некоммерческого использования	Высокая (в составе оборудования)
Установка	Не требует установки	Локально (требуется сервер)	Встроено в аппарат
Кастомизация	Низкая	Высокая	Отсутствует
Скорость анализа	15–30 сек	Зависит от мощности графического процессора компьютера	10–20 сек
Оффлайн-режим	Нет	Да	Да
Поддержка языков	Многоязычный интерфейс	Английский (код)	Зависит от вендора
Обучение модели	Невозможно	Возможно на своих данных	Невозможно
Конфиденциальность	Данные в облаке	Полный контроль данных	Локальное хранение
Целевая аудитория	Клиники, телемедицина	Исследователи, стартапы	Крупные медцентры с оборудованием

### Заключение

Интеграция технологий компьютерного зрения и глубокого обучения в диагностику патологий сетчатки демонстрирует значительный потенциал для повышения точности и объективности диагностики, а также для сокращения времени анализа изображений.

Были проанализированы новые технологии и программные средства, которые могут быть использованы для различных целей. ScreenRetina оптимален для клиник, нуждающихся в быстром внедрении скрининга без IT-инфраструктуры [3]. Open-source подходит для исследовательских центров и компаний, разрабатывающих собственные решения [1]. Интегрированные системы — выбор для медучреждений, приобретающих новое диагностическое оборудование премиум-класса [4].

Выбор решения зависит от бюджета организации; наличия IT-специалистов; объёма обрабатываемых данных; необходимости кастомизации.

Необходимо пройти через важные вызовы на пути внедрения систем с использованием искусственного интеллекта: необходимость больших размеченных баз данных, интерпретируемость предсказаний нейросетей, интеграцию с клиническими рабочими процессами.

Таким образом, автоматизированные системы анализа сетчатки уже сегодня способны существенно дополнить клиническую практику, а дальнейшее совершенствование алгоритмов откроет новые возможности для профилактической офтальмологии.

#### *Библиографический список*

1. Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва. Методы обработки и анализа медицинских изображений: учебное пособие [Электронный ресурс]. — URL: [https://ssau.ru/storage/pages/6825/file\\_68ef326a08fba8.97908556.pdf](https://ssau.ru/storage/pages/6825/file_68ef326a08fba8.97908556.pdf) (дата обращения: 26.10.2025).
2. Использование компьютерных технологий в офтальмологии – URL: <https://sbermed.ai/informaczionnye-tekhnologii-v-ofthalmologii> (Дата обращения: 27.10.2025).
3. ScreenRetina: платформа для автоматизированного скрининга ретинопатии [Электронный ресурс]. — URL: <https://www.screenretina.com/> (дата обращения: 26.10.2025).
4. Разметка цветных фотографий глазного дна улучшает распознавание макулярной патологии с помощью глубокого обучения // КиберЛенинка. — URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/razmetka-tsvetnyh-fotografiy-glaznogo-dna-uluchshaet-raspoznavanie-makulyarnoy-patologii-s-pomoschyu-glubokogo-obucheniya/viewer> (дата обращения: 26.10.2025).
5. Оптическая когерентная томография: технология, ставшая реальностью – URL: [https://www.rmj.ru/articles/ofthalmologiya/Opticheskaya\\_kogerentnaya\\_tomografiyatehnologiya\\_stavshaya\\_realnostyyu/](https://www.rmj.ru/articles/ofthalmologiya/Opticheskaya_kogerentnaya_tomografiyatehnologiya_stavshaya_realnostyyu/) (Дата обращения: 27.10.2025).

УДК 004.45:577.21

### **РАЗРАБОТКА МОДУЛЬНОГО КОНВЕЙЕРА ДЛЯ АНАЛИЗА ДАННЫХ ПОЛНОЭКЗОМНОГО СЕКВЕНИРОВАНИЯ (NGS) С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ PYTHON**

А.М. Митягин, Г.В. Орлов, Я.Р. Рябов

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

*Разработан автоматизированный конвейер на Python для обработки данных полноэкзомного секвенирования. Пайплайн (конвейер) последовательно выполняет этапы контроля качества данных, предобработки, выравнивания на геном GRCh38, вызова и аннотации генетических вариантов. Ключевым результатом является автоматическое формирование таблицы с высоковероятными патогенными мутациями, что ускоряет и стандартизирует процесс биомедицинского анализа данных NGS.*

**Ключевые слова:** биоинформатика, полноэкзомное секвенирование, NGS, конвейер, контроль качества, выравнивание, BWA, Python, доказательство концепции, пайплайн.

## **DEVELOPMENT OF A MODULAR PIPELINE FOR WHOLE-EXOME SEQUENCING (NGS) DATA ANALYSIS USING PYTHON**

A.M. Mitiagin, G.V. Orlov, J.R. Riabov

Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I. Ulyanov (Lenin), Saint Petersburg

*An automated Python pipeline for processing whole-exome sequencing data has been developed. The pipeline sequentially performs the following steps: data quality control, preprocessing, alignment to the GRCh38 genome, and variant calling and annotation. The key result is the automatic generation of a table with highly probable pathogenic mutations, accelerating and standardizing the biomedical analysis of NGS data.*

**Keywords:** bioinformatics, whole-exome sequencing, NGS, pipeline, quality control, alignment, BWA, Python, proof of concept, pipeline.

**Введение.** В современной геномике обработка данных секвенирования следующего поколения (NGS) является критически важным этапом. В данной статье представлен прототип автоматизированного биоинформатического конвейера, разработанный на языке Python, для предобработки и выравнивания данных полноэкзомного секвенирования (WES). Конвейер интегрирует стандартные инструменты биоинформатики: FastQC и MultiQC для контроля качества, fastp для предобработки чтений, BWA-MEM для выравнивания на референсный геном GRCh38 и Samtools для постобработки выравниваний. Затем bcftools используется для вызова вариантов с помощью команд mpileup и call, создавая сырой VCF-файл. Далее, bcftools csq применяется для аннотации, после чего данные из VCF-файла считываются, преобразуются в DataFrame и фильтруются Pandas по строгим критериям. Финальный DataFrame преобразуется в CSV для сохранения результатов. В качестве доказательства концепции конвейер был успешно протестирован на одном образце, создав финальный отфильтрованный отчет в формате CSV. Разработанный пайплайн представляет собой воспроизводимую и

масштабируемую основу для решения задач в области биомедицинских исследований.

**Главный модуль управления.** Модуль выполняет роль единой программной оболочки и координатора всей цепочки обработки данных. Он использует модуль `argparse[1]` для создания интерфейса командной строки (CLI), что позволяет пользователю гибко задавать все входные параметры (пути к сырым ридам, референсному FASTA, GFF3-файлу и каталогу результатов) при запуске, обеспечивая воспроизводимость процесса. После парсинга аргументов последовательно вызываются функции из других модулей, обеспечивая логический поток данных от одного этапа к другому. Модуль также отвечает за сохранение конечного отфильтрованного отчета (`pathogenic_variants.csv`) и включает блок `try...except` для перехвата критических ошибок, регистрируя их через систему логирования.

**Модуль логирования.** Модуль содержит функцию `setup_logging`, которая настраивает централизованную систему логирования для всего конвейера с помощью стандартной библиотеки `logging[2]`. Эта настройка обеспечивает двойной вывод всех сообщений: в консоль (`sys.stdout`) для немедленного отслеживания прогресса и в отдельный файл (`pipeline.log`) для сохранения полной, детализированной истории выполнения. Логи используют единый форматтер с отметками времени, уровнем важности и названием модуля, что является неотъемлемой частью документированности и отладки сложного многоэтапного процесса.

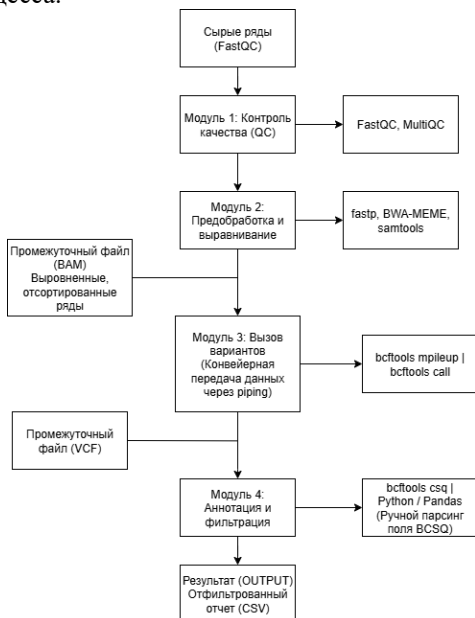


Рис. 1 – Схема конвейера

## Модуль контроля качества и предобработки данных

Данный модуль является критически важным начальным этапом конвейера, отвечающим за обеспечение качества исходных данных и их подготовку к последующему выравниванию. Его работа реализована в двух основных функциях.

**Контроль качества (QC).** Задача модуля – автоматизированная оценка качества парных чтений (*paired-end*) в формате FASTQ, полученных с секвенатора. Реализация выполнена в функции *run\_quality\_control* (*fastq\_path*). Для проведения всестороннего анализа используются инструменты *FastQC*[3] и *MultiQC*, интегрированные в Python-скрипт с помощью библиотеки *subprocess*[4]. *FastQC* выполняет генерацию индивидуальных отчетов для каждого файла, анализируя такие параметры, как распределение качеств оснований (*Phred score*) по позициям, содержание адаптерных последовательностей, GC-состав и уровень PCR-дубликатов. Для агрегации разрозненных отчетов и формирования единой, удобной для визуального анализа сводки запускается *MultiQC*. Принципиальным техническим решением стала полная автоматизация процесса: функция принимает на вход путь к директории с FASTQ-файлами, после чего без ручного вмешательства генерирует итоговый HTML-отчет *multiqc\_report.html*. Это позволяет оперативно принимать решение о пригодности данных для дальнейшего анализа.

**Предобработка и выравнивание.** Модуль решает задачу преобразования сырых чтений в готовый для анализа выравниваний BAM-файл. Логика инкапсулирована в функцию *align\_reads* (*fastq\_r1*, *fastq\_r2*, *reference\_genome*). Процесс выполняется в три этапа:

1. **Обрезка и фильтрация.** С помощью высокопроизводительного инструмента *fastp* производится комплексная предобработка "в одном проходе": автоматическое обнаружение и обрезка адаптеров, фильтрация чтений по качеству, а также обрезка низкокачественных оснований с 5'- и 3'-концов. Это значительно повышает долю чтений, которые могут быть однозначно выровнены.

2. **Выравнивание на референсный геном.** Очищенные чтения выравниваются на референсный геном человека GRCh38 с использованием aligner BWA-MEM. Данный инструмент был выбран как де-факто стандарт для выравнивания коротких чтений, обеспечивающий высокую точность и производительность.

3. **Постобработка BAM-файла.** Полученный файл в формате SAM преобразуется в бинарный BAM-формат, сортируется по координатам в референсном геноме и индексируется с помощью *samtools*. Ключевым шагом на данном этапе является маркировка ПЦР-дубликатов командой *samtools markdup*, что необходимо для исключения артефактов амплификации на этапе вариационного анализа.

Результатом работы модуля является готовый, отсортированный BAM-файл с помеченными дубликатами, который напрямую передается на вход

следующему модулю для вызова генетических вариантов. Для обеспечения надежности и отслеживания статуса выполнения на всех этапах реализовано детальное логирование.

**Вызов вариантов.** Задача этого модуля — на основе выровненного BAM-файла создать сырой VCF-файл. Вызов вариантов реализован в функции `call_variants` с использованием `bcftools`[5]. Для достижения максимальной производительности, процесс вызова реализован в виде конвейерной передачи данных (pipng) между двумя процессами `bcftools` через библиотеку `subprocess` Python. Первый процесс, запущенный через `subprocess.Popen`, выполняет команду `bcftools mpileup`, а его вывод передается напрямую во второй процесс через `stdin=p1.stdout`, который запускает `bcftools call -mv` для непосредственного вызова вариантов. Такой подход позволяет избежать сохранения больших промежуточных файлов `mpileup` на диск, что значительно экономит время и ресурсы.

**Аннотация и фильтрация.** Модуль является ключевым для интерпретации данных. Изначальный план предусматривал использование инструмента `SnEff`. Однако, в процессе реализации было обнаружено, что `SnEff` предъявляет высокие требования к оперативной памяти (порядка 10–12 ГБ) для обработки полного референсного генома (GRCh38.105), что делало его нестабильным и ограничивало доступность конвейера. Было принято техническое решение о замене `SnEff` на `bcftools csq`, который, обладая функциями аннотации, более эффективен с точки зрения потребления ресурсов и подходит для использования в рамках данного прототипа. Аннотация выполняется с помощью `subprocess`, запуская `bcftools csq`, который добавляет информацию о последствиях вариантов в поле `BCSQ` VCF-файла. После этого аннотированный VCF-файл парсится с использованием Python и `Pandas`. Принципиальной особенностью реализации является то, что парсинг был проведён вручную в коде Python, поскольку стандартные библиотеки для VCF-файлов не осуществляют автоматическую обработку сложного поля `BCSQ`, создаваемого `bcftools csq`. Полученные данные загружаются в `Pandas DataFrame` для последующей фильтрации. Фильтрация производится по строгим критериям: качество вызова варианта (`QUAL > 30`), глубина покрытия (`DP > 5`) и типу мутации (оставлены только `missense`, `frameshift`, `splice`, `nonsense` мутации, соответствующие `loss-of-function`). Результатом работы всего конвейера является отфильтрованная таблица `pathogenic_variants.csv`, содержащая только наиболее вероятные патогенные варианты. Для повышения надежности, реализована система логирования, записывающая сообщения в консоль и в файл `pipeline.log`.

#### *Библиографический список*

1. `Argparse` — Parser for command-line options, arguments and sub-commands [Электронный ресурс] / Python Software Foundation // Python 3.14.0 documentation. — URL: <https://docs.python.org/3/library/argparse.html> (дата обращения: 05.11.2025).

2. Logging — Logging facility for Python [Электронный ресурс] / Python Software Foundation // Python 3.14.0 documentation. — URL: <https://docs.python.org/3/library/logging.html> (дата обращения: 05.11.2025).
3. FastQC, a quality control tool for high throughput sequence data [Электронный ресурс] / Babraham Institute // Babraham Bioinformatics. — URL: <https://www.bioinformatics.babraham.ac.uk/projects/fastqc/> (дата обращения: 05.11.2025).
4. Subprocess — Subprocess management [Электронный ресурс] / Python Software Foundation // Python 3.14.0 documentation. — URL: <https://docs.python.org/3/library/subprocess.html> (дата обращения: 05.11.2025).
5. bcftools Documentation [Электронный ресурс] / The HTSlib Developers // HTSlib. — URL: <https://www.htslib.org/doc/bcftools.html> (дата обращения: 05.11.2025).

УДК 615.47

## **КОСМЕТИЧЕСКИЙ ПРОТЕЗ ГЛАЗА С ВОЗМОЖНОСТЬЮ СИНХРОННОГО ДВИЖЕНИЯ ЗРАЧКА СО ЗДОРОВЫМ ГЛАЗОМ**

Р.Г. Антонов, Г.В. Судаков, Г.З. Паренишвили

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

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

*Данная научно-исследовательская работа посвящена комплексной разработке инновационного глазного протеза с системой синхронного движения искусственного зрачка. Основная цель проекта — создание протеза, который в режиме реального времени отслеживает движения здорового глаза и воспроизводит их на протезированной стороне, достигая тем самым высокого уровня эстетического и функционального сходства с натуральным органом. В рамках исследования был проведен всесторонний анализ критически важных компонентов системы, включая тщательный отбор биосовместимых материалов для изготовления склеральной части и искусственной роговицы, таких как медицинский полиметилметакрилат (ПММА) и силиконы-эластомеры, обеспечивающие естественный внешний вид, комфорт при длительной носке, устойчивость к биологическим средам и возможность интеграции электроники. Также детально проанализирована аппаратная платформа, состоящая из системы компьютерного зрения на основе миниатюрных камер и ИИ-алгоритмов для трекинга взгляда, микроконтроллера блока обработки данных, исполнительных механизмов для приведения в движение искусственного зрачка и системы автономного питания.*

**Ключевые слова:** Косметический протез глаза, компьютерное зрение, имитация движения.

## COSMETIC EYE PROSTHESIS WITH SYNCHRONIZED PUPIL MOVEMENT TO THE HEALTHY EYE

R.G. Antonov, G.V. Sudakov, G.Z. Pareishvili

Thesis advisor – Yuldashev Z.M.

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

*This research work is dedicated to the comprehensive development of an innovative ocular prosthesis with a synchronized artificial pupil movement system. The primary goal of the project is to create a prosthesis that tracks the movements of the healthy eye in real time and replicates them on the prosthetic side, thereby achieving a high degree of aesthetic and functional resemblance to a natural organ. The study involved a thorough analysis of the system's critical components, including the meticulous selection of biocompatible materials for fabricating the scleral shell and artificial cornea, such as medical-grade polymethyl methacrylate (PMMA). This material provide a natural appearance, comfort for long-term wear, resistance to biological environments, and enable the integration of electronics. The hardware platform was also analyzed in detail, comprising a computer vision system based on miniature cameras and AI algorithms for gaze tracking, a microcontroller unit for data processing, actuators for driving the artificial pupil movement, and an autonomous power system.*

**Keywords:** *Cosmetic eye prosthesis, computer vision, movement simulation*

Восстановление внешнего вида после потери глаза является важным проблемой в современном мире. Ежегодно производится до 20тыс.[1,2] операций по удалению зрительного органа. Однако на рынке глазных протез нет решений, которые не могут в полной мере повторить естественность утерянного глаза. Данная ситуация вызывает социально-психологические последствия у пациентов. Из-за того, что протез статичный, это приводит к формированию «неживого взгляда», что может стать причиной неуверенности, снижении самооценки и следствием хронического стресса. Таким образом, задача разработки протеза является важной медико-социальной и научно-технической проблемой.

В офтальмохирургии существует три основных метода удаления глаза, которые различаются по объему удаляемых тканей: Энуклеация – это метод удаление всего глазного яблока целиком.

Что удаляется: Глазное яблоко (склера вместе со всем внутренним содержимым), пересекаются глазодвигательные мышцы и зрительный нерв.

Что сохраняется: глазодвигательные мышцы, жировая клетчатка, веки. Последствия для протезирования: мышцы остаются, но не могут двигаться, так как они отсечены от глазного яблока. Это чисто анатомическое сохранение. После операции возможна имплантация косметического протеза.

Эвисцерация – это метод удаление только внутреннего содержимого глазного яблока (роговицы, хрусталика, стекловидного тела, сетчатки и т.д.). Удаляется внутреннее содержимое глаза. Сохраняется: склера (белковая

оболочка глаза), глазодвигательные мышцы, так как они прикреплены к склере и не перерезаются, зрительный нерв (в большинстве случаев). Это наиболее благоприятный метод для последующего протезирования, поскольку мышцы и склера сохранены, сохраняется и их естественная подвижность. Протез после экзисцерации обычно сидит лучше и движется более естественно, чем после энуклеации.

Экзентерация – это удаление всего содержимого глазницы. Удаляется: глазное яблоко, все мягкие ткани орбиты: мышцы, жировая клетчатка. Иногда веки и даже части костных стенок орбиты. Сохраняется: практически ничего из структур, необходимых для подвижного протезирования.

После экзентерации косметическая реабилитация крайне сложна. Часто требуется сложная реконструктивная хирургия, установка подвижного протеза невозможна из-за отсутствия мышц и опорных тканей.

Для проекта ключевое значение имеют операции энуклеации и экзисцерации, так как при них сохраняются глазодвигательные мышцы и окружающие ткани орбиты, что является анатомической основой для реализации подвижного косметического протеза. [2]. Движение протеза синхронно со здоровым глазом будет достигаться за счет компьютерного зрения. Принцип работы системы представлен на рис. 1.

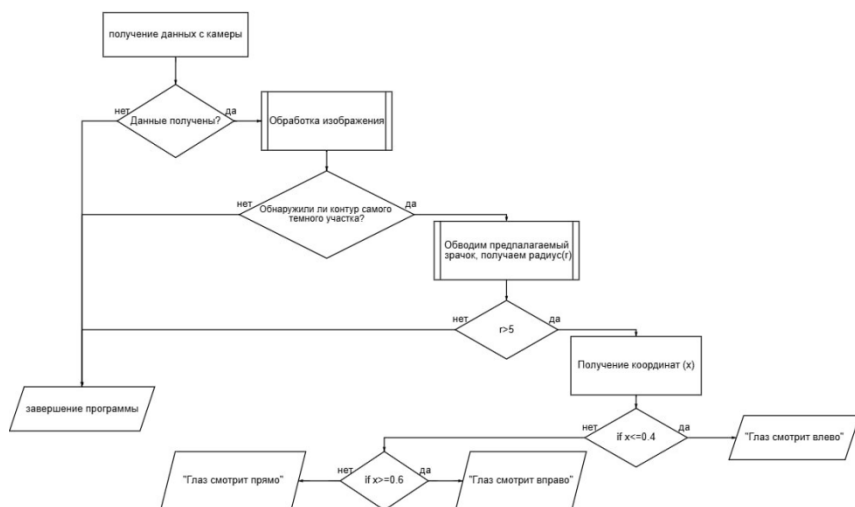


Рис. 1 – Схема программной части

На рис. 1 представлена схема программной части. Камера на очках будет регистрировать движение зрачка здорового глаза, далее идет обработка изображения. Программа обнаруживает контур самого темного участка, и определяет его радиус. Если полученное значение больше или равно 5, то определяем координаты предполагаемого зрачка. Если координата меньше 0.4, то глаз смотрит влево, если больше 0.6, то вправо, если лежит в

промежутке, то глаз находится по центру. На рис. 2 представлена структурно-функциональная схема продукта

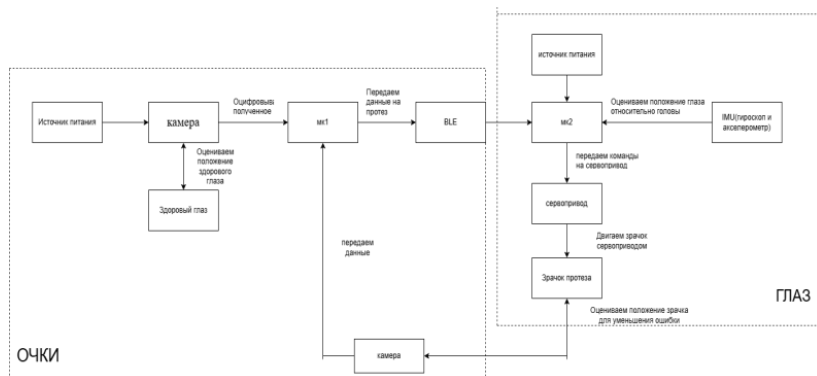


Рис. 2 – Структурно-функциональная схема

Аппаратная часть инновационного подвижного глазного протеза «Глаз-Алмаз» представляет собой совокупность миниатюрных электронных узлов, обеспечивающих приём, обработку и передачу данных, управление микромеханизмом зрачка и поддержание автономной работы устройства в течение длительного времени. При проектировании системы основной акцент был сделан на энергоэффективность, безопасность, биосовместимость и компактность компонентов, что является критически важным для медицинских имплантируемых и носимых решений.

Ключевым элементом аппаратной архитектуры выбран микроконтроллер ESP32-C3, основанный на 32-битном ядре RISC-V. Данный модуль сочетает в себе низкое энергопотребление и достаточную вычислительную производительность для решения задач, связанных с приёмом и передачей данных по беспроводным каналам, а также управлением исполнительными механизмами в реальном времени. Встроенные интерфейсы Bluetooth Low Energy (BLE 5.0) и Wi-Fi позволяют использовать микроконтроллер одновременно в качестве приёмника управляющих сигналов от внешнего блока (камера или инфракрасный датчик, фиксирующий движение здорового глаза) и как центральный узел, координирующий работу микропривода и инерциального модуля (IMU). Такое объединение функциональности в одном чипе позволяет сократить количество внешних компонентов, уменьшить размеры печатной платы и снизить энергопотребление. Кроме того, ESP32-C3 поддерживает широкий спектр библиотек и инструментов разработки (Arduino IDE, ESP-IDF SDK), что значительно упрощает программную реализацию и отладку прототипа.[3]

Питание протеза осуществляется от литий-ионного аккумулятора малой ёмкости (в диапазоне 30–100 мА·ч), что обеспечивает работу системы на протяжении 6–8 часов без подзарядки. Основным фактором выбора данного типа источника энергии стала его высокая удельная энергоёмкость при

минимальных габаритах и стабильность характеристик при циклических зарядах и разрядах. Литий-ионные элементы хорошо зарекомендовали себя в носимой электронике и медицинских устройствах благодаря низкому саморазряду, продолжительному сроку службы (до 500 циклов заряд–разряд) и устойчивости к колебаниям нагрузки. Конструктивно аккумулятор размещается в отдельном герметичном отсеке внутри корпуса протеза, изолированном от внешней среды биосовместимым материалом, что предотвращает контакт элементов питания с тканями пациента и обеспечивает безопасность эксплуатации.

Для организации стабильного и безопасного заряда аккумулятора в систему интегрирован модуль на основе микросхемы TP4056 с разъёмом USB Type-C. Контроллер TP4056 выполняет функцию линейного зарядного устройства с ограничением тока и напряжения, гарантируя оптимальный режим зарядки литий-ионных аккумуляторов, а также реализует защиту от переразряда, перезаряда и короткого замыкания благодаря встроенным защитным элементам (DW01 и паре MOSFET-транзисторов). Использование версии с портом USB Type-C обусловлено её универсальностью, обратимой ориентацией разъёма и совместимостью с современными стандартами питания. Такой подход позволяет пользователю заряжать устройство с помощью любого стандартного кабеля, а также использовать медицинскую док-станцию для контактного или беспроводного питания без риска повреждения разъёма.

Интеграция TP4056 в систему питания обеспечивает не только безопасность, но и возможность обслуживания устройства пациентом без участия медицинского персонала. В будущем конструкция предполагает возможность модернизации до варианта с беспроводной индуктивной зарядкой, что ещё больше повысит герметичность и гигиеничность изделия.

Аппаратная архитектура также включает инерциальный модуль (IMU), состоящий из акселерометра и гироскопа, предназначенный для регистрации угловых ускорений головы пользователя. Эти данные позволяют компенсировать движения головы и удерживать направление взгляда протеза синхронно с реальным глазом, обеспечивая естественность мимики и корректную геометрию взгляда. Дополнительно используется датчик положения на эффекте Холла, который отслеживает угловое положение микропривода и обеспечивает обратную связь для корректировки движения. Сам микропривод представляет собой coreless DC-мотор микроформата с редуктором, обеспечивающим плавное и точное перемещение декоративного зрачка при минимальном уровне шума и вибрации.

Таким образом, аппаратная часть протеза «Глаз-Алмаз» представляет собой компактную систему, объединяющую в себе микроконтроллер ESP32-C3 в роли управляющего узла, безопасную систему питания на базе TP4056 и Li-ion аккумулятора, а также набор сенсоров и микромеханизмов для реализации естественных движений глаза. Такое решение сочетает надёжность, энергоэффективность и технологическую простоту, обеспечивая

возможность серийного производства и дальнейшей интеграции в клиническую практику.

На оправе очков располагается камера, которая регистрирует движение зрачка здорового глаза. Данные передаются в МК и оцифровываются и с помощью BLE поступают в протез. Микроконтроллер в протезе обрабатывает полученные данные и управляет микроприводом, который отвечает за движение зрачка. Установленные IMU датчик оценивает положение глаза, относительно головы, для корректировки его положение и передает его в микропроцессор. На оправе очков расположена вторая камера, направленная на замененные глаз для того, чтобы устранения накопившейся ошибки. Если положение здорового глаза и протеза отличаются, то микроконтроллер вводит корректировки в программу.

Существует несколько видов материалов, используемых для изготовления глазных протезов. Самыми распространенными из них являются стекло, пластмассы, силиконы, а также полимерные и композитные материалы. Для создания косметического протеза глаза с возможностью синхронного движения зрачка со здоровым глазом был выбран полиметилметакрилат (РММА). РММА имеет ряд преимуществ по сравнению с другими материалами. Главной задачей было подобрать материал, который имеет реалистичный вид после соответствующей обработки, легкий вес, а также достаточную эластичность для встраивания электронных компонентов.

Полиметилметакрилат в отличие от стекла, силиконов и других материалов устойчив к механическим повреждениям, позволяет внедрить электронику, имеет равномерную структуру и имитирует естественную прозрачность глазного яблока.

Основными преимуществами РММА являются: низкая масса, влагоустойчивость, высокая эластичность, Высокая оптическая чистота.

РММА сочетает в себе функциональные, эстетические и оптические свойства, которые делают его наиболее подходящим вариантом для создания косметического протеза глаза с возможностью синхронного движения зрачка со здоровым глазом.

### *Библиографический список*

1. Известия Самарского научного центра Российской академии наук. – Журнал. – Самара : Самарский федеральный исследовательский центр РАН, 1999–. – ISSN 1990-5378. – URL: <https://cyberleninka.ru/journal/n/izvestiya-samarskogo-nauchnogo-tsentra-rossiyskoy-akademii-nauk?i=1149170> (дата обращения: 01.11.2025).
2. Организации // EYE Press – Репозиторий «Российская офтальмология онлайн». URL: <https://eyepress.ru/organization.aspx?9> (дата обращения: 01.11.2025).
3. Espressif Systems. ESP32 Series Datasheet // Espressif Systems (Shanghai) Co., Ltd. – Version 3.9. – 2023. – Режим доступа: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf) [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 01.11.2025).

## СТРУКТУРА ПРОГРАММЫ-ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ЗРИТЕЛЬНОЙ ГИМНАСТИКИ

Д.Д. Ермолаев, Д.А. Мальцева, А.В. Пустовалов, Н.А. Сержантова  
ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет»,  
г. Пенза

*Рассмотрены программы-тренажеры для выполнения зрительной гимнастики. Предложена структура программы-тренажера, включающая специализированный модуль контроля и оценки правильности выполнения упражнений.*

**Ключевые слова:** миопия, тренажер, программный модуль, структура, контроль, зрительная гимнастика.

## STRUCTURE OF A TRAINING PROGRAM FOR VISUAL GYMNASTICS

D.D. Ermolaev, D.A. Maltseva, A.V. Pustovalov, N.A. Serzhanтова  
Penza State Technological University, Penza

*The article discusses training programs for performing visual exercises. It proposes a training program structure that includes a specialized module for monitoring and evaluating the correctness of exercise performance.*

**Keywords:** myopia, simulator, software module, structure, control, and visual exercises.

Близорукостью (миопией) называют заболевание глаз, при котором изображение фокусируется перед сетчаткой, а не на ней. По данным Минздрава России общая заболеваемость болезнями глаза и его придаточного аппарата среди детей в России составляет 14186,3 на 100 тыс. детского населения. При этом чаще всего речь идёт о миопии: от рождения и до 14 лет ею заболевают 35,1% детей, от 15 до 17 лет — 59,3%. Заболеваемость миопией среди детей постоянно растёт, за последние 10 лет распространённость заболевания увеличилась в 1,5 раза [1].

Исследования в области офтальмологии давно отмечают положительное влияние на зрение гимнастики для глаз при различных заболеваниях, в том числе при близорукости [2]. Гимнастика помогает поддерживать функцию цилиарной мышцы, чтобы предотвратить утомляемость глаз и прогрессирование миопии. Регулярное выполнение гимнастики для глаз обеспечивает:

- укрепление аккомодационной и наружных глазодвигательных мышц;
- увеличение кровоснабжения и питания клеток глаза;
- снятие напряжения, вызванного длительной зрительной нагрузкой вблизи;
- улучшение оттока внутриглазной жидкости и обменных процессов;
- предотвращение роста близорукости за счёт нормализации тонуса

- аккомодационной мышцы;
- повышение остроты зрения.

Эффективность упражнений для близорукости зависит от степени нарушения и возраста пациента. Только в детском и подростковом возрасте возможно полностью вылечить заболевание. При слабой степени близорукости в составе комплексной терапии упражнения способны вернуть отличное зрение. При средней степени заболевания гимнастика может помочь улучшить остроту зрения на 1-2 диоптрии. При высокой степени близорукости гимнастика может замедлить или остановить прогрессирование болезни и улучшить общее самочувствие ребенка, избавить от перенапряжения, головных болей и головокружения [3]. Однако, полезный эффект гимнастики может быть достигнут только при условии регулярных тренировок с соблюдением правил выполнения. Эффект от тренировок отсрочен, поэтому часто у детей отсутствует мотивация выполнения упражнений, к занятиям подходят формально, упражнения выполняют небрежно, либо не выполняют вовсе.

При проведении мультимедийной гимнастики важно соблюдать общие правила:

- фиксированное положение головы (необходимо для того, чтобы заставить работать глазодвигательные мышцы, так как в противном случае работают мышцы шеи);
- длительность проведения зрительной гимнастики.

Большинство существующих программных средств либо нацелены на то, чтобы обеспечить соблюдения интервалов работы и отдыха (в том числе путем принудительной блокировки экрана), либо представляют собой симбиоз гимнастики для глаз по методу Норбекова и адаптацию стереокартинок (рис 1а,б).

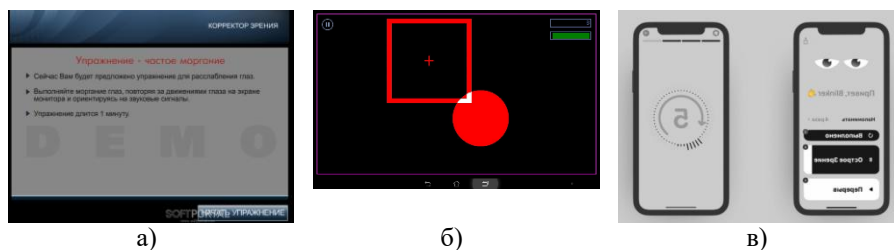


Рис. 1 – Рабочие области программ-тренажеров: а) «Корректор зрения», б) EyeTraining, в) BLINK

Среди существующих тренажеров для глаз наибольший интерес представляет приложение BLINK (рис. 1в) [4]. В настоящее время это единственный тренажер, осуществляющий контроль правильности выполнения упражнений (табл. 1).

Таблица 1 – Характеристика тренажера BLINK

Достоинства	Недостатки
Интеграция с технологией eye tracking, которая помогает отслеживать движения глаз	Технология eye tracking доступна только на последних моделях iPhone, в которые встроена фронтальная камера TrueDepth
Контроль результата	Контроль включает отслеживание глаз, но не включает отслеживание движения головы
Проверка правильности выполнения упражнения	Небольшой объем упражнений (доступны два режима: «Антистресс» и «Острое зрение»)

Однако существенным недостатком тренажера Blink является тот факт, что он доступен лишь на ограниченном перечне устройств, кроме того, проверка правильности выполнения осуществляется только по движениям глаз.

Таким образом, разработка программы-тренажера несмотря на многообразие аналогов все еще остается актуальной задачей.

Предлагаемое решение заключается в том, что для контроля правильности выполнения упражнений используется камера и специализированный программный модуль.

При выполнении упражнений ребенок следит за положением фигурки на мониторе, перемещающейся согласно методике зрительной гимнастики. Камера в режиме реального времени передает изображение ребенка в программный модуль, где происходит интеллектуальная оценка правильности выполнения упражнения.

Для реализации специализированного программного модуля предполагается использование нейросетевых технологий, обеспечивающих захват изображения с камеры в режиме реального времени; оценку положения головы ребенка и степени отклонения ее от условной оси (движение головой вслед за перемещением фигурки на экране – является ошибкой выполнения упражнения); распознавание зрачков; фиксацию траектории движения зрачков ребенка при выполнении упражнения; расчет отклонения траектории движения зрачков от известной траектории движения фигурки.

Разработка программы включает стратегию повышения мотивации регулярных занятий гимнастикой для глаз у детей за счет внедрения игровых форм, предполагающих конкуренцию с другими пользователями тренажера. Структура разрабатываемого тренажера представлена на рис. 2.

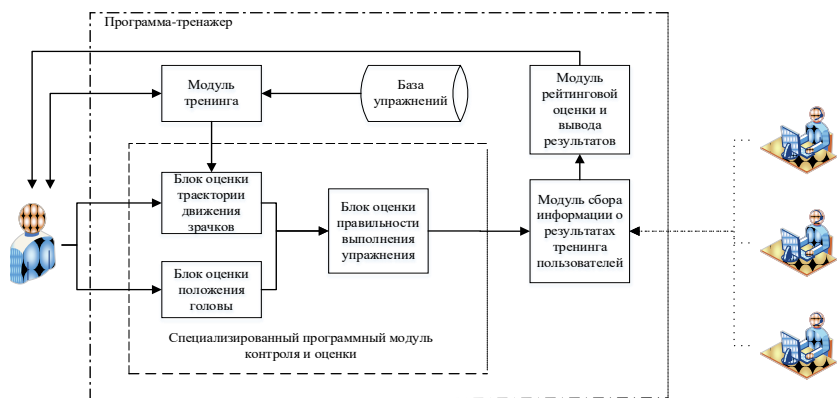


Рис. 2 – Структура программы-тренажера

Регулярное выполнение упражнений, соблюдение временных отрезков занятий и перерывов между ними дает больше баллов, так же на количество баллов влияет правильность выполнения упражнения, оцениваемая специализированным программным модулем контроля. Баллы суммируются и учитываются в рейтинге пользователей, который регулярно обновляется. Пользователи, занявшие призовые места в рейтинге по итогу недели поощряются.

Программа-тренажер для выполнения зрительной гимнастики позволит повысить мотивацию детей к регулярному и правильному выполнению упражнений.

#### *Библиографический список*

1. Зайцева О.В., Нероева Н. В., Достижения и перспективы офтальмологии 2025. URL: [https://ovis.ru/media/filer\\_public/f4/95/f495e1f4-3cfa-4b8f-8de4-6f1df54a0b03/](https://ovis.ru/media/filer_public/f4/95/f495e1f4-3cfa-4b8f-8de4-6f1df54a0b03/) (дата обращения 24.10.2025).
2. Патрушева Л.В. Лечебная физическая культура при заболеваниях органов зрения. Учебнометодическое пособие / Л.В. Патрушева . – Благовещенск: Амурский гос. ун-т, 2018.
3. Коробейникова Е.И., Дубич В.И. Комплексный подход к профилактике и лечению миопии средствами физической культуры // Автономия личности. 2022. №1 (27). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/kompleksnyy-podhod-k-profilaktike-i-lecheniyu-miopii-sredstvami-fizicheskoy-kultury> (дата обращения: 24.10.2025).
4. Обзор Blink: тренируем глаза с помощью Face ID. URL: <https://rozetked.me/reviews/8482-obzor-blink-treniruem-glaza-s-pomosch-yu-face-id?ysclid=mh4jpxi0om941770171> (дата обращения 24.10.2025).

## **РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИНТЕРАКТИВНОГО ИЗУЧЕНИЯ АНАТОМИИ СКЕЛЕТА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ**

**Д.О. Климович**

Научный руководитель – Даминова Э.А., канд.техн.наук. доцент кафедры  
Биотехнических систем

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

*В докладе рассматривается проблема недостаточной доступности цифровых образовательных ресурсов в области изучения анатомии скелета человека. Предложено решение в виде программного комплекса, представляющего собой хранилище 3D-моделей костей с описанием и иллюстрациями. Архитектура комплекса предусматривает дальнейшую интеграцию с технологиями виртуальной реальности и 3D-печати, что открывает перспективы для создания комплексной образовательной системы и существенно повышает эффективность учебного процесса в условиях цифровой трансформации медицинского образования.*

**Ключевые слова:** анатомия скелета человека, цифровые образовательные ресурсы, программный комплекс, 3D-моделирование, виртуальная реальность, 3D-печать, медицинское образование.

## **DEVELOPMENT OF A SOFTWARE COMPLEX FOR INTERACTIVE STUDY OF HUMAN SKELETAL ANATOMY BASED ON 3D MODELING**

**D.O. Klimovich**

Scientific Supervisor – E.A. Daminova, Ph.D. in Engineering, Associate Professor  
of the Department of Biotechnical Systems

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», St. Petersburg

*This report addresses the problem of insufficient availability of digital educational resources in the field of human skeletal anatomy. A solution is proposed in the form of a software complex that serves as a repository of 3D bone models accompanied by descriptions and illustrations. The architecture of the complex is designed to allow for future integration with virtual reality and 3D printing technologies. This opens prospects for the creation of a comprehensive educational system and significantly enhances the effectiveness of the learning process within the context of the digital transformation of medical education.*

**Keywords:** human skeletal anatomy, digital educational resources, software complex, 3D modeling, virtual reality, 3D printing, medical education.

Современное медицинское образование сталкивается с комплексом взаимосвязанных проблем в области преподавания анатомии скелета. Традиционные методы обучения, основанные на работе с натуральными

препаратами, становятся малодоступными из-за юридических ограничений и этических соображений [1]. Сегодня наблюдается существенный рост цифровых образовательных ресурсов, которые, однако, существуют в разрозненном виде на различных платформах без единых стандартов качества и систематизации. Особую остроту приобретают такие проблемы, как: разделение образовательного контента, когда описания, изображения и 3D-модели представлены в различных источниках; отсутствие стандартизированных протоколов интеграции с другими образовательными технологиями; ограниченные возможности для адаптации контента под различные образовательные программы [1].

Существующие решения демонстрируют недостаточную гибкость и не отвечают полностью потребностям современного образовательного процесса, что создает необходимость в разработке комплексной платформы, способной преодолеть указанные ограничения.

Разрабатываемая платформа представляет собой веб-ориентированное решение, архитектура которого построена на принципах модульности и масштабируемости. Основу системы составляет каталог 3D-моделей костей скелета, каждая из которых сопровождается детализированным описанием. Особенностью платформы является удобная система навигации, которая позволяет легко находить нужные кости, фильтруя их по разным признакам: области тела, типу кости.

Преимущества предлагаемого решения проявляются на нескольких уровнях. Для образовательного процесса наиболее значимыми являются: возможности для сравнительного анализа и изучения вариативности анатомических структур; интерактивный характер взаимодействия с учебным материалом.

Технические преимущества платформы включают: модульную архитектуру, допускающую постепенное расширение функциональности; наличие хорошо документированного API для будущей интеграции.

Особое значение имеет заложенный в архитектуру платформы потенциал для дальнейшего развития. Система проектировалась с учетом возможностей интеграции с технологиями виртуальной реальности, а также системами автоматизированной подготовки моделей к 3D-печати. Это создает основу для формирования целостной образовательной системы.

Перспективы развития платформы связаны с созданием полноценного образовательного цикла и расширением интеграционных возможностей. Ключевым направлением является реализация комплексного подхода к обучению, объединяющего изучение теоретического материала, интерактивный 3D-просмотр и практическое закрепление знаний через технологии 3D-печати и виртуальной реальности.

Для решения обозначенных проблем был разработан программный комплекс "Анатомия 3D", архитектура которого представлена на рис. 1.

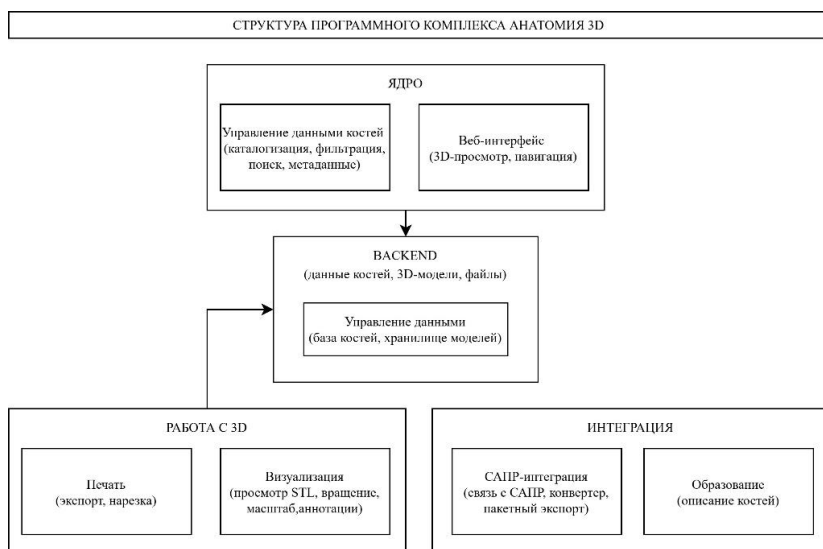


Рис. 1 – Структура программного комплекса

Архитектура комплекса построена по модульному принципу и включает следующие ключевые компоненты:

Ядро системы составляет веб-интерфейс, обеспечивающий интерактивный 3D-просмотр и навигацию. Модуль управления данными костей реализует функции каталогизации, фильтрации, поиска и работы с метаданными, что позволяет систематизировать образовательный контент и преодолеть проблему его разрозненности.

Backend-компонент обеспечивает работу с данными костей, 3D-моделями и файлами, а подсистема управления данными включает базу костей и хранилище моделей. Данное решение устраняет отсутствие стандартизированных протоколов интеграции, характерное для существующих платформ.

Модуль работы с 3D состоит из двух основных подсистем: визуализации и печати. Подсистема визуализации предоставляет инструменты для просмотра STL-моделей, их вращения, масштабирования и аннотирования, а подсистема печати отвечает за экспорт и нарезку моделей для последующего использования в 3D-печати.

Интеграционный блок включает САПР-интеграцию для связи с системами автоматизированного проектирования и образовательный модуль с детальными описаниями костей. Это создает возможности для адаптации контента под различные образовательные программы и обеспечивает практическую направленность обучения.

Предложенная архитектура обеспечивает целостный подход к организации цифрового образовательного ресурса, где каждый модуль выполняет четко определенную функцию, а их взаимодействие создает

единую экосистему для изучения анатомии скелета. Такая организация системы позволяет не только решить текущие проблемы доступности и систематизации учебных материалов, но и обеспечивает платформу для дальнейшего развития и интеграции новых технологий в образовательный процесс.

В перспективе планируется внедрение VR-технологий для создания реалистичной 3D-среды, где можно детально изучать строение скелета. Это позволит студентам-медикам развивать навыки пространственного ориентирования в анатомических структурах и осваивать основы клинического мышления.

#### *Библиографический список*

1. Усынин А.Ф., Столяров В.В., Татунов Д.В. Современные проблемы преподавания анатомии человека в медицинских вузах и перспективы их решения // Уральский медицинский журнал. – 2018. – № 7 (162).

ДК 004.514

### **РАЗРАБОТКА VR-СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ГРЕБНОГО ТРЕНАЖЁРА**

Н.В. Гайдей, Г.А. Машевский

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет  
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина) г. Санкт-Петербург

*В работе рассматривается разработка системы виртуальной реабилитации, основанной на применении гребного тренажёра, VR-шлема Meta Quest 3 и инерциальных датчиков, обеспечивающих отслеживание движений пациента в реальном времени. Целью проекта является создание интерактивной среды для восстановления двигательных функций и повышения мотивации пациентов в процессе реабилитации.*

**Ключевые слова:** виртуальная реальность, реабилитация, Unity, Meta Quest 3, иммерсивная терапия.

### **DEVELOPMENT OF A VR SYSTEM FOR REHABILITATION USING A ROWING SIMULATOR**

N. V. Gaydey, G. A. Mashevskiy

St. Petersburg Electrotechnical University “LETI”, Saint-Petersburg

*The paper considers the development of a virtual rehabilitation system based on the use of a rowing simulator, a Meta Quest 3 VR helmet and inertial sensors that monitor the patient's movements in real time. The aim of the project is to create an interactive environment for restoring motor functions and increasing motivation of patients during the rehabilitation process.*

**Keywords:** virtual reality, Rehabilitation, Unity, Meta Quest 3, immersive therapy.

Применение технологий виртуальной реальности в медицинской реабилитации открывает широкие возможности для персонализированного подхода. В отличие от традиционных методов, VR-среда обеспечивает мгновенную визуальную обратную связь, позволяет контролировать параметры движений и адаптировать упражнения под физические возможности пользователя. [1] Кроме того, иммерсивность среды способствует улучшению эмоционального состояния пациента и ускорению восстановления моторных функций. [2]

Разрабатываемая система представляет собой биотехнический комплекс, включающий гребной тренажёр с датчиками усилия и положения, VR-шлем Meta Quest 3 и инерциальные модули, фиксирующие движения пользователя. Сигналы от датчиков передаются в вычислительный модуль, где происходит их обработка и синхронизация с виртуальной моделью. [3] Движения пользователя отображаются в реальном времени на трёхмерного персонажа, выполняющего аналогичные действия в VR-сцене.

Функциональная схема системы включает три основных блока: физическую часть (тренажёр и датчики), вычислительный модуль (Unity-приложение, обрабатывающее сигналы) и интерфейс пользователя (VR-шлем и визуальная обратная связь). Алгоритм работы системы предусматривает регистрацию движений гребков, преобразование сигналов от датчиков в управляющие команды для виртуального персонажа и отображение реакции среды в реальном времени. Такая архитектура позволяет синхронизировать физическую и виртуальную активность, создавая эффект присутствия и реалистичности тренировочного процесса. [4]

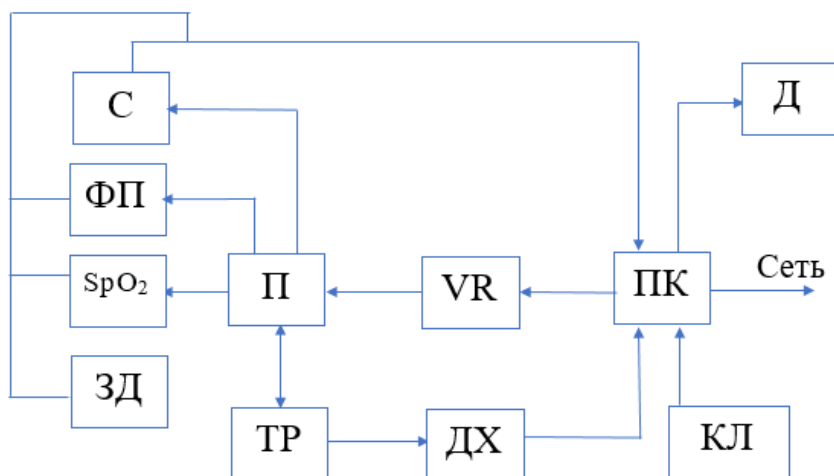


Рис. 1 – Функциональная схема VR-биотехнической системы реабилитации

- ДХ – датчик Холла;
- С – спирометр;
- ФП – фотоплетизмограф;
- SpO2 – пульсоксиметр;
- ЗД – датчики захвата движения
- КЛ – клавиатура;
- П – пациент;
- VR – устройство виртуальной реальности;
- ТР – тренажер;
- Д -дисплей;
- ПК – персональный компьютер.

Программная часть разработана в среде Unity с использованием языка C#. Реализованы модули обмена данными через Bluetooth и Wi-Fi, а также алгоритмы фильтрации шумов и компенсации дрейфа датчиков. Управляющая логика построена по принципу событийного взаимодействия: каждое физическое действие пользователя вызывает соответствующую реакцию в виртуальной среде. Для повышения точности измерений используется калибровка по эталонным движениям и программная коррекция ошибок инерциальных датчиков.

VR-пространство включает динамическую водную сцену с интерактивными элементами, моделирующими сопротивление и инерцию гребков. [5] В зависимости от интенсивности движений изменяется визуальная и аудиальная обратная связь — скорость движения лодки, уровень сопротивления и звуковые эффекты. Это позволяет формировать у пациента ассоциативную связь между усилием и результатом, что положительно влияет на нейромоторное обучение.

В системе предусмотрена возможность адаптивного изменения нагрузки в зависимости от состояния пользователя. Врач или инструктор может задавать целевые параметры тренировки: количество гребков, диапазон движений, длительность сессии. Система автоматически отслеживает отклонения и корректирует сложность упражнений. Кроме того, реализован модуль статистики, который сохраняет данные о каждой сессии, позволяя анализировать прогресс пациента на протяжении курса реабилитации.

Важным аспектом является обеспечение безопасности пользователя при эксплуатации системы. Для этого предусмотрены алгоритмы обнаружения нестандартных поз и превышения предельно допустимых амплитуд движений, при которых тренировка временно приостанавливается. Также реализована система калибровки пространства и ограничения рабочей зоны, что предотвращает столкновения с объектами в реальной среде.

В дальнейшем планируется расширение функционала системы за счёт внедрения биологической обратной связи. В частности, рассматривается возможность интеграции датчиков сердечного ритма, ЭМГ и дыхания для более точной оценки физического состояния пациента. Перспективным направлением развития является использование искусственного интеллекта

для персонализации сценариев тренировок и анализа эффективности реабилитации. Также планируется разработка облачного сервиса, обеспечивающего хранение и анализ данных, а также удалённый доступ врачей к статистике пациентов.

Таким образом, предложенная VR-система демонстрирует потенциал использования технологий виртуальной реальности в медицинской реабилитации. Комплексная интеграция тренажёрного оборудования, VR-шлема и системы датчиков обеспечивает точное взаимодействие физической и виртуальной активности. Решение может применяться как в специализированных центрах, так и в домашних условиях под контролем специалиста. Практическая реализация проекта подтверждает перспективность внедрения VR-технологий в сферу восстановительной медицины.

#### *Библиографический список*

1. Laver K.E., Lange B., George S., Deutsch J.E., Saposnik G., Crotty M. Виртуальная реальность в реабилитации после инсульта // *Cochrane Database of Systematic Reviews*. – 2017. – № 11. – 182 с. – DOI: 10.1002/14651858.CD008349.pub4.
2. Howard M.C. Метанализ программ тренировки моторных функций с использованием виртуальной реальности // *NeuroRehabilitation*. – 2017. – Т. 40, № 3. – С. 369–377. – DOI: 10.3233/NRE-171433.
3. Xu W., Liang H., Zhang Y., Yao L., Zhang W. Реабилитация верхних конечностей на основе иммерсивной виртуальной реальности с применением инерциальных датчиков: пилотное клиническое исследование // *Sensors*. – 2021. – Т. 21, № 6. – С. 2103. – DOI: 10.3390/s21062103.
4. Gorsic M., Cikajlo I., Novak D. Сравнение виртуальной реальности и стандартной реабилитации после эндопротезирования коленного сустава: рандомизированное контролируемое исследование // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2017. – Т. 14. – Ст. 3. – DOI: 10.1186/s12984-016-0219-0.
5. Neumann D.L., Moffitt R.L., Thomas P.R., Loveday K. и др. Систематический обзор применения интерактивной виртуальной реальности в спорте // *Virtual Reality*. – 2018. – Т. 22. – С. 183–198. – DOI: 10.1007/s10055-017-0320-5.

**ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫЙ ПОДХОД В КОСМИЧЕСКОЙ  
МЕДИЦИНЕ НА ОСНОВЕ УДАЛЁННОГО МОНИТОРИНГА  
МИКРОЦИРКУЛЯТОРНО-ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА**

Ю.И. Локтионова

ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

*Рассмотрены основы персонифицированного подхода к анализу влияния моделируемых факторов космического полёта на организм космонавтов с помощью мониторинга микроциркуляторно-тканевых систем распределённой системой портативных мультимодальных анализаторов.*

**Ключевые слова:** лазерная доплеровская флоуметрия, флуоресцентная спектроскопия, портативные мультимодальные анализаторы, микроциркуляторно-тканевые системы, факторы космического полета, изоляция.

**PERSONALIZED APPROACH IN SPACE MEDICINE  
BASED ON REMOTE MONITORING OF MICROCIRCULATORY-  
TISSUE SYSTEMS OF THE BODY**

Y.I. Loktionova

Orel State University named after I.S.

Turgenev, Orel

*The basics of a personalized approach to analyzing the impact of simulated space flight factors on the body of cosmonauts by monitoring microcirculatory-tissue systems with a distributed system of portable multimodal analyzers are considered.*

**Keywords:** laser Doppler flowmetry, fluorescence spectroscopy, portable multimodal analyzers, microcirculatory-tissue systems, space flight factors, isolation.

Основным направлением космической медицины является обеспечение безопасности человека во время космического полета (КП), что требует тщательно продуманной всесторонней подготовки человека. Отдельное внимание уделяется улучшению методов диагностики и прогнозирования здоровья космонавтов и их работоспособности, а также средствам и методам стабилизации и управления состоянием экипажа для предотвращения возможных нарушений. В связи с чем в области космической медицины применяются передовые технологии здравоохранения и именно для неё особенно актуальна разработка персонифицированного подхода к оценке как состояния здоровья, так и адаптационных резервов организма.

В космической медицине особое внимание уделяется сердечно-сосудистой системе [1], в частности её микроциркуляторному звену и непосредственно микроциркуляторно-тканевым системам (МТС) [2]. Структурно-функциональные особенности МТС, а именно их

непосредственное участие в трофике тканей, в настоящее время рассматриваются как индикатор функционального состояния всего организма и его адаптированности к условиям внешней среды, в том числе экстремальным. Так, появляется всё больше научных работ, посвящённых влиянию как реальных, так и моделируемых факторов КП на МТС организма человека [3,4]. Так, например, в работе показано, что мониторинг МТС во время длительной изоляции при моделировании годового КП позволяет оценивать адаптацию организма к условиям гермообъекта и адекватность предлагаемых методов коррекции гиподинамии.

Ежегодно действующие космонавты проходят медицинский осмотр, в рамках которого подвергаются воздействию отдельных моделируемых факторов КП, таких как гипоксия и гипобария, перегрузки, а также вестибулярные и ортостатические нагрузки. Особый интерес представляют ортостатические воздействия, моделирующие перераспределение жидкостей организма в краниальном направлении как в невесомости во время реального КП. Изучение реакции параметров МТС на перечисленные факторы позволит сформировать индивидуальный функциональный портрет организма, включающий не только оценку адаптации организма к факторам КП, но его адаптационных резервов, что и явилось целью данной работы.

Наиболее распространенными для регистрации параметров МТС являются такие методы оптической неинвазивной диагностики, как лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) и флуоресцентная спектроскопия (ФС) [2]. Метод ЛДФ основан на зондировании ткани лазерным излучением ближнего инфракрасного диапазона с последующим анализом рассеянного от движущихся эритроцитов света. Регистрируемый данным методом параметр называется показатель микроциркуляции крови и отражает тканевую перфузию. Применяемый к зарегистрированной перфузии вейвлет-анализ позволяет оценивать колебательную активность микрокровотока, обусловленную эндотелиальным (0,0095-0,021 Гц), нейрогенным (0,021-0,052 Гц), миогенным (0,052-0,145 Гц), дыхательным (0,145-0,6 Гц) и сердечным (0,6-2 Гц) механизмами регуляции [5]. Метод ФС направлен на регистрацию эндогенной флуоресценции коферментов окислительного метаболизма, например НАДН. Совместное использование данных методов в одном диагностическом объеме позволяет получать комплексную информацию об эффективности и согласованности доставки питательных веществ кровеносным руслом и их утилизации.

В настоящее время в сфере медицинской техники на первый план выходят компактное оборудование, реализующее неинвазивные методы диагностики и обеспечивающее беспроводную передачу данных с возможностью удалённого доступа для медицинского персонала, а также имеющее встроенные в программное обеспечение критерии диагностики нарушений. Такие технологии не только позволяют в режиме реального времени получать комплексную диагностическую информацию, но также упрощают и расширяют применение медицинских устройств во время функциональных

тестов различной сложности и длительности. Одним из примеров такого оборудования являются портативные мультимодальные анализаторы «ЛАЗМА ПФ» (ООО НПП «ЛАЗМА», Москва), имеющие идентичные каналы ЛДФ и ФС, дополнительный канал термометрии и акселерометр. Анализаторы также позволяют выстраивать одну распределенную систему из 2-8 устройств для многоточечной одновременной регистрации данных. В качестве источников излучения применяются вертикально излучающий лазер (VCSEL) с рабочей длиной волны 850 нм для канала ЛДФ и светодиод для возбуждения эндогенной флуоресценции НАДН на длине волны 365 нм (канал ФС).

Изучение влияния отдельных моделируемых факторов космического полёта на организм человека проводилось на базе Центра подготовки космонавтов имени Ю.А. Гагарина при участии действующих космонавтов отряда космонавтов Роскосмоса. Для ортостатических воздействий применялся функциональный комплекс «Ортостол», с помощью которого испытуемые фиксировались в горизонтальном положении (8 мин), положении антиортостоза при наклоне головы на  $-15^\circ$  и  $-30^\circ$  (по 5 мин), ортостазе – угол наклона головы  $+70^\circ$  (20 мин) и горизонтальном положении (8 мин). На каждом этапе выполнялась непрерывная регистрация параметров МТС с помощью анализаторов «ЛАЗМА ПФ», закрепленных симметрично на внутренних поверхностях голени и бассейнах надглазничных артерий. В выборку исследования вошли 19 действующих космонавтов.

В области кожи лба наблюдается значительное увеличение перфузии во время антиортостатических положений по сравнению с горизонтальным положением. Данные изменения являются естественным следствием перераспределения крови в область головы. При перемещении в положение ортостаза наблюдается стабильный уровень перфузии, что может быть отражением скорости реакции микрогемодинамических параметров для поддержания гомеостаза мозга. В области голени и кожи лба при возвращении в горизонтальное положение уровень перфузии становится выше изначального. Такая динамика параметров микроциркуляторного русла может быть отражением работы компенсаторных механизмов кровотока после раздражающего воздействия. Так, в области кожи лба в положениях антиортостоза наблюдается доминирование сердечных осцилляций, что совместно с повышенным уровнем перфузии говорит об увеличении притока артериальной крови в микроциркуляторное русло. При переходе в положение ортостаза приток артериальной крови снижается, однако наблюдается увеличение амплитуд активных ритмов – такая вазодилатация является механизмом компенсации оттока крови в нижнюю часть тела. Интересно, что в области ног в положении  $+70^\circ$  также происходит вазодилатация, сопровождающаяся увеличением числа функционирующих капилляров.

Отсутствие значимых поэтапных изменений нормированной амплитуды флуоресценции НАДН у испытуемых, а также выраженные изменения показателя микроциркуляции крови могут быть следствием высокого уровня

физической подготовки космонавтов и больших функциональных резервов организма, то есть при изменении положения тела в пространстве работа механизмов сосудистого тонуса достаточна для поддержания оптимального уровня перфузии, необходимого для стабильного обеспечения метаболических потребностей биологических тканей.

При анализе данных отмечено, что, несмотря на общность реакций в целом, для каждого испытуемого характерны индивидуальные изменения параметров МТС при ортостатических воздействиях, анализируемые на основе предложенного расчета изменений показателя микроциркуляции крови (ПМ) относительно предшествующего этапа по формуле:

$$\Delta ПМ_N = \frac{ПМ_i}{ПМ_{i-1}} \cdot 100 - 100, \% \quad (1)$$

где  $ПМ_i$  – значение ПМ для этапа  $i$ ,  $ПМ_{i-1}$  – значение ПМ для этапа измерения до стадии  $i$ .

На основе  $\Delta ПМ_N$  выполнялась поэтапная кластеризация испытуемых по 2 группы: к первому кластеру относились все испытуемые, для которых  $\Delta ПМ_N$  строго больше 0 (группа «+»), во второй кластер вошли космонавты, для которых  $\Delta ПМ_N$  оказывалось не больше 0 (группа «-»). Таким образом, для 3-х изменений положения тела при данном типе кластеризации потенциально могли сформироваться 8 типов реакций, однако в данной работе выделилось только 7 групп при регистрации параметров МТС в коже лба (рис. 1), что связано с небольшой выборкой ввиду уникальности получаемых данных.

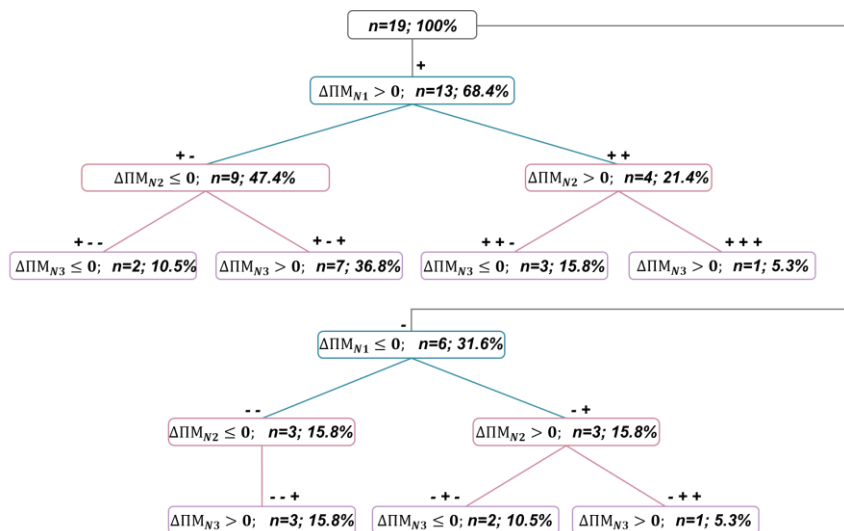


Рис. 1 – Схема кластеризации испытуемых по динамике изменений тканевой перфузии в области бассейнов надглазничных артерий

Таким образом, показано, что несмотря на общие паттерны динамики параметров МТС организмов космонавтов при воздействии моделируемых факторов КП, необходимо оценивать индивидуальные реакции каждого отдельного организма. Такой подход позволит повысить качество подготовки космонавтов к КП и сделать процесс как подготовки, так и самого полёта более безопасным. Основой данного персонализированного подхода может стать мониторинг параметров микроциркуляторно-тканевых систем.

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда (грант № 25-25-00546).

#### *Библиографический список*

1. Baran, R. The Cardiovascular System in Space: Focus on In Vivo and In Vitro Studies / R. Baran, S. Marchal, S. Garcia Campos et al. // *Biomedicine*. – 2021. – Vol. 10. – № 59. – P. 1-29.
2. Дунаев, А.В. Мульти模альная оптическая диагностика микроциркуляторно-тканевых систем организма человека: монография / А.В. Дунаев. – ТНТ. Старый Оскол, 2022. – 440 с.
3. Дунаев, А.В. Исследование микроциркуляции крови в условиях невесомости с помощью портативных лазерных доплеровских флоуметров / А.В. Дунаев, Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких // *Авиакосмическая и экологическая медицина*. – 2024. – Т. 58. – №. 1. – С. 47-54.
4. Пашкова, Д.В. Нейровегетативная регуляция сердечного ритма и функциональное состояние микроциркуляторного русла в условиях 12-месячного изоляционного эксперимента / Д.В. Пашкова, О.В. Попова, Ю.А. Попова и др. // *Авиакосмическая и экологическая медицина*. – 2025. – Т. 59. – № 5. – С. 59-69.
5. Stefanovska, A. Wavelet analysis of oscillations in the peripheral blood circulation measured by laser Doppler technique / A. Stefanovska, M. Bracic, H.D. Kvernmo // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 1999. – Vol. 46. – №. 10. – P. 1230-1239.

УДК 004.8/93'12

### **ВЛИЯНИЕ НАСТРОЕК СЛОЯ РЕЦЕПТОРОВ МОДУЛЯ ИМИТАЦИИ СЕТЧАТКИ НА ВОЗМОЖНОСТЬ РАСПОЗНАВАНИЯ ОБРАЗОВ НЕЙРОННОЙ СЕТЬЮ**

М.В. Меркелов, Д.А. Локтев

ФГАОУ ВО «Московский государственный технический университет  
имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»,  
г. Москва

*Целью данной работы является оценка влияния расположения рецепторов в первом слое модуля имитации сетчатки на возможность распознавания*

образов нейронной сетью. Представлены результаты распознавания образов нейронной сетью. Приведены рекомендации по настройке слоя рецепторов модуля имитации сетчатки для повышения точности распознавания образов.

**Ключевые слова:** распознавание образов, классификация, нейронные сети, сетчатка глаза, полносвязные нейронные сети, обучение с учителем.

## THE EFFECT OF THE SETTINGS OF THE RETINAL SIMULATION MODULE'S RECEPTOR LAYER ON THE ABILITY OF A NEURAL NETWORK TO RECOGNIZE IMAGES

M.V. Merkelov, D.A. Loktev

Bauman Moscow State Technical University, Moscow

*The purpose of this work is to evaluate the effect of the location of receptors in the first layer of the retinal simulation module on the ability of a neural network to recognize images. The results of image recognition by a neural network are presented. Recommendations are given for configuring the receptor layer of the retinal simulation module to improve the accuracy of pattern recognition.*

**Keywords:** pattern recognition, classification, neural networks, retina, fully connected neural networks, learning with a teacher.

В предыдущих работах [1, 2] был разработан модуль имитации сетчатки и протестирован на реальных задачах [3, 4]. Также было получено свидетельство о регистрации программы для ЭВМ [5].

Разработанный модуль состоит из трёх частей:

1. Слой рецепторов;
2. Слой биполярных клеток;
3. Слой ганглиозных клеток.

В процессе проведенных ранее исследований появилась необходимость в исследовании определенных частей модуля имитации сетчатки, так как правильный подбор параметров модуля может привести к более высоким результатам.

Гипотеза исследования: фильтры, моделирующем закон распределения рецепторов по слою сетчатки, с более сложным и ярко выраженным узором позволяют повысить точность распознавания образов нейронной сетью.

Так как в данной работе исследуется влияние расположения рецепторов по слою сетчатки, необходимо рассмотреть литературу, в которой моделировался слой рецепторов или были использованы снимки реальной сетчатки глаза.

В статье [6] оценивалось влияние амакриновых клеток с помощью модели, созданной на основе снимка сетчатки макаки. Модель предсказывает, что усиление красно-зеленой оппонентности является одной из важных функций амакриновых клеток в пути, обеспечивающем входные данные карликовым ганглиозным клеткам в сетчатке приматов.

В работах [7-9] рассматриваются архитектурные аспекты организации сетчатки глазного яблока, приводятся варианты структурной и функциональной организации сетчатки. В данных статьях представлено возможное расположение двух групп рецепторов сетчатки (колбочек и палочек) на плоскости прямоугольной формы для систем компьютерного зрения, но колбочка рассматривается как рецептор только одного вида, то есть не описано взаимное расположение видов колбочек, реагирующих на разные длины волн.

В статье [10] была разработана клеточная модель сетчатки приматов. В этой работе рассматриваются колбочки только двух типов и распределялись в сетчатке случайным образом, палочки не моделировались совсем.

Фоторецепторы реальной сетчатки плотно расположены друг к другу и образуют гексагональную (шестигранную) решетку [11, 12]. Мозаика расположения колбочек и палочек фиксированная, но рецепторы распределены по сетчатке неравномерно [12-14].

В статьях [15, 16] выявлено, что соотношение колбочек М- и L-типа значительно различается у разных людей с нормальным зрением (например, значения 75,8% L-типа с 20,0% М-типа против 50,6% L-типа с 44,2% М-типа у двух мужчин).

В рассмотренных моделях сетчатки авторы либо моделировали слой рецепторов по координатам колбочек и палочек с реальных снимков сетчатки (например, в [6] взят участок сетчатки макаки), либо располагали их случайным образом [10], делая упор на других слоях сетчатки, других подходов найдено не было.

В прошлых работах в качестве закона распределения был выбран фильтр Х-Trans, из-за узора, который получается в результате его применения к изображению, и количества зеленого цвета. Выбранные факторы могут недостаточно влиять на возможность распознавания нейронной сетью, поэтому необходимо рассмотреть другие варианты светофильтров.

На рис. 1 показаны варианты рассмотренных в данной работе цветных фильтров для моделирования распределения фоторецепторов на сетчатке.

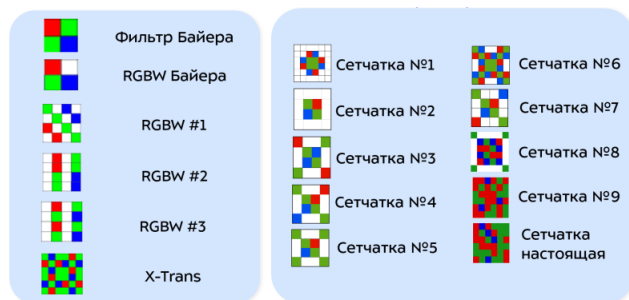


Рис. 1 – Цветные светофильтры для моделирования распределения фоторецепторов на сетчатке глаза

Для оценки влияния расположения рецепторов в модуле имитации сетчатки использовалась выборка [17], состоящая из фотографий фруктов, сфотографированных с разных ракурсов, размером 100 на 100 пикселей. В ней представлено 39 классов фруктов. В обучающей выборке содержится 18505 изображений, в тестовой выборке 6215.

Из оригинальной выборки было сделано 16 выборок, каждая из которых получена за счет пропускания изображений из оригинальной выборки через модуль имитации сетчатки с каждым из фильтров из рис. 1 в слое рецепторов.

Для распознавания образов была создана полносвязная нейронная сеть на языке Python с помощью библиотеки keras. Полученная нейронная сеть состоит из входного слоя, принимающего изображения размером 100 на 100 пикселей, и четырех полносвязных слоев. Последний слой имеет 39 нейронов, что соответствует количеству классов объектов в выборке. Полная архитектура сети показана на рис. 2.

Model: "sequential"

Layer (type)	Output Shape	Param #
flatten (Flatten)	(None, 10000)	0
dense (Dense)	(None, 512)	5120512
dense_1 (Dense)	(None, 256)	131328
dense_2 (Dense)	(None, 128)	32896
dense_3 (Dense)	(None, 39)	5031
Total params: 5,289,767		
Trainable params: 5,289,767		
Non-trainable params: 0		

None

Рис. 2 – Архитектура используемой полносвязной нейронной сети

Методом оптимизации при обучении был выбран стохастический градиентный спуск с моментами Нестерова со скоростью обучения 0,01. В качестве функции потерь установлена категориальная кросс-энтропия. Размер пакета составил 32 изображения, количество эпох 10.

Из обучающей выборки 20% было выделено на валидационную выборку, поэтому нейронная сеть в итоге обучалась на 14804 изображениях. Размер валидационной выборки составил 3701 изображение.

Под каждую из 16 выборок была сделана своя нейронная сеть с одинаковыми параметрами.

Все 16 полученных нейронных сетей были обучены на соответствующих выборках и протестированы.

Самую высокую точность показали фильтры, имеющие самые низкие размеры: фильтр Байера (90,5%), RGBW фильтр Байера (91,9%) и RGBW#3 (89,15%).

Точность распознавания ниже 84-85% получили фильтры: RGBW#1,

RGBW#2, Сетчатка №3, Сетчатка №4, Сетчатка №9, Сетчатка настоящая.

На основе некоторых сходств между этими фильтрами можно сделать несколько предположений, которые необходимо подтвердить большим количеством опытов:

1. Расположение красного и синего пикселя рядом на диагонали повышает точность распознавания;
2. Помещение синих пикселей среди зеленых пикселей понижает точность распознавания;
3. Расположение красных или синих пикселей среди исключительно белых пикселей понижает точность распознавания;
4. Разнесение красных и синих пикселей далеко друг от друга приводит к понижению точности распознавания;
5. Фильтр должен быть симметричным для повышения точности распознавания;
6. Фильтры большого размера понижают точность распознавания.

В работе проверялась гипотеза о том, что фильтры с особым узором будут повышать точность распознавания образов. Было создано 16 фильтров на основе существующих светофильтров фотоаппаратов и снимков сетчатки мааки.

За счёт проведенного эксперимента гипотеза была опровергнута, так как некоторые фильтры, имеющие особые узоры получили точность распознавания ниже 85%.

На основе полученных результатов было сделано 6 предположений, которые необходимо проверить в дальнейшем.

#### *Библиографический список*

1. Меркелов М.В., Локтев Д.А. Влияние модуля имитации сетчатки глаза человека на качество распознавания образов нейронной сетью. // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение, 2025, № 4 (153).
2. Меркелов М.В., Локтев Д.А. Предварительная обработка изображений с помощью модуля имитации сетчатки. // Технологии дополненной и виртуальной реальности : Сборник статей I научно-практической конференции, Москва, 21–22 апреля 2025 года. – Москва: Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), 2025. 274 с. С. 212-217.
3. An Approach to Developing an Information System for Medical Diagnostics of a Patient. / D.V. Korotysh, D.A. Loktev, M.V. Merkelov // 2025 7th International Youth Conference on Radio Electronics, Electrical and Power Engineering (REEPE), Moscow, Russian Federation, 2025, pp. 01-05.
4. Локтев Д. А., Локтев А. А., Королев В. В., Меркелов М. В. Метод стабилизации видео с использованием параметров движения транспортного средства. // Промышленные АСУ и контроллеры, 2024, № 7, с. 28-36.
5. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2025667258 Российская Федерация. Модуль имитации сетчатки глаза человека : заявл. 19.06.2025 : опубли. 03.07.2025 / М. В. Меркелов.

6. Amacrine cell contributions to red-green color opponency in central primate retina: A model study. / D.S. Lebedev, D.W. Marshak // *Visual Neuroscience*, 2007, 24(4), pp. 535–547.
7. Утробин В. А. Модели организации поля рецепторов сетчатки глазного яблока. // *Труды НГТУ им. П. Е. Алексеева*, 2010, №4, с. 63–69.
8. Утробин В. А. Информационные модели организации сетчатки глазного яблока. // *Труды НГТУ им. П. Е. Алексеева*, 2010, №3, с. 66–74.
9. Утробин В. А. Модели организации поля рецепторов сетчатки глазного яблока. // *Датчики и системы*, 2013, № 11, с. 37–43.
10. Numerical study of short-term afterimages and associate properties in foveal vision. / Н. Momiji, A.A. Bharath, M.W. Hankins, C. Kennard // *Vision Research*, 2005, 46(3), pp. 365–381.
11. Чупров А.Д., Синькова В.И., Кузнецов И.В. Теории цветовосприятия. Фоторецепторный аппарат сетчатки глаза. // *Современные проблемы науки и образования*, 2021, № 6, с. 169-179.
12. Ahnelt P.K. The photoreceptor mosaic. // *Eye*, 1998, 12(3), pp. 531–540.
13. Рожкова Г. И., Белокопытов А.В., Грачева М.А. Загадки слепой зоны и кольца повышенной плотности колбочек на крайней периферии сетчатки. // *Сенсорные системы*, 2016, т. 30, № 4, с. 263–281.
14. Photographic Granularity and Graininess\*III. Some characteristics of the visual system of importance in the evaluation of graininess and granularity. / L.A. Jones, G.C. Higgins // *Journal of the Optical Society of America*, 1947, 37(4), pp. 217-263.
15. The arrangement of the three cone classes in the living human eye. / A. Roorda, D.R. Williams // *Nature*, 1999, 397(6719), pp. 520–522.
16. Алексеенко С. В. Структура сетчатки глаза человека: классические и современные данные. // *Сенсорные системы*, 2019, т. 33, № 4, с. 269–286.
17. Oltean M. Fruits-360 dataset. [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.kaggle.com/datasets/moltean/fruits> (дата обращения: 18.02.2025).

УДК 004.89:621.317.616

# **МЕТОД СИНТЕЗА ДЕСКРИПТОРОВ ОСОБЫХ ТОЧЕК, ОСНОВАННЫЙ НА АЛГОРИТМАХ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ И НЕЧЕТКОГО ЛОГИЧЕСКОГО ВЫВОДА**

И.А. Жилин, С.В. Коробков, Н.В. Пономаренко

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

*Рассмотрен принцип синтеза дескрипторов особых точек, основанный на использовании сверточных нейронных сетей с архитектурой YOLO. На основе этой архитектуры создана гибридная нейронная сеть, в которой полносвязная сеть на выходе сверточной нейронной сети заменена на систему нечеткого логического вывода.*

**Ключевые слова:** *особые точки, сверточная нейронная сеть, система нечеткого логического вывода.*

# A METHOD FOR SYNTHESIS OF SINGULAR POINT DESCRIPTORS BASED ON DEEP LEARNING AND FUZZY INFERENCE ALGORITHMS

I.A. Zhilin, S.V. Korobkov, N.V. Ponomarenko  
Southwestern State University, Kursk

*A principle for synthesizing keypoint descriptors based on the use of convolutional neural networks with the YOLO architecture is discussed. A hybrid neural network is created using this architecture, in which the fully connected network at the output of the convolutional neural network is replaced with a fuzzy inference system.*

**Keywords:** *key points, convolutional neural network, fuzzy inference system.*

Для формирования и идентификации особых точек [1, 2], как при визуальной одометрии, так и при ассоциативной навигации, используем сверточные нейронные сети (СНС). На наш взгляд, наиболее подходящими из них являются СНС с архитектурой YOLO. Датасет для обучения СНС архитектуры YOLO представляет из себя набор изображений и описание объектов, представленных на изображениях, в виде набора текстовых файлов, в которых построчно указаны параметры объектов: класс объекта, координаты центра ограничивающего прямоугольника, его высота и ширина, приведенных в относительные координаты в диапазоне [0, 1]. Таким образом, для идентификации особой точки необходимо обучить СНС на примерах, полученных путем аффинных, проекционных, яркостных искажений в окне с особой точкой.

YOLO одновременно решает две задачи: классификация объекта и локализация объекта. Алгоритмы классификации определяют тип или класс объекта на изображении из заранее заданного набора классов, на которых алгоритм был обучен. Обычно на вход подаётся изображение с одним объектом. На выходе получается класс или метка, обозначающие конкретный объект, с указанием вероятности такого прогноза. Часто СНС находит на изображении несколько объектов с указанием уверенности (вероятности) выбранного класса. Поэтому на выходе нейронной сети должно быть решающее правило, позволяющее из множества представленных объектов выбрать один «правильный». Алгоритмы локализации объектов определяют наличие объекта на изображении и обозначают его местоположение ограничительной рамкой. На вход они получают изображение с одним или несколькими объектами, а на выходе выдают местоположение одной или нескольких ограничительных рамок с указанием их положения, высоты и ширины.

Таким образом, на выходе YOLO могут быть множество объектов, вероятность которых выше пороговой, что вызывает использовать дополнительное решающее правило по выбору наиболее вероятного из них. Для выделения наиболее подходящего объекта на выходе YOLO используем нечеткий логический вывод. Так как система нечеткого логического вывода

фактически работает как классификатор, то за основы такой системы целесообразно взять схему Е. Шортлиффа. В основу схемы Е. Шортлиффа положена база нечетких продукционных правил, манипуляция с антецедентами и консеквентами которых позволяет определить объект с максимальной уверенностью. Кроме этого, необходимо определить уровень доверия к каждому нечеткому правилу.

Для построения базы знаний необходимо ввести лингвистические переменные и их термы, а антецеденты и консеквенты решающие правила определить согласно этим термам. Тогда схема Е. Шортлиффа выберет из множества объектов объект с максимальной уверенностью, а вероятность объекта, определенная YOLO, будет использована в качестве априорной уверенности данного объекта. Идея работы системы нечеткого логического вывода на выходе сверточных слоев сверточной нейронной сети изложена в монографии [3].

База нечетких решающих правил формируется для конкретной миссии. Например, если это мониторинг пожарной обстановки в зоне риска ландшафтных пожаров, то дополнительной информацией в виде лингвистической переменной могут быть данные о среде полета, которые могут быть получены по анализу тех же самых снимков видеоряда, но уже по другим каналам обработки и анализа данных, а также метеорологические данные.

В основу базы знаний нечетких решающих правил предлагается положить методы трансформации дескрипторов особых точек, компенсирующие аффинные и проекционные искажения, определяемые параметрами или свойствами среды. Предлагаемый подход позволяет совместить процесс компенсации искажений с процессом идентификации особой точки.

Подход ориентирован на агрегированную особую точку, то есть особую точку, представленную в виде замкнутой ломаной линии, обычно это треугольник, в вершинах которого находятся ключевые точки [4]. Идея поиска агрегированного блока состоит в том, что из множества всех триад - претендентов необходимо выбрать такую триаду, которая по определенному критерию наиболее близка к эталону. Учитывая данные, полученные от датчика скорости полёта, можем компенсировать сдвиг, а аффинные искажения определить матрицей без сдвига путем выбора двух особых точек на изображении – эталоне, лежащих на прямой, не проходящей через начало координат:

$$\begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ a_3 & a_4 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Зная матрицу аффинного преобразования (1), можем преобразовать эталонное изображение и сравнить его с наблюдаемым изображением по определенному критерию. В качестве такого критерия можем использовать систему нечеткого логического вывода.

Для определения матрицы (1) берут две любые последовательно расположенные вершины  $\{i, j\}$  на контуре эталонного изображения. Согласно свойству аффинного преобразования им соответствует две последовательно расположенные вершины на контуре изображения идентифицируемой особой точки  $\{l, k\}$ . Поэтому можем составить систему уравнений:

$$\begin{cases} x'_\ell = a_1 x_i + a_2 y_i; \\ y'_\ell = a_3 x_i + a_4 y_i; \\ x'_k = a_1 x_j + a_2 y_j; \\ y'_k = a_3 x_j + a_4 y_j; \end{cases} \quad (2)$$

где  $x_i, x_j, y_i, y_j, x'_\ell, x'_k, y'_\ell, y'_k$  - координаты соответствующих точек на снимке.

Решив систему уравнений (2), определяем параметры  $a_1, \dots, a_4$  и выполняем соответствующие аффинное преобразование эталонного изображения. Если после сравнения преобразованного и распознанного изображений критерий идентичности не соответствует заданным требованиям, то выбирается следующая пара вершин и вышеуказанные действия повторяются. Так как число вершин конечно, то совпадение изображений на определенном этапе выполнения алгоритма будет получено и процесс сравнения прерывается.

При компьютерной реализации алгоритма условие точного равенства координат вершин многоугольника и совпадений изображений заменяют некоторой мерой близости или решающим правилом, в качестве которого используется алгоритм нечеткого вывода. Отметим, что существующие алгоритмы поиска вершин многоугольника на снимке наиболее эффективны для углов, близким к прямым [5]. Для выбора особой точки на снимке видеоряда обычно используют корреляционно-экстремальный подход. Один из методов, основанный на этом подходе, изложен нами в статье [6].

Однако у корреляционно-экстремальных алгоритмов, изложенных в [4], есть существенный недостаток, обусловленный их ориентацией на энергетические признаки и игнорирование структурных признаков изображения. Для устранения этого недостатка предлагается использовать метод двойного спектрального сканирования [6, 7]. Сущность метода состоит в том, что в каждой координате снимка или ROI, претендующей на координату особой точки, определяются два разномасштабных спектральных окна. В зависимости от спектральной картины в этих окнах выделяется два класса: «Штиль» и «Шторм». Условно полагаем, что координаты окна могут быть выбраны в качестве координат ОТ, если в двух вложенных спектральных окнах соответствующие спектральные окна будут относиться к разным классам. На рис. 1 показаны четыре возможных ситуации соотношения спектров при двойном спектральном сканировании.

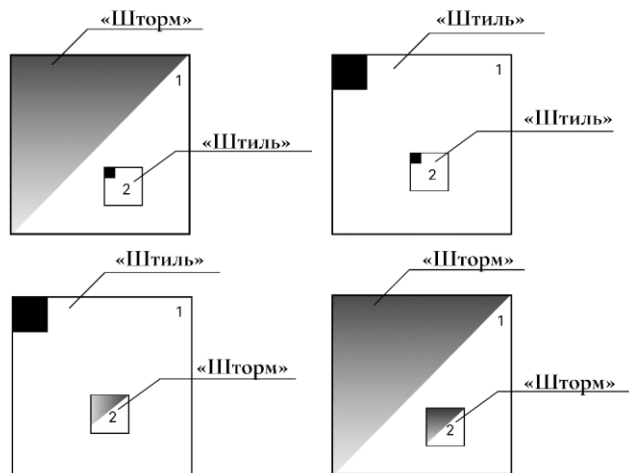


Рис. 1 – Распределение классов спектральных окон при двойном спектральном сканировании

По результатам представленного исследования разработано программное обеспечение гибкой среды моделирования, облегчающей проведение различных тестов разработанных методов и алгоритмов идентификации особых точек. Алгоритмы реализованы для исполнения на обычных персональных компьютерах, которые чаще всего не могут обеспечить быструю обработку больших объемов данных. При необходимости выбора оптимальных алгоритмов и их настройки в зависимости от характера исходных данных, планируется привлечь более мощные вычислительные средства.

#### *Библиографический список*

1. Филист, С.А. Интеллектуальная система обработки изображений, получаемых с беспилотных летательных аппаратов / С.А. Филист, Р.А. Томакова, И.Н. Горбачев [и др.] // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2022. – Т. 12, № 4. – С. 64-85. DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2022-12-4-64-85>.
2. Томакова, Р.А. Метод и алгоритм автономного планирования траектории полета беспилотного летательного аппарата при мониторинге пожарной обстановки в целях раннего обнаружения источника возгорания / Р.А. Томакова, С.А. Филист, А.Н. Брежнева, И.Н. Горбачев, Я.О. Заикин // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия:

Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2023. – Т. 13, № 1. – С. 93-110. DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-1-93-110>.

3. Ломакина Л.С. Нейро-нечеткие классификаторы / Л.С. Ломакина, С.А. Манцеров, И.Д. Чернобаев // Теория и практика: Монография. – Воронеж: Издательство «Научная книга», 2022. – 137 с.

4. Горбачев, И.Н. Методы и алгоритмы идентификации особых точек на снимках, полученных с бортового фото-видеорегистратора беспилотного летательного аппарата / И.Н. Горбачев, Р.А. Томакова, С.В. Коробков // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2025. – Т. 15, № 1. – С. 91–116.

5. Соловьев, Н.В. Методы коррекции пространственных искажений изображений плоских объектов в условиях действия полной аффинной группы преобразований/Н.В. Соловьев//Информационно – управляющие системы. - №6. – 2003. – С.7-11.

6. Кузьмин, А.А. Метод двойного спектрального сканирования при определении границ артерий на снимках коронарной ангиографии [Электронный ресурс] / А.А. Кузьмин, А.Ю. Сухомлинов, С.А. Филист, И.А. Жилин // Вестник Казанского государственного энергетического университета. – 2024. – Т. 16, № 4 (64). – С. 13-24. – URL: [https://www.elibrary.ru/download/elibrary\\_79709676\\_73076302.pdf](https://www.elibrary.ru/download/elibrary_79709676_73076302.pdf).

Кузьмин, А.А. Моделирование рентгеноконтрастных ангиографических изображений для определения параметров сосудов методом двойного спектрального сканирования [Электронный ресурс] / А.А. Кузьмин, А.Ю. Сухомлинов, И.А. Жилин, С.А. Филист, С.В. Коробков, В.В. Серебровский // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2025. – Т. 13, № 2. – С. 1-21. – DOI: 10.26102/2310-6018/2025.49.2.011. – URL: <https://moitvivr.ru/journal/pdf?id=1871>.

УДК 616.98

## **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.*

**Keywords:** *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.

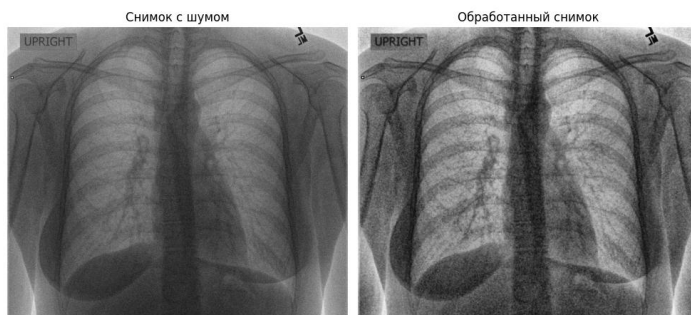


Рис. 1 – Изображения до и после шумоподавления

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.

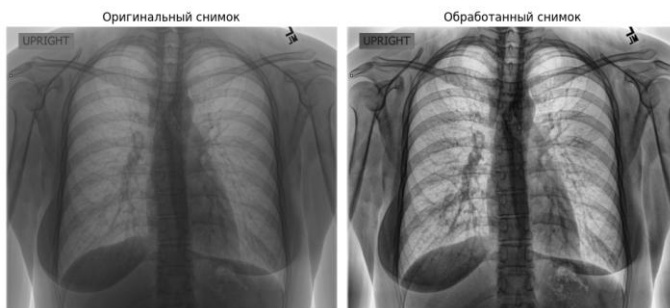
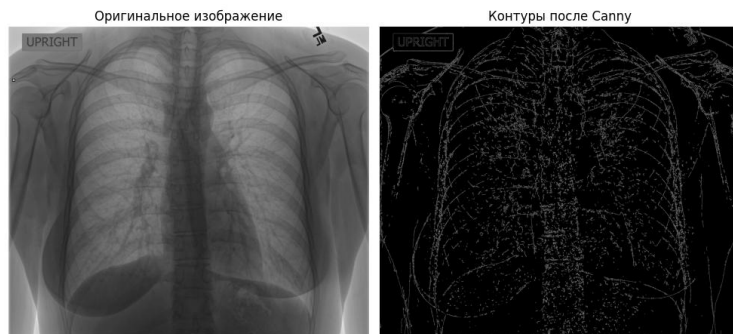


Рис. 2 – Изображение до и после применения адаптивного метода усиления контрастности

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 616.98

## **ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ЛЁГКИХ НА ОСНОВЕ АНСАМБЛЯ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ**

А.А. Пономарев, С.С. Лукша

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

*Рассмотрен принцип построения интеллектуальной системы диагностики заболеваний лёгких на основе ансамбля нейронных сетей. Приведён подход к объединению архитектур U-Net, ResNet-152 и Vision Transformer,*

*обеспечивающий повышение точности распознавания патологий по рентгеновским изображениям. Описана структура ансамбля и механизм интерпретации результатов на основе алгоритма Grad-CAM.*

**Ключевые слова:** биомедицинские изображения, нейронные сети, ансамбль моделей, диагностика, Vision Transformer.

## **THE INTELLIGENT SYSTEM FOR LUNG DISEASE DIAGNOSIS BASED ON NEURAL NETWORK ENSEMBLE**

A.A. Ponomarev, S.S. Luksha.

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

*The paper discusses the principle of constructing an intelligent system for lung disease diagnosis based on a neural network ensemble. A hybrid approach combining U-Net, ResNet-152, and Vision Transformer architectures is proposed to improve the accuracy of pathology recognition from X-ray images. The system structure and interpretability mechanism using the Grad-CAM algorithm are described.*

**Keywords:** biomedical images, neural networks, ensemble, diagnosis, Vision Transformer.

Современные методы диагностики заболеваний лёгких требуют высокой точности и устойчивости анализа медицинских изображений. Одним из наиболее эффективных направлений развития искусственного интеллекта в медицине является создание ансамблевых систем, объединяющих преимущества различных архитектур нейронных сетей. Такой подход позволяет повысить достоверность постановки диагноза и минимизировать влияние индивидуальных ограничений каждой модели.

Предлагаемая система основана на ансамбле трёх разнородных архитектур: U-Net, ResNet-152 и Vision Transformer (ViT). Каждая из них решает специализированную задачу анализа изображения. U-Net выполняет семантическую сегментацию рентгеновских снимков, выделяя релевантные области лёгочной ткани и устраняя фоновые артефакты. ResNet-152 реализует иерархическое извлечение признаков и обеспечивает классификацию локальных патологий, таких как очаговые воспаления и фиброзные изменения. Vision Transformer, использующий механизм самовнимания, осуществляет глобальный контекстный анализ снимка, выявляя распределённые паттерны заболеваний.

Ансамблирование реализовано на основе взвешенного усреднения вероятностных предсказаний трёх моделей. Весовые коэффициенты определяются эмпирически по результатам валидации и отражают вклад каждой архитектуры в итоговое решение. Такой подход обеспечивает синергетический эффект: локальная точность сверточных сетей дополняется глобальной интерпретацией трансформеров. В результате повышается

обобщающая способность и устойчивость к вариациям изображений, полученных на разных диагностических устройствах.

Для обеспечения интерпретируемости предсказаний в систему интегрирован алгоритм Grad-CAM (Gradient-weighted Class Activation Mapping), который позволяет визуализировать области изображения, оказавшие наибольшее влияние на решение модели. Полученные тепловые карты накладываются на исходное изображение, что обеспечивает врачу наглядное представление о зонах патологических изменений и повышает доверие к результатам автоматической диагностики.

Проведённые испытания на выборке рентгеновских изображений показали, что использование ансамбля U-Net, ResNet-152 и Vision Transformer позволяет повысить точность классификации патологий лёгких на 3–8 % по сравнению с отдельными моделями. Это подтверждает эффективность гибридного подхода и его перспективность для внедрения в практику цифровой медицины.

#### *Библиографический список*

1. Ronneberger O., Fischer P., Brox T. *U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation*. – MICCAI, 2015. – P. 234–241.
2. He K., Zhang X., Ren S., Sun J. *Deep Residual Learning for Image Recognition*. – CVPR, 2016. – P. 770–778.
3. Dosovitskiy A. et al. *An Image is Worth 16x16 Words: Transformers for Image Recognition at Scale*. – ICLR, 2021.
4. Selvaraju R. R. et al. *Grad-CAM: Visual Explanations from Deep Networks via Gradient-based Localization*. – ICCV, 2017.

УДК 616-71

### **ПРИМЕНЕНИЕ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ И ХАОТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДЛЯ БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ РАССТРОЙСТВ ПО ДАННЫМ ЭЭГ**

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

*В данной статье представлен аналитический обзор современных подходов к анализу электроэнцефалограммы (ЭЭГ) с использованием методов глубокого обучения и хаотических признаков. Были рассмотрены достоинства и недостатки стандартных методов анализа ЭЭГ, описаны различные архитектуры нейронных сетей, а также хаотические признаки для диагностики неврологических расстройств. Было предложено проведение двухэтапного подхода - сочетание извлечения хаотических признаков с затем идущей классификацией на основе нейронных сетей, что*

позволит повысить точность, интерпретируемость и обобщающую способность моделей. Обозначены возможности разработки интеллектуальных диагностических систем для проведения ранней проверки состояния здоровья, индивидуального лечения и мониторинга болезней.

**Ключевые слова:** глубокое обучение, электроэнцефалограмма (ЭЭГ), хаотические признаки, нейродиагностика, эпилепсия, болезнь Альцгеймера.

## USING DEEP LEARNING AND CHAOTIC FEATURES FOR THE BIOMETRIC DIAGNOSIS OF NEUROLOGICAL DISORDERS FROM EEG DATA

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

*This paper provides an analytical review of modern approaches to electroencephalogram (EEG) analysis using deep learning methods and chaotic features. The advantages and disadvantages of standard EEG analysis methods are considered, and various neural network architectures, as well as chaotic features for diagnosing neurological disorders, are described. A two-stage approach is proposed—combining chaotic feature extraction with subsequent neural network-based classification—which is expected to enhance model accuracy, interpretability, and generalizability. The potential for developing intelligent diagnostic systems for early health screening, personalized treatment, and disease monitoring is outlined.*

**Keywords:** deep learning, electroencephalogram (EEG), chaotic features, neurodiagnostics, epilepsy, alzheimer's disease.

Электроэнцефалография является одним из основных методов диагностики функционального состояния головного мозга, обладая высокой временной разрешающей способностью, что позволяет обеспечивать регистрацию быстро изменяющуюся электрическую активность мозга

Однако традиционные методы анализа электроэнцефалографии обладают рядом ограничений: субъективность интерпретации, низкой чувствительностью к ранним патологическим процессам, ограниченностью методов линейного анализа и отсутствием стандартизированных диагностических критериев между различными медицинскими центрами.

Современные методы машинного обучения, особенно глубокое обучение, позволяют использовать новые возможности для повышения точности и объективности нейродиагностики.

Свёрточные нейронные сети (CNN) используются для анализа двумерных представлений сигналов — спектрограмм, вейвлет-преобразований, высокоразрешенных время-частотных карт [1, 2].

Однако они также зависят от качества представленных данных, и им необходимо большое количество обучающих выборок.

Рекуррентные нейронные сети (РНС), включая долгую краткосрочную память (LSTM) и управляемые рекуррентные блоки (GRU), показывают высокую результативность в прогнозировании эпилептических приступов и при анализе стадий сна [3].

Эти сети обладают возможностью моделировать долгосрочные временные процессы и напрямую обрабатывать сырые многоканальные сигналы.

Однако для сетей этих архитектур характерна сложность в обучении, они подвержены затухающим градиентам и для их работы необходимы значительные вычислительные ресурсы.

Гибридные сети, сочетающие элементы как сверточных, так и рекуррентных сетей, обладают преимуществами обоих методов. В то время как сверточные нейронные сети (CNN) хорошо выделяют пространственные характеристики, рекуррентные нейронные сети позволяют улавливать временную динамику. Это способны решать проблему классификации различных состояний мозга и прогнозирования припадков, демонстрируя тем самым высокую точность и стабильность. Но их архитектурная сложность увеличивает риск переобучения, что затрудняет клиническую интерпретацию [4].

Также необходимо уделить внимание использованию хаотических признаков и методов нелинейной динамики при анализе ЭЭГ. К ключевым характеристикам можно отнести коэффициенты энтропии (энтропия Шеннона, аппроксимированная энтропия, выборочная энтропия), показатели Ляпунова и фрактальные нормы (корреляционная размерность, показатель Хёрста).

При наблюдении эпилептических припадков можно увидеть снижение сложности сигнала и энтропии, в то время как болезнь Альцгеймера демонстрирует характерные изменения размерности последовательности и коэффициентов энтропии [5].

Хаотические признаки также позволяют получить диагностическую информацию для таких заболеваний, как СДВГ, шизофрения и депрессия.

Преимущество хаотических признаков также заключается в том, что они позволяют вскрывать тонкие патологические процессы, меньше подвержены влиянию амплитудных артефактов, отображать происходящие процессы нелинейной динамики мозга и компактно описывать анализируемые сигналы. Однако они также требуют больших вычислительных затрат, длительного времени записи и подвержены воздействию шума.

Предлагаемый комбинированный подход включает два этапа обработки:

- Извлечение хаотических признаков из необработанных сигналов, чтобы внешних воздействий и артефактов.

- проведение классификации при помощи нейронных сетей (неглубоких CNN, RNN).

Этот метод снижает требования к архитектуре и к данным, улучшает интерпретируемость и обучение моделей и демонстрирует перспективность ранней диагностики нейродегенеративных заболеваний, создания персонализированных биометрических моделей, а также оценки эффективности и прогноза лечения.

Однако, хотя большинство моделей демонстрируют высокую точность на стандартных наборах данных, они демонстрируют низкую эффективность на других клинических данных.

Остаются существенные проблемы, включая переобучение, влияние условий записи и ограничений по размеру выборки.

Но применение хаотических признаков, как дополнительных биомаркеров, позволит повысить устойчивость модели к этим ограничениям.

Научная новизна этого сочетания заключается в интеграции достижений в области нелинейной динамики, методов глубокого обучения и биометрического моделирования. Этот подход будет полезен для создания диагностических систем нового поколения, сочетающих высокую точность, интерпретируемость и клиническую применимость.

К перспективным направлениям исследований можно отнести интеграцию ЭЭГ с другими биомаркерами (нейровизуализацией, биохимическими параметрами), проведение масштабных клинических эффективных исследований, и в том числе разработку стандартов для расчёта хаотических характеристик.

Практическая значимость включает возможность разработки интеллектуальных систем для автоматизированной диагностики эпилепсии, деменции, болевых расстройств и нарушений сна, раннего скрининга и персонализированной терапии, а также интеграцию научных исследований динамики заболеваний и функций мозга.

Таким образом, применение хаотических признаков ЭЭГ вместе с глубоким обучением является перспективным аналитическим подходом, который может повысить качество неврологической диагностики, ускорить развитие персонализированной медицины и углубить наше понимание механизмов мозговой активности.

#### *Библиографический список*

1. Виранки Я.Р., МакНабо Р.К., Посада-Кинтеро Х.Ф. Обнаружение эпилептических припадков на основе ЭЭГ с использованием комплексной демодуляции с переменной частотой и сверточных нейронных сетей [Electroencephalogram-Based Seizure Detection Using Variable-Frequency Complex Demodulation and Convolutional Neural Networks] // *Signals*. – 2023. – Vol. 4, No. 4. – P. 832-849. URL: <https://doi.org/10.3390/signals4040045> (дата обращения: 31.10.2025).
2. Чжан З., Цзи Т., Сяо М., Ван В., Юй Г., Линь Т., Цзян Ю., Чжоу Х., Линь Ч. Межпациентное автоматическое обнаружение эпилептических припадков с использованием пациент-состязательных нейронных сетей и

пространственно-временной аугментации ЭЭГ [Cross-patient automatic epileptic seizure detection using patient-adversarial neural networks with spatio-temporal EEG augmentation] // Biomedical Signal Processing and Control. – 2024. – Vol. 89. – P. 105664. URL: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.105664> (дата обращения: 31.10.2025)

3. Автоматическое распознавание эпилепсии по сигналам ЭЭГ с использованием комбинированного пространственно-временного алгоритма CNN-LSTM [Automated recognition of epilepsy from EEG signals using a combining space-time algorithm of CNN-LSTM] // Scientific Reports. – 2023. – Vol. 13. – P. 15411. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-023-41537-z> (дата обращения: 31.10.2025).

4. Джейкоб Дж.Э., Гопакумар К., Исвер Х.В., Наир Б., Менон К.А.У. Может ли хаотический анализ электроэнцефалограммы помочь в диагностике энцефалопатии [Can Chaotic Analysis of Electroencephalogram Aid the Diagnosis of Encephalopathy] // Neurology Research International. – 2018. – Vol. 2018. – P. 8192820. URL: <https://doi.org/10.1155/2018/8192820> (дата обращения: 31.10.2025).

5. Боруджени Й.К., Растегари А.А., Хоодади Х. Диагностика синдрома дефицита внимания и гиперактивности с использованием нелинейного анализа сигнала ЭЭГ [Diagnosis of attention deficit hyperactivity disorder using non-linear analysis of the EEG signal] // IET Systems Biology. – 2019. – Vol. 13, No. 5. – P. 260-266. URL: <https://doi.org/10.1049/IET-SYB.2018.5130> (дата обращения: 31.10.2025).

УДК 621.391

### **РАЗРАБОТКА НЕЙРОСЕТЕВОГО КЛАССИФИКАТОРА ДЛЯ ДИФФЕРЕНЦИРОВКИ ГЛУБИНЫ ИНВАЗИИ НОВООБРАЗОВАНИЙ ТОЛСТОЙ КИШКИ**

А.Е. Назаровский, Е.Д. Степанова, Д.В. Завьялов, В.В. Хрящев  
ФГБОУ ВО «Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова»,  
ФГБОУ ВО «Ярославский государственный медицинский университет»,  
г. Ярославль

*Проведено сравнительное тестирование нейросетевых архитектур ResNet-18 и ConvNeXt на наборе колоноскопических видеоданных при решении задачи классификации кадров. Показано, что модель ResNet-18 демонстрирует более высокую эффективность для различных классов патологий в области дифференцировки глубины инвазии новообразований толстой кишки.*

**Ключевые слова:** колоноскопия, системы поддержки принятия врачебных решений, нейронные сети, классификация патологий.

## DEVELOPMENT OF A NEURAL NETWORK CLASSIFIER FOR DIFFERENTIATING THE INVASION DEPTH OF COLORECTAL NEOPLASMS

A.E. Nazarovsky, E.D. Stepanova, D.V. Zavialov, V.V. Khryashchev  
Yaroslavl Demidov State University, Yaroslavl State Medical University

*A comparative testing of the ResNet-18 and ConvNeXt neural network architectures was conducted on a set of colonoscopy video data for the task of frame classification. It was shown that the ResNet-18 model demonstrates higher efficacy for various pathology classes in the field of differentiating the invasion depth of colorectal neoplasms.*

**Keywords:** colonoscopy, clinical decision support systems, neural networks, pathology classification

Эндоскопические методы играют ключевую роль в ранней диагностике и скрининге злокачественных новообразований желудочно-кишечного тракта, являющихся одной из ведущих причин онкологической смертности в мире. Однако ключевой задачей, стоящей перед эндоскопистом, является не только обнаружение, но и точная дифференциальная диагностика выявленных образований. Разграничение ранних инвазивных карцином от доброкачественных предраковых поражений, таких как аденомы и полипы, непосредственно во время процедуры критически важно для выбора дальнейшей тактики лечения – от эндоскопической резекции до хирургического вмешательства [1].

В связи с этим, существует настоятельная потребность в разработке и внедрении интеллектуальных систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР), основанных на передовых алгоритмах искусственного интеллекта. Такие системы, способные с высокой точностью автоматически детектировать и классифицировать патологические области в реальном времени, призваны минимизировать субъективный фактор, снизить количество диагностических ошибок и повысить воспроизводимость эндоскопической диагностики [2].

Для разработки алгоритма классификации патологий на эндоскопических видеоданных рассмотрены две сверточных архитектуры на основе ResNet [3] и ConvNeXt [4]. Для обучения этих нейронных сетей использовался собранный на базе Ярославской областной клинической онкологической больницы набор видеоданных, который включает в себя следующие классы:

- Класс 1. Области без патологий (clear);
- Класс 2. Аденома (adenomatous);
- Класс 3. Гиперпластический полип и зубчатые новообразования (hyperplastic);
- Класс 4. Рак с поверхностной инвазией (cancer\_t1);
- Класс 5. Рак с глубокой инвазией (cancer\_t2).

Нейронные сети ResNet-18 и ConvNeXt обучены с использованием

функции потерь категориальная кросс-энтропия. В качестве алгоритма оптимизации использован стохастический градиентный спуск с моментом 0,9 и коэффициентом обучения 0,0001. Батч состоял из 256 изображений. Для обучения использованы совместно четыре GPU TESLA V100 с 16 Гб видеопамяти. Для увеличения разнообразия обучающей выборки проведена аугментация данных, состоящая из трех этапов: случайная обрезка изображений, сдвиги изображений в пределах 2% от размера изображений, масштабирование в пределах [1; 1,2]. Для оценки качества работы алгоритмов классификации использовался ряд стандартных метрик: Precision (P), Recall (R), F1 [5].

Графики обучения и изменения функции потерь на обучающей и валидационной выборках представлены на рис. 1-4, результаты тестирования для алгоритмов представлены в табл. 1 и 2.

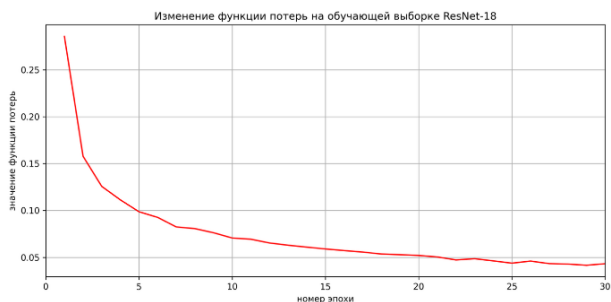


Рис. 1 – График изменения функции потерь на обучающей выборке для ResNet-18



Рис. 2 – График изменения функции потерь на валидационной выборке для ResNet-18

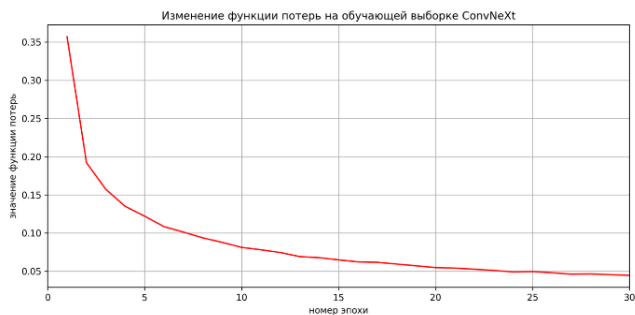


Рис. 3 – График изменения функции потерь на обучающей выборке для ConvNeXt



Рис. 4 – График изменения функции потерь на валидационной выборке для ConvNeXt

Таблица 1 – Результаты тестирования нейронной сети ResNet-18

Класс	Precision	Recall	F1
Clear	0,743	0,974	0,843
Adenomatous	0,782	0,597	0,677
Hyperplastic	0,878	0,782	0,827
Cancer_t1	0,998	0,990	0,994
Cancer_t2	0,998	0,957	0,977

Таблица 2 – Результаты тестирования нейронной сети ConvNeXt

Класс	Precision	Recall	F1
Clear	0,805	0,977	0,883
Adenomatous	0,863	0,565	0,683
Hyperplastic	0,768	0,800	0,784
Cancer_t1	0,912	0,988	0,949
Cancer_t2	0,897	1,000	0,946

Исходя из полученных результатов, средняя точность обоих алгоритмов близка и отличается на 0,003, что несущественно. Стоит отметить, что по метрике F1 для классов патологий Resnet-18 показывает более высокие на 0,03-0,05 результаты и достигает значений 0,994 и 0,977 для патологий типа «рак». Таким образом, использование архитектуры ResNet-18 для решения задачи классификации дифференцировки глубины инвазии новообразований толстой кишки является предпочтительнее для эндоскопистов.

Доклад подготовлен в рамках Государственного задания на осуществление научных исследований и разработок ФГБОУ ВО ЯГМУ Минздрава России на 2025 г. по теме «Система поддержки принятия врачебного решения при дифференцировке глубины инвазии новообразований толстой кишки на основе искусственного интеллекта» (№720000Ф.99.1.БН62АБ20000).

#### *Библиографический список*

1. Карпов, О.Э. Информационные технологии, вычислительные системы и искусственный интеллект в медицине / Карпов О.Э., Храмов А.Е. – М.: ДПК Пресс. 2022.
2. Kaminski M.F. et al. Quality indicators for colonoscopy and the risk of interval cancer // New England Journal of Medicine. – 2010. – vol. 362(19). – P. 1795–1803.
3. Kaiming H., Xiangyu Zh., Shaoqing R., Jian S. Deep Residual Learning for Image Recognition // Computer Vision and Pattern Recognition (cs.CV). arXiv preprint arXiv:1512.03385 [cs.CV], 2015.
4. Liu, Z. A ConvNet for the 2020s [электронный ресурс] / Liu Z., Mao H., Wu C. – Режим доступа: <https://arxiv.org/abs/2201.03545>.
5. Гудфеллоу Я., Бенджио И., Курвилль А. Глубокое обучение // ДМК-Пресс. 2017. 652 с.

УДК 621.391

### **ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОДЕЛИ DINO В ЗАДАЧЕ ПОДГОТОВКИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ВИДЕОДАННЫХ ДЛЯ СИСТЕМ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА**

В.В. Хрящев, А.Е. Назаровский, А.Н. Ганин, Д.Б. Волков  
ФГБОУ ВО «Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова»,  
ФГБОУ ВО «Ярославский государственный медицинский университет»,  
г. Ярославль

*Предложена методика оптимизации подготовки видеоданных с использованием фундаментальной нейросетевой визуальной модели DINOv3. С использованием полуавтоматической разметки данных создан набор изображений патологий толстой кишки.*

**Ключевые слова:** искусственный интеллект, фундаментальные визуальные модели, колоноскопия, классификация патологий, системы поддержки принятия врачебных решений.

# LEVERAGING THE DINO MODEL FOR PREPROCESSING ENDOSCOPIC VIDEO DATA IN ARTIFICIAL INTELLIGENCE SYSTEMS

V.V. Khryashchev, A.E. Nazarovskiy, A.N. Ganin, D.B. Volkov  
P.G. Demidov Yaroslavl State University, Yaroslavl State Medical University

*A methodology for optimizing video data preprocessing using the foundational vision model DINOv3 is proposed. A dataset of colorectal pathology images was created using semi-automatic data annotation.*

**Keywords:** *artificial intelligence, foundation models, colonoscopy, pathology classification, clinical decision support systems.*

Одной из основных проблем при создании систем поддержки принятия врачебных решений на основе методов и алгоритмов искусственного интеллекта является дефицит больших и качественно размеченных наборов данных (датасетов), создание которых требует значительных трудозатрат. Для решения этой задачи предлагаются методики полуавтоматической разметки (Human-in-the-Loop), которые позволяют сочетать скорость машинной предварительной аннотации с точностью валидации врачом-экспертом, существенно снижая трудозатраты без ущерба для качества данных.

В настоящее время одним из ключевых направлений развития искусственного интеллекта, в особенности в медицинской сфере, является переход от стандартных моделей глубокого обучения к фундаментальным визуальным моделям (Foundation Vision Models). Эта тенденция обусловлена нехваткой в медицине крупных наборов данных, требующих трудоемкой и дорогостоящей разметки врачами-экспертами, которую фундаментальные модели позволяют в значительной степени оптимизировать [1].

Фундаментальная визуальная модель, обученная на больших, разнообразных данных с помощью самообучающихся методов, создает универсальное представление знаний, что позволяет решать задачи классификации, сегментации, детектирования и захвата кадров с минимальным количеством дополнительных данных. Ее ключевые особенности включают масштабность, использование общих данных, самообучение и адаптивность, что стало возможным благодаря архитектуре трансформеров.

Примером такой модели является DINOv3, которая обучается без учителя на огромных наборах данных, выявляя и кодируя визуальные закономерности. Преимущества DINOv3 для обнаружения патологий на эндоскопических видео включают эффективное использование неразмеченных медицинских данных, высокую чувствительность к текстурным аномалиям и робастность к артефактам [2].

Для «прореживания» эндоскопических видеоданных в настоящей работе используется предварительно обученная модель DINOv3, которая

преобразует изображения в векторные представления высокой размерности. Между дескрипторами кадров вычисляется косинусное расстояние, и выбираются изображения с наибольшими различиями. Этот метод сокращает время разметки данных и позволяет моделям адаптироваться к эндоскопическим изображениям.

На базе Ярославской областной клинической онкологической больницы (ЯОКОБ) собраны 120 видеозаписей колоноскопических обследований. Средняя длительность каждой видеопоследовательности составила около 10 минут. Объект интереса представлен на нескольких кадрах, что улучшает обнаружение и классификацию, но требует повышенных вычислительных ресурсов и сложных алгоритмов обработки. Поэтому в рамках настоящей работы данной работе корреляция между кадрами не учитывается.

В качестве исследуемых классов патологий были использованы:

- Класс 1. Области без патологий (clear).
- Класс 2. Аденома (adenomatous).
- Класс 3. Гиперпластический полип и зубчатые новообразования (hyperplastic).
- Класс 4. Рак с поверхностной инвазией (cancer\_t1).
- Класс 5. Рак с глубокой инвазией (cancer\_t2).

Аденома кишечника представляет собой доброкачественную опухоль, которая формируется из железистого эпителия слизистой оболочки кишечника. Гиперпластический полип кишечника – это доброкачественное новообразование, представляющее собой небольшое утолщение слизистой оболочки, вызванное увеличением числа ее клеток, а не опухолевым процессом. Рак с поверхностной инвазией (рак T1, ранний рак) – это злокачественная опухоль, которая распространяется за пределы слизистой оболочки и инфильтрирует подслизистый слой стенки кишки, но не прорастает в мышечный слой. Рак с глубокой инвазией – это злокачественная опухоль, которая прорастает в мышечный слой стенки кишки (стадия T2) или во все ее слои, включая серозную оболочку и окружающие ткани (стадии T3 и T4) [3-4].

Примеры изображений с описанными выше патологиями представлены на рис. 1.

Исходные видеопоследовательности поделены на уровне отдельных исследований на обучающую, тестовую и валидационную выборки. Из каждой видеозаписи были отобраны кадры двух типов: с патологиями и без патологий. Отбор наиболее репрезентативных кадров для датасета выполнялся на основе фундаментальной визуальной модели DINOv3. Итоговая статистика по собранному набору данных представлена в табл. 1

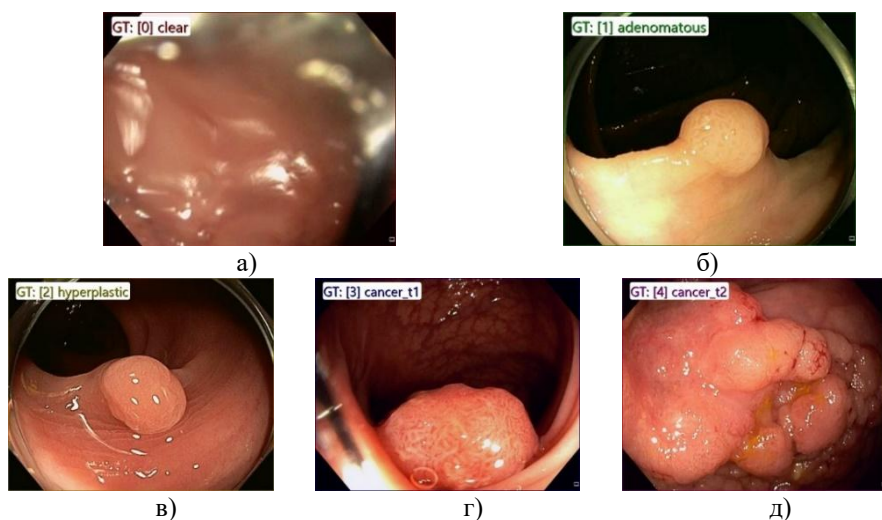


Рис. 1 – Колоноскопические изображения: а) без патологии, б) с аденомой, в) с гиперпластическим полипом, г) с поверхностной инвазией, д) с глубокой инвазией

Таким образом, в рамках настоящей работы предложена методика полуавтоматической разметки медицинских изображений на основе фундаментальной визуальной модели DINOv3. Данный подход позволил значительно сократить трудозатраты на создание набора данных за счет сочетания машинного отбора уникальных кадров и последующей их экспертной оценки.

Таблица 1 – Набор изображений для обнаружений патологий толстой кишки

Выборка Класс	Обучающая, шт.	Тестовая, шт.	Валидационная, шт.
Класс 1	26023	400	2921
Класс 2	40439	1300	4561
Класс 3	33507	1400	3617
Класс 4	17307	1900	1971
Класс 5	9559	230	1029
Всего	126835	5230	14099

Доклад подготовлен в рамках Государственного задания на осуществление научных исследований и разработок ФГБОУ ВО ЯГМУ Минздрава России на 2025 г. по теме «Система поддержки принятия врачебного решения при дифференцировке глубины инвазии

новообразований толстой кишки на основе искусственного интеллекта» (№720000Ф.99.1.БН62АБ20000).

### *Библиографический список*

1. Dani A. P., Salehi I., Rotithor G., Trombetta D., Ravichandar H. Human-in-the-loop Robot Control for Human-Robot Collaboration: Human Intention Estimation and Safe Trajectory Tracking Control for Collaborative Tasks // arXiv preprint arXiv. – 2024. – March 27. – Электрон. дан. – URL: <https://arxiv.org/abs/> (дата обращения: 06.11.2025).
2. Aad G. et al. Observation of a new particle in the search for the Standard Model Higgs boson with the ATLAS detector at the LHC // arxiv.org. – 2025. – URL: <https://arxiv.org/html/2508.10104v1> (дата обращения: 06.11.2025).
3. А. Д. Борсук, Е. Г. Малаева Колоректальные аденомы // Проблемы здоровья и экологии. 2011. №3 (29). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/kolorektalnye-adenomy> (дата обращения: 07.11.2025).
4. Sano Y., Tanaka S., Kudo S., Saito S., Matsuda T. Narrow-band imaging (NBI) magnifying endoscopic classification of colorectal tumors proposed by the Japan NBI Expert Team / Digestive Endoscopy. – 2016. – Vol. 28. – P. 526–533.

УДК 004.932:617.7-007.681

## **ПРОГРАММА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ И ДИАГНОСТИКИ КАТАРАКТЫ**

Р.А. Хакимова, К.Р. Уразбахтина

ФГБОУ ВО «Уфимский Университет Науки и Технологий», г. Уфа

*В данной статье рассмотрены методы обнаружения и диагностики катаракты. Особое внимание уделено программам, позволяющим распознать изменения по анализу изображения человеческого глаза. Также проведен анализ двух программ, выпускающихся на рынке.*

**Ключевые слова:** *глаз, катаракта, программа, анализ изображения.*

## **A PROGRAM FOR THE DETECTION AND DIAGNOSIS OF CATARACTS**

R.A. Khakimova, K.R. Urazbakhtina,

Ufa University of Science and Technology, Ufa

*This article discusses the methods of cataract detection and diagnosis. Special attention is paid to programs that make it possible to recognize changes by*

*analyzing the image of the human eye. The analysis of three three programs available on the market is also carried out.*

**Keywords:** *eye, cataract, program, image analysis.*

Катаракта – это патология, которая связана с накоплением в хрусталике глаза белков, что является причиной его помутнения. Она является одной из самых распространенных заболеваний, приводящих миллионы человек к ухудшению и, а конечном счете, потери зрения. В настоящий момент существует несколько методов диагностики данного нарушения [2].

Проблема своевременной и точной диагностики катаракты усугубляется многообразием возможных осложнений со стороны общего здоровья пациента (сахарный диабет, возрастные дегенеративные изменения, последствия травм или воспалительных заболеваний глаз).

Поэтому эффективность и скорость диагностики играют ключевую роль в выборе оптимальной тактики лечения. Это может быть медикаментозная терапия на ранних стадиях или хирургическое вмешательство (факоэмульсификация с имплантацией ИОЛ). Своевременное выявление и лечение катаракты не только предотвращает необратимую потерю зрения, но и значительно улучшает качество жизни пациента, снижая риски сопутствующих осложнений [1].

В настоящее время самым распространенным методом диагностики катаракты является анализ изображения глаза [1]. Все большее значение приобретают специализированные программы на основе искусственного интеллекта, автоматизирующего этот процесс. Современные алгоритмы позволяют ускорить постановку диагноза и повысить его точность, минимизируя субъективность врачебной оценки.

Рассмотрим две программы, позволяющие проводить анализ изображений и скрининга катаракты:

### **1. CataScan**

CataScan представляет собой автоматизированную систему диагностики катаракты на основе искусственного интеллекта, предназначенную для анализа медицинских изображений хрусталика глаза. Данная система состоит из нескольких модулей: модуль получения изображений, модуль предварительной обработки данных, нейросетевого анализатора и интерфейса для визуализации результатов [5].

Получение изображения хрусталика осуществляется через подключенные диагностические устройства, такие как щелевая лампа с камерой или ОКТ-сканер (оптическая когерентная томография). Полученные изображения поступают в систему в формате DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) через интерфейс PACS или же загружаются вручную (JPEG). Далее производится предварительная обработка изображений, где применяются алгоритмы нормализации гистограммы, коррекции контраста, компенсации неравномерного освещения и т.п. [4]

Основной анализ изображений выполняется с помощью нейросетевого анализатора. Первичная сегментация позволяет выделить область хрусталика на фотографии. Далее сверточные нейронные сети (CNN) ResNet-50 анализируют плотность помутнений [3].

Результаты обработки визуализируются в специализированном интерфейсе, где включены тепловые карты распределения выявленных помутнений, а также табличные показатели степени поражения хрусталика. Система автоматически формирует отчет в PDF-формате, в котором содержатся как количественные показатели, так и прогноз прогрессирования заболевания. Полученные данные сохраняются и интегрируются в информационные медицинские системы через стандартные протоколы HL7.

Основным преимуществом данной системы CataScan является анализ реальных изображений с метками, полученных от медицинских специалистов, а также оценка скорости прогрессирования на основе динамических данных.

## **2. Retina.AI**

Retina.AI – это программное обеспечение для работы с цифровыми медицинскими изображениями при диагностики офтальмологических патологий путем анализа фотографий глазного дна и сканов структурной ОКТ [6].

Данное программное обеспечение работает с изображениями, полученными от стандартных камер, также оптических когерентных томографов, ультраширокоугольных камер. Система поддерживает все распространенные форматы медицинских изображений, а также графические форматы JPEG и PNG.

Предварительная обработка изображений включает в себя нормализацию освещения с использованием метода CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization), удаление артефактов и шумов посредством фильтра Габора, а также выравнивание контраста с помощью гистограммной эквализации.

Каскад нейросетевых моделей, обладающих архитектурой U-Net, используется для точной сегментации структуры сетчатки – выделения кровеносных сосудов.

Результаты анализа представляются в интуитивно понятном интерфейсе, включающем несколько видов визуализации. Тепловые карты с цветовой кодировкой интенсивности патологических изменений позволяют быстро оценить распространенность процесса. Для ОКТ-данных система генерирует трехмерные реконструкции, демонстрирующие пространственное распределение изменений. Все результаты автоматически оформляются в структурированный отчет, содержащий количественные показатели, классификацию по международным стандартам и клинические рекомендации [6].

Основным преимуществом данной программы является применение глубокой сверточной сети ResNet-152, которая обучена на наборах данных с

маркировкой по международным стандартам (ETDRS для диабетической ретинопатии, AREDS для возрастной макулярной дегенерации – патологий сетчатки) [3].

**Заключение.** Современные программы для диагностики катаракты, основанные на искусственном интеллекте и компьютерном зрении, демонстрируют значительные преимущества перед традиционными методами визуальной оценки, позволяя обнаружить развитие катаракты и сопутствующих заболеваний на ранней стадии.

#### *Библиографический список*

1. Затрудина Римма Шикруловна, Ивина Кристина Сергеевна, Марусин Николай Владимирович Современные методы диагностики катаракты на ранней стадии развития // NBI-technologies. 2012. №6. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/sovremennye-metody-diagnostiki-katarakty-na-ranney-stadii-razvitiya> (дата обращения: 08.05.2025).
2. Современные методы диагностики катаракты: что нужно знать пациентам URL: <https://kiri-oko.ru/blog/sovremennye-metody-diagnostiki-katarakty-cto-nuzhno-znat-pacientam> (дата обращения: 08.05.2025).
3. CNN-Image Classification using Resnet-94% Accuracy URL: <https://www.kaggle.com/code/alkanerturan/cnn-image-classification-using-resnet-94-accuracy> (дата обращения: 08.05.2025).
4. Gujral T, Hovanesian J. Cataract Surgical Planning Using Online Software vs Traditional Methods: A Time/Motion and Quality of Care Study. *Clin Ophthalmol*. 2021;15:3197-3203 URL: <https://doi.org/10.2147/OPTH.S318935> (дата обращения: 08.05.2025).
5. CataScan: Easy Cataract Screening URL: <https://catascan.org/> (дата обращения: 08.05.2025).
6. Retina.AI URL: <https://screenretina.ru/> (дата обращения: 08.05.2025).

## СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА

УДК 616.314.17:535.6

### РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦВЕТА ЗУБА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РАССЕЯНИЯ СВЕТА ЗУБНЫМИ ТКАНЯМИ

А.Е. Вишнякова, Е.И. Чернов

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

*Рассмотрены принципы построения и обработки сигналов для измерительного модуля анализа спектральных характеристик зубных тканей. Предложены структурная и функциональная схемы устройства, обеспечивающего неинвазивный контроль оптических параметров эмали и дентина.*

**Ключевые слова:** стоматологическая диагностика, спектральный анализ, цветометрия, рассеивающая способность, диффузное рассеяние, оптические характеристики зубов, неинвазивный контроль.

### DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR DETERMINING TOOTH COLOR BASED ON THE ANALYSIS OF THE SPECTRAL LIGHT-SCATTERING PROPERTIES OF DENTAL TISSUE

A.E. Vishnyakova, E.I. Chernov

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

*The principles of construction and signal processing for a measurement module for analysis of spectral characteristics of dental tissues are considered. Structural and functional diagrams of the device providing non-invasive control of optical parameters of enamel and dentin are proposed.*

**Keywords:** dental diagnostics, spectral analysis, colorimetry, light scattering, diffuse reflectance, optical characteristics of teeth, non-invasive control.

Современная стоматология предъявляет высокие требования к точности подбора цвета зубных протезов. Существующие визуальные методы оценки обладают субъективностью и зависимостью от условий освещения. Разработка объективных инструментальных методов анализа оптических характеристик зубных тканей является актуальной задачей.

В основу предлагаемого метода положен принцип спектрального анализа диффузно рассеянного излучения в видимом диапазоне длин волн 450-650 нм. Известно, что различные структуры зубных тканей (эмаль, дентин) обладают характерными спектральными профилями рассеяния, что позволяет

не только точно определять цветовые параметры, но и оценивать структурные особенности тканей.

Разработанный принцип регистрации исходных оптических характеристик объекта заключается в установке на исследуемый участок объекта перпендикулярно к его поверхности приемного световода измерительной головки прибора и подачи оптического излучения коаксиально относительно этого световода. Такая геометрия измерения минимизирует регистрацию зеркально отраженной составляющей и обеспечивает прием преимущественно диффузно рассеянного света.

Механизм рассеяния света в зубных тканях обусловлен их сложной многослойной структурой. Эмаль, содержащая плотно упакованные кристаллы гидроксиапатита размером, сравнимым с длиной волны видимого света, выступает как сильная рассеивающая среда. Свет многократно преломляется и отражается на границах раздела между кристаллами и межкристаллическим веществом. Дентин, имеющий более сложную структуру с дентинными канальцами и коллагеновыми волокнами, создает дополнительное объемное рассеяние. Различие в показателях преломления минеральных ( $n \approx 1,62$ ) и органических ( $n \approx 1,33$ ) компонентов тканей приводит к интенсивному рассеянию света.

Спектральный сенсор AS7341 детектирует интенсивность рассеянного излучения в восьми узких спектральных каналах:

- F1: 415 нм (фиолетовая область)
- F2: 445 нм (синяя область)
- F3: 480 нм (голубая область)
- F4: 515 нм (зеленая область)
- F5: 555 нм (зелено-желтая область)
- F6: 590 нм (желтая область)
- F7: 630 нм (оранжево-красная область)
- F8: 680 нм (красная область)

Особенностью регистрируемого сигнала является преобладание диффузной составляющей над зеркальным отражением благодаря коаксиальной оптической схеме с углом падения  $25^\circ$ . Это обеспечивает селективное измерение именно объемного рассеяния света в тканях зуба, что позволяет анализировать их внутреннюю структуру и оптические свойства. Различная спектральная чувствительность рассеяния в эмали и дентине позволяет отдельно оценивать состояние этих тканей по характеристикам детектируемого излучения.

Для реализации измерительного модуля разработана структурная схема системы, представленная на рис. 1.

Система состоит из двух основных блоков: измерительной головки (зонда) 2 и блока управления. В измерительной головке размещены пассивные оптические компоненты - линзы и защитное окно, что обеспечивает безопасность пациента и возможность стерилизации. Взаимодействие с биообъектом 1 осуществляется через два волоконно-



проецируется на матрицу из 11 фотодиодов, каждый из которых покрыт интерференционным фильтром с определенной полосой пропускания.

В разработанном алгоритме обработки спектральных данных используются относительные параметры вида  $R_i = \frac{I_i}{I_{oi}}$ , где  $I_i$  - интенсивность сигнала в  $i$ -м спектральном канале при измерении объекта,  $I_{oi}$  - опорная интенсивность сигнала при калибровке по белому эталону. Спектральные каналы сенсора охватывают диапазон длин волн: F1 (415 нм), F2 (445 нм), F3 (480 нм), F4 (515 нм), F5 (555 нм), F6 (590 нм), F7 (630 нм), F8 (680 нм).

Прибор состоит из стандартных функциональных узлов и элементов с гарантированными характеристиками, гибко управляется от ПК с программным обеспечением.

Обработка сигнала и визуализация результатов осуществляются на персональном компьютере или мобильном устройстве через беспроводной интерфейс. Программное обеспечение обеспечивает отображение спектра рассеяния в реальном времени, расчет цветовых параметров в системе CIE Lab\* и формирование цветовой карты зуба для передачи в зуботехническую лабораторию.

#### *Библиографический список*

1. Colorimetry: Understanding the CIE System / J. Schanda [ed.]. - Wiley, 2007. - 480 p.
2. Патент РФ № 2207528. Способ определения цвета объектов и устройство для его осуществления / Е.И. Чернов, О.Л. Головков, В.К. Леонтьев, В.В. Садовский. Опубл. 2003, Бюл. 18.

УДК 621.383

### **ОБ УСТРАНЕНИИ ПАРАЗИТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИИ В РЕФЛЕКТОМЕТРЕ**

Е.И. Чернов

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

*Рассмотрено техническое решение, обеспечивающее устранение паразитной интерференции, возникающей в фотоприёмнике в результате наложения падающего и отражённого от фоточувствительной поверхности фотоприёмника излучений и приводящей к снижению точности определения коэффициента отражения исследуемого зеркала.*

**Ключевые слова:** *рефлектометр, фотоприёмное устройство, оптический элемент, источник излучения.*

### **ON ELIMINATING PARASITIC INTERFERENCE IN A REFLECTOMETER**

E.I. Chernov

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

*A technical solution is considered that ensures the elimination of parasitic interference that occurs in the photodetector as a result of the overlapping of the incident and reflected radiation from the photodetector's photosensitive surface, resulting in a decrease in the accuracy of determining the reflection coefficient of the mirror under study.*

**Keywords:** 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 (1).

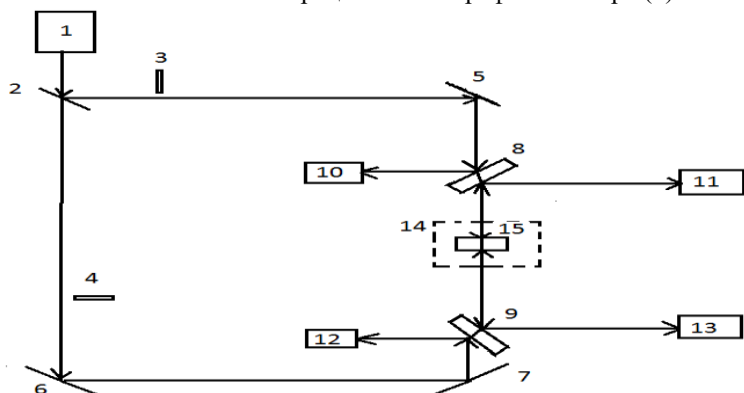


Рис. 1 – Оптическая схема прецизионного рефлектометра

На рис. 2 изображена фоточувствительная поверхность фотоприёмников 11, 13, оптически связанных с внутренней поверхностью светоделительных пластин 8, 9.

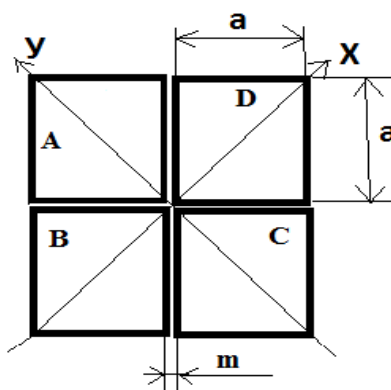


Рис. 2 – Фоточувствительная поверхность фотоприёмников 11, 13  
На рис. 3 изображена схема падения излучения на фотоприёмник.

На рис. 3 изображена схема падения излучения на фотоприёмник.

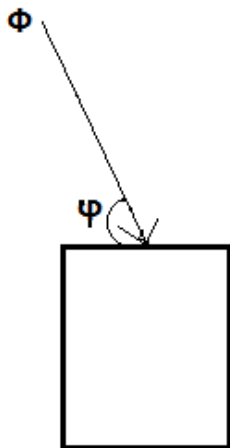


Рис. 3 – Схема падения излучения на фотоприёмник

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.

Фотоприёмные устройства установлены так (рис.3), чтобы угол  $\phi$  между линией, вдоль которой переносится энергия излучения на каждый из фотоприёмников (оптической осью), и плоскостью их входного окна составлял  $80-85^\circ$ . При этом устраняется наложение проходящего на фотоприёмник излучения и отражённого излучения от чувствительной поверхности фотоприёмника. Следует отметить, что значение  $\phi$  в этом диапазоне является оптимальным. При значениях  $\phi$  больше  $85^\circ$  начинает появляться интерференция, а при  $\phi$  меньше  $80^\circ$  ухудшается точность

регистрации положения пучков излучения фотоприёмными устройствами 11 и 13 в плоскости наклона вектора излучения.

Рефлектометр работает следующим образом.

Определение искомого коэффициента отражения зеркала 15 сводится к чётырём измерениям.

При первом измерении заглушкой 4 перекрывают световой поток, поступающий на зеркало 6, заглушку 3 убирают. Убрано также зеркало 15. Часть светового потока  $\Phi_{11}$ , 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 ФП10 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  $\Phi_{12}$ - 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  $\Phi_{21}$ , 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 ФП12 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  $\Phi_{22}$ – 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 № 2840105. Рефлектометр. Патентообладатель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Рязанский государственный радиотехнический университет». Автор: Чернов Е.И.. Заявка №2024130175. Приоритет изобретения 04.10.2024. Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации 25.05.2025. Срок действия патента истекает 04.10.2044.

## ОПТИМИЗАЦИЯ ЗАРУБЕЖНЫХ АМПЛИФИКАТОРОВ С ПОМОЩЬЮ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ ТЕРМОДАТЧИКОВ

К. А. Шибаев, Н.И. Иванова, К.В. Сидоров

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

*Описанная измерительная установка, предназначена для накопления продуктов полимеразной цепной реакции и регистрации сигналов флуоресценции образцов в реальном времени. Рассмотрен вариант усовершенствования измерительной установки (амплификатора) с помощью замещения импортных температурных датчиков отечественными с целью сделать прибор ремонтпригодным и удешевить его составляющие для большей доступности в лабораториях. Дана схема, а также описана работа прибора.*

**Ключевые слова:** амплификатор, ПЦР, дезоксирибонуклеиновая кислота (ДНК), термоблок, термодатчик.

## PHOTOIONIZATION DETECTION IN RESPIRATORY DIAGNOSTICS

K. A. Shibaev, N. I. Ivanova, K.V. Sidorov

Tver State Technical University, Tver

*The described measuring device is designed to accumulate polymerase chain reaction (PCR) products and record fluorescence signals of samples in real time. The option of improving the measuring system (amplifier) by replacing imported temperature sensors with domestic ones is considered in order to make the device maintainable and reduce the cost of its components for greater accessibility in laboratories. A diagram is given, and the operation of the device is described.*

**Keywords:** amplifier, polymerase chain reaction (PCR), deoxyribonucleic acid (DNA), thermoblock, thermal sensor

Амплификатор или термоциклер для полимеразной цепной реакции (ПЦР) – это устройство для контроля температуры алюминиевого блока с целью поддержания температуры, необходимой для каждого этапа цепной реакции в протоколе ПЦР.

ПЦР позволяет амплифицировать определённый участок дезоксирибонуклеиновой кислоты (ДНК) между двумя участками с известной последовательностью ДНК. Благодаря точным этапам нагревания и охлаждения ДНК может реплицироваться в экспоненциальной фазе. ПЦР можно использовать для генотипирования, клонирования, выявления мутаций, секвенирования, создания микрочипов, в криминалистике и для установления отцовства.

Процесс ПЦР состоит из трёх этапов: денатурации, отжига и элонгации (рис. 1). Перед началом цикла раствор для ПЦР-реакции должен содержать:

ДНК-матрицу (исходную ДНК для репликации), фермент ДНК-полимеразу, который соединяет молекулы в новые цепочки ДНК, праймеры для инициирования реакции ПЦР и связывания с одной из сторон одноцепочечной ДНК, дезоксинуклеозидтрифосфаты (DNTP) – строительные блоки новой реплицированной ДНК и буфер, обеспечивающий правильные условия для проведения реакции.

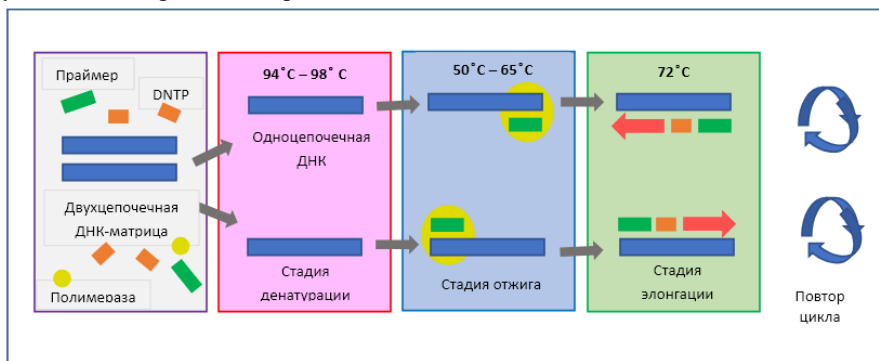


Рис. 1 – Цикл ПЦР

На первом этапе ПЦР образец нагревают до 94–98 °С. Это приводит к денатурации, то есть разрушению характерных свойств ДНК, и расщеплению молекулы на две одноцепочечные ДНК-молекулы. Каждая одноцепочечная ДНК в конечном итоге превратится в две двухцепочечные реплики ДНК. На втором этапе температуру снижают до 50–65 °С. На этом этапе праймеры отжигают, или связываются, с определенными последовательностями ДНК на каждом конце последовательности-мишени ДНК-матрицы. На этом этапе подготавливается и начинается удлинение ДНК. На третьем этапе температура повышается до 72 °С для завершения цикла. ДНК-полимераза удлиняет праймеры и копирует ДНК, добавляя DNTP для создания новой цепочки. Цикл завершается, когда количество ДНК увеличивается вдвое. Эти этапы можно повторять в течение многих циклов, чтобы добиться экспоненциального увеличения количества матричной ДНК. Этот процесс не является бесконечным циклом амплификации ДНК. В конечном итоге праймеры и DNTP будут полностью израсходованы, и цикл достигнет фазы плато без какой-либо дополнительной амплификации. Процесс ПЦР может быть выполнен с использованием термоциклера, что позволяет точно контролировать среду, в которой находится реакционный раствор для ПЦР. Быстрый и точный контроль температуры имеет решающее значение для эффективного проведения циклов ПЦР [1,2].

Амплификатор делится на три блока: термоблок, система термостатирования и система управления. Термоблок на рис. 2 предназначен для проведения трёх этапов ПЦР: денатурации, отжига и элонгации. Применяется два типа термоблоков – твердотельный и роторный.



хранения данных (10), мультиплексором(11), полностью дифференциальным усилителем (12), аналого-цифровой преобразователь (13), цифровым изолятором (14). Термоблок представлен блоком периферии и нагрева крышки (15). Так же на схеме представлен импульсный стабилизатор напряжения (16) с входами 12В/3А (17) и 5В/2А (18) и электрически стираемая перепрограммируемая постоянная память (19). Блок периферии представлен: принтером (20), компьютером (21), миниатюрной клавиатурой (22), жидкокристаллическим дисплеем (23), одноплатным компьютером (24) и плоским дисплеем (25).

В настоящее время широко используются зарубежные амплификаторы, которые зачастую неремонтопригодны, когда дело доходит до термодатчика.

При выходе из строя платы, на которой находится данный температурный датчик, приходится искать и покупать новый прибор. Для решения этой проблемы можно заменить плату и температурный датчик на отечественные.

Подходящие температурные датчики есть в запатентованной российской модели амплификатора (рис. 3) [5]. Регулятор температуры находится внутри пробирки и имеет возможность считывать информацию с температурных датчиков не реже 1-го раза в секунду, который в свою очередь расположен на вращающейся роторной конструкции.

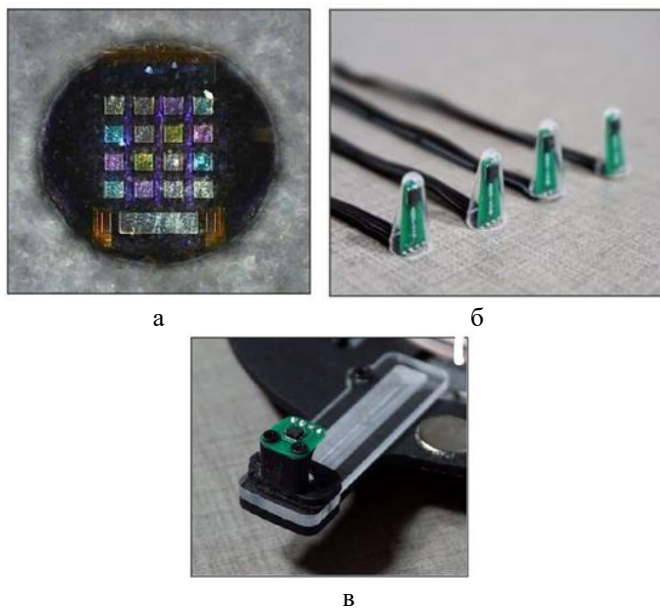


Рис. 3 – Датчики температуры

На рис. 3а изображен оптический детектор в виде чипа с внутренними светофильтрами. На рис. 3б представлены цифровые датчики температуры внутри пробирок, а на рис.3в – цифровые датчики температуры воздуха.

Датчики имеют разрешение 0,0078 °С и продублированы в целях безопасности и повышения точности. При таком варианте использования два датчика измеряют температуру в воздушном потоке, а два других – температуру в пробирках, при этом скорость измерения температуры составляет 64 раза в секунду. Пробирки с датчиками температуры (рис.3б) заполняются кремнийорганической термопастой, которая по физическим характеристикам повторяет жидкий ПЦР-микс. Датчики получают питание с помощью индуктивной передачи, аналогично беспроводным зарядкам для мобильных телефонов. Данные с датчиков передаются по радиоканалу в основной процессор устройства. Используемые датчики температуры обеспечивают высочайшую точность измерений и сертифицированы по медицинским стандартам ASTM E1112 и ISO 80601.

Их использование сделает амплификатор более ремонтпригодным и менее дорогим, что позволит конкурировать на рынке приборов для ПЦР-анализа.

#### *Библиографический список*

1. Now Available. CS-TC04: Polymerase Chain Reaction Thermal Cycler with Proportional-Integral Temperature Controller // WaveLength Electronics. 2021. URL: <https://www.teamwavelength.com/new-case-study-on-pcr-thermal-cycler-with-pi-temperature-controller> (дата обращения: 10.10.2025).
2. Design and Development of Embedded System Based PCR Thermal Cycler // V.Sailaja. / IOSR Journal of Electrical and Electronics Engineering (IOSR-JEEE), 2019, P. 45-53.
3. A Thermocycler Guide for Students: From Machine to Basic Maintenance / Tushar Chauhan // Genetic Education, 2025.
4. Чемерис А.В., Магданов Э.Г., Вахитов В.А. Вариации приборного обеспечения полимеразной цепной реакции // Бионика. 2012., 2 том, №2, С. 85-98.
5. Патент РФ № 216333, МПК C12M 1/10, C12M 1/34, B01L 7/00, G01N 1/00 Амплификатор. Опубликовано: 30.01.2023, Бюл. № 4.

УДК 615.47-114:616-07-08

### **МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛАСТИЧНОСТИ КОЖИ**

Р.А. Хакимова, К.Р. Уразбахтина

ФГБОУ ВО «Уфимский Университет Науки и Технологий», г. Уфа

*В данной статье рассмотрены основные методы определения эластичности кожи. Особое внимание уделено механическим методам – баллистометрии и кутометрии: из каких компонентов состоят приборы, а также их принципы работы. Были выявлены основные преимущества и ограничения метода, его применение в косметологии и дерматологии.*

**Ключевые слова:** кожа; эластичность; прибор для определения; баллистометрия; кутометрия.

## METHODS AND DEVICES FOR DETERMINING SKIN ELASTICITY

R.A. Khakimova, K.R. Urazbakhtina,  
Ufa University of Science and Technology, Ufa

*This article discusses the main methods for determining skin elasticity. Special attention is paid to mechanical methods – ballistometry and cutometry: what components the devices consist of, as well as their principles of operation. The main advantages and limitations of the method, its application in cosmetology and dermatology were identified.*

**Keywords:** skin; elasticity; detection device; ballistometry; cutometry.

Кожа (или кожный покров) является наружным покровом и представляет собой самый большой орган человеческого тела. Вес кожи взрослого человека составляет около 15-17% от общей массы организма [1].

Основная функция кожи заключается в защите организма от негативных воздействий внешней среды, а также в поддержании и регулировании общего гомеостаза. Защитные и регуляторные способности кожного покрова напрямую зависят от физических свойств, таких как эластичность и упругость [2].

Эластичность кожи представляет собой способность этого органа восстанавливать свою форму и размер после деформации, вызванной механическими воздействиями (такими как растяжение или сжатие) [4].

### **Обзор методов определения эластичности кожи.**

Существуют следующие методы определения эластичности: методы продольной деформации, к ним относятся тензометрический и торсиометрический, а также методы поперечной деформации, включающий в себя баллистометрию и кутометрию.

### **Тензометрический метод.**

Тензометрический метод (метод растяжения) – это механический метод измерения эластичности кожи с помощью растяжения. Принцип работы данного метода заключается в применении оборудования, включающего в себя систему фиксации кожного покрова, механизм для приложения нагрузки (растяжения), датчики измерения силы и перемещения, а также блок для обработки полученных данных.

При проведении измерений, изучаемый участок кожи фиксируется с помощью зажимов, один из которых неподвижен, а другой осуществляет растяжение, например, электромеханический привод, осуществляющий плавное и контролируемое перемещение. Сила сопротивления кожи регистрируется с помощью тензометрических датчиков. При этом оптические или емкостные энкодеры регистрируют величину удлинения образца [3].

### **Торсионметрический метод.**

Следующий метод продольной деформации – торсионметрический или метод скручивания. Данный метод исследования заключается в использовании фиксаторов-зажимов, высокочувствительных датчиков крутящего момента и угловые энкодеры и блок для обработки данных [3].

При проведении исследований, участок кожного покрова фиксируют между измерительными дисками, затем производится воздействие (скручивание) с увеличением угла от 5 до 30 градусов, регистрирующееся с помощью угловых энкодеров. Далее производится обработка полученных результатов при сдвиговой деформации участка [4].

### **Обзор методов определения эластичности кожи на основе существующих приборов.**

#### **Баллистометрия.**

Одним из приборов для измерения увеличения или уменьшения эластичности кожи методом баллистометрии является Ballistometer BLS 780 от компании Dia-Stron.



Рис. 1 – Ballistometer BLS 780 от компании Dia-Stron

Принцип его работы основан на воздействии на участок кожи с постоянной силой. Баллистометр включает в себя тонкий зонд длиной 25 сантиметров, компактный блок управления, который подключается к последовательному порту персонального компьютера. Зонд включает в себя рычаг, который подвешен в точке равновесия на торсионной проволоке. На одном конце размещен стилус с рубиновым шариком-наконечником. Данный рычаг активируется с помощью соленоида, который поднимает наконечник над исследуемым участком кожи. При отпускании рычаг совершает колебательные движения вокруг своего положения равновесия, и стилус несколько раз подпрыгивает на исследуемом участке, далее – останавливается. При помощи оптического датчика производится контроль

за положением рычага, затем позиционные данные через блок управления передаются на ПК [5].

Основные параметры, который рассчитывает данный прибор – это максимальная глубина проникновения кончика зонда под уровень кожи, а также коэффициент восстановления – где высокое значение указывает на образец, обладающий высокой эластичностью.

Основная сфера применения Ballistometer BLS 780 сосредоточена в области дерматологии и косметологии. В клинической дерматологии прибор используется для объективной диагностики и мониторинга таких заболеваний как склеродермия, эластоз, а также для оценки возрастных изменений кожного покрова.

Важнейшим преимуществом прибора является его исключительная точность измерений, достигаемая за счет использования прецизионной оптической системы регистрации с разрешением до 0,1 микрометра и полностью автоматизированного процесса контроля параметров воздействия. При этом методика является абсолютно неинвазивной и безопасной для пациента [5].

### **Кутометрия.**

Также одним из проборов для измерения эластичности кожи является Cutometer MPA 580 от компании Courage + Khazaka electronic GmbH.



Рис. 2 – Cutometer MPA 580 от компании Courage + Khazaka electronic GmbH

Принцип измерения Cutometer основан на методе всасывания, при котором отрицательное давление механически деформирует кожу. При создании регулируемого отрицательного давления (100-500 mbar) система фиксирует изменения интенсивности отраженного света, вызванные деформацией кожи. В реальном времени регистрируются амплитуда смещения (глубина проникновения 0,1-2,5 мм), динамика деформации и скорость восстановления. После чего строятся деформационные кривые [6].

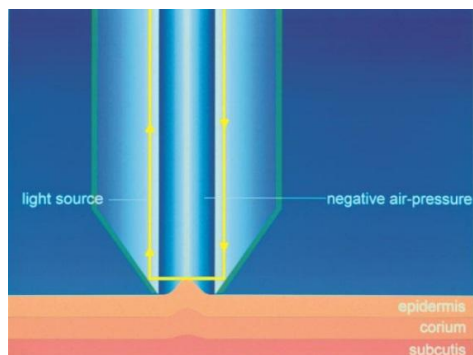


Рис. 3 – Взаимодействие датчика с кожным покровом при проведении измерения с помощью Кутометра МРА 580

Анализ деформационных кривых дает ключевые параметры такие как: мгновенная упругая деформацию, замедленную эластичную деформацию, коэффициент упругого восстановления и вязко-эластичные характеристики [6].

К основным преимуществам данного прибора стоит отнести неинвазивность – измерения могут производиться многократно без риска повреждения тканей. Они происходят в реальном времени (поведение кожи во время всасывания и расслабления) и отображаются на экране в виде мгновенных кривых. Также к преимуществам стоит отнести небольшой удобный размер зонда позволяет успешно измерять труднодоступные участки кожи.

Заключение. В данной обзорной статье были представлены основные методы измерения эластичности кожи человека (баллистометрия, кутометрия), разобраны и описаны основные приборы и принципы их работы на примере Ballistometer BLS 780 от компании Dia-Stron и Cutometer MPA 580 от компании Courage + Khazaka electronic GmbH, а также приведены основные преимущества данных методов и приборов в дерматологических исследованиях для оценки свойств кожи.

#### *Библиографический список*

1. Цибулевский А. Ю., Дубовая Т. К. КОЖА: МОРФОЛОГИЯ, ГИСТОХИМИЯ, ГИСТОФИЗИОЛОГИЯ // Крымский журнал экспериментальной и клинической медицины. 2021. №1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/kozha-morfologiya-gistohimiya-gistofiziologiya> (дата обращения: 06.05.2025).
2. Путинцева П. А., Конышева Е. Д., Мильчаков Д. Е. Способы восстановления эластичности кожи и их эффективность (на примере некоторых современных методов) // МНИЖ. 2015. №3-4 (34). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/sposoby-vosstanovleniya-elastichnosti-kozhi-i-ih-effektivnost-na-primere-nekotoryh-sovremennyh-metodov> (дата обращения: 06.05.2025).

3. Гусев В.Г., Мустафин Т.Н. Измерительные приборы для оценки физических свойств кожного покрова человека // Вестник Уфим. гос. авиац. техн. ун-та. Выпуск № 1. Том 13, 2009. – С. 197-192 (дата обращения: 07.05.2025).
4. Семенова Е.П., Тюрина М.М. АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОЖНОГО ПОКРОВА // Новые технологии и проблемы технических наук / Сборник научных трудов по итогам международной научно-практической конференции. Красноярск, 2014. – С. 156 (дата обращения: 07.05.2025).
5. BLS780 Ballistometer Dia-Stron-BLS780-Brochure-V2.pdf URL: <https://www.diastron.com/app/uploads/2018/06/Dia-Stron-BLS780-Brochure-V2.pdf> (дата обращения: 06.05.2025).
6. Cutometer® MPA 580 - Skin Elasticity Measurement URL: <https://www.courage-khazaka.com/en/scientific-products/cutometer-dual-mpa-580> (дата обращения: 06.05.2025).

УДК 621.3.087.92

## УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АЦП ПО МЕТОДУ СКОЛЬЗЯЩЕЙ ГИСТОГРАММЫ

А.М. Абрамов

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

*Рассматриваются схемотехнические решения устройства для измерения статических характеристик аналого-цифровых преобразователей (АЦП), связанные с формированием калиброванного измерительного сигнала, представляющего собой сумму напряжений переменной составляющей малой амплитуды и медленно изменяющегося опорного напряжения.*

**Ключевые слова:** измерительный сигнал, АЦП, статические характеристики, шум квантования, понижающий трансформатор.

## DEVICE FOR MEASURING STATIC CHARACTERISTICS OF AN ADC USING THE SLIDING HISTOGRAM METHOD

A.M. Abramov

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

*This paper examines circuit design solutions for a device measuring static characteristics of analog-to-digital converters (ADCs), focusing on the generation of a calibrated test signal representing the sum of a low-amplitude AC voltage component and a slowly varying reference voltage.*

**Keywords:** test signal, ADC, static characteristics, quantization noise, step-down transformer.

В работах [1-4] предложены методы определения статических характеристик АЦП, включая дифференциальную и интегральную нелинейность, аддитивную и мультипликативную погрешность. Основная идея методов заключается в замене прецизионного испытательного оборудования прецизионными методиками, что позволяет существенно снизить требования к образцовым средствам измерений.

В частности, в работе [4] показано, что использование измерительного сигнала (ИС) со стабильной, но не обязательно идеальной математической формой позволяет проводить точные измерения функции преобразования (ФП) испытываемого АЦП, при которых каждый участок ИС с различным наклоном участвует в испытании каждого интервала квантования АЦП. При этом систематическая погрешность, обусловленная отклонением реальной формы ИС от идеальной математической, в процессе измерения ФП вносится во все интервалы квантования АЦП одинаково, не искажая соотношения между их шириной при вычислении дифференциальной нелинейности, а следовательно, и интегральной нелинейности.

Реализация метода [4] сопряжена с технической сложностью решения нетривиальной задачи сложения двух напряжений, переменного и постоянного, без внесения искажений в форму переменной составляющей. Любое активное устройство сложения, такое как схема на основе операционных усилителей, вносит собственные нелинейные искажения. Эти искажения могут быть сопоставимы с погрешностью самого испытываемого АЦП или даже превышать её, что ставит под сомнение достоверность результатов испытаний.

Для решения этой задачи предлагается устройство для измерения статических характеристик АЦП (рис. 1), основанное на использовании понижающего трансформатора.

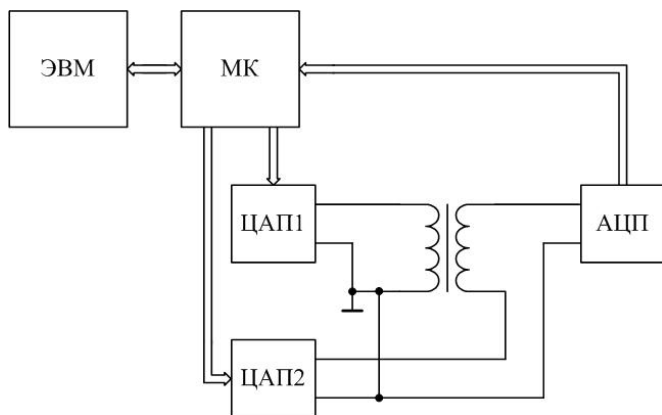


Рис. 1 – Устройство для измерения статических характеристик АЦП

Использование понижающего трансформатора позволяет обойти фундаментальные ограничения активных схем. Он обеспечивает сложение сигналов за счёт их физического разделения и линейного пассивного преобразования. Это гарантирует сохранение формы переменной составляющей с точностью, определяемой добротностью и линейностью магнитопровода. Линейность преобразования в качественных трансформаторах на несколько порядков превосходит линейность активных элементов, используемых в схемах сложения.

Устройство работает следующим образом [5]. Измерительный сигнал треугольной формы, сформированный с помощью генератора ИС или ЦАП1, пропускают через понижающий трансформатор для уменьшения шума квантования, вносимого ЦАП1, с коэффициентом трансформации  $k$  определяемым как,

$$k \geq \frac{h_{\Gamma}}{h_{\text{АЦП}}} \times \gamma_{\text{ТР}},$$

где  $h_{\Gamma}$  – номинальное значение шага квантования ЦАП1,  $h_{\text{АЦП}}$  – ожидаемое значение шага квантования испытываемого АЦП;  $\gamma_{\text{ТР}}$  – требуемое превышение точности способа над точностью испытываемого АЦП.

При этом ослабленный ИС на входе испытываемого АЦП вначале формируют так, чтобы верхняя граница номинального размаха ослабленного ИС не превышала минимальное напряжение кодового перехода испытываемого АЦП.

Ослабленный ИС начинают перемещать с помощью источника сигнала перемещения ИС или ЦАП2, по всему динамическому диапазону испытываемого АЦП, с номинальным значением близким к шагу квантования испытываемого АЦП, подавая на второй вывод вторичной обмотки понижающего трансформатора соответствующее напряжение с ЦАП2. При этом накапливая на каждом шаге локальную гистограмму кодов с испытываемого АЦП в области размаха ослабленного ИС, исключая коды на границах ослабленного ИС. Продолжают испытания и накопление числа кодов до тех пор, пока нижняя граница номинального размаха ослабленного ИС не превысит максимальное напряжение кодового перехода испытываемого АЦП. Для этого фиксируют соответствующие коды с испытываемого АЦП микроконтроллером (МК), который в свою очередь передает эти коды на ЭВМ.

Таким образом, в работе представлено устройство для измерения статических характеристик АЦП, использующее понижающий трансформатор для пассивного суммирования сигналов. Показано, что данное решение обеспечивает минимальный уровень нелинейных искажений благодаря исключению активных элементов из цепи формирования результирующего измерительного сигнала.

### *Библиографический список*

- 1.Абрамов А.М. Учет нелинейной составляющей измерительного сигнала по связанным гистограммам при метрологических испытаниях АЦП / А.М. Абрамов // Вестник РГРТУ. 2024. № 88. С. 95-105.
- 2.Абрамов А.М. Влияние нестационарных эффектов испытательной среды на точность метода связанных гистограмм при метрологическом испытании АЦП / А.М. Абрамов // Вестник РГРТУ. 2025. № 91. С. 249-255.
- 3.Абрамов А.М. Аппаратно-программная реализация и экспериментальное исследование метода связанных гистограмм при испытаниях канала аналогового ввода и преобразования платы сбора данных NI PCIe-6321 / А.М. Абрамов // Вестник РГРТУ. 2025. № 92. С. 226-239.
- 4.Патент № 2337475 РФ, МПК H03M 1/10 Способ метрологического испытания и аттестации статических характеристик АЦП и устройство для его осуществления / Е.М. Прошин, С.Г. Гуржин, А.М. Абрамов; Рязанский государственный радиотехнический университет. – заявл. 22.05.2007; опубл. 27.10.2008, Бюл. № 30. – 12 с.
- 5.Патент № 236604 U1 РФ, МПК H03M 1/10 Устройство для измерения статических характеристик АЦП / А.М. Абрамов, Е.М. Прошин; Рязанский государственный радиотехнический университет. – заявл. 13.02.2025; опубл. 18.08.2025, Бюл. № 23. – 6 с.

УДК 621.3.087.92

### **УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ИНТЕГРАЛЬНОЙ НЕЛИНЕЙНОСТИ АЦП ПО МЕТОДУ СВЯЗАННЫХ ГИСТОГРАММ**

А.М. Абрамов

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

*Представлено схемотехническое решение, направленное на формирование трёх измерительных сигналов, идентичных по форме и амплитуде, но имеющих фиксированное смещение по уровню относительно друг друга, для высокоточного измерения интегральной нелинейности АЦП. Ключевым требованием к схемотехнике является минимизация различий в форме и амплитуде между сигналами.*

**Ключевые слова:** измерительный сигнал, форма сигнала, смещение по уровню, аналоговый сумматор, АЦП, интегральная нелинейность.

### **ADC INL MEASUREMENT DEVICE BASED ON THE RELATED HISTOGRAMS METHOD**

A.M. Abramov

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

*This paper presents a circuit design for generating three measurement signals with identical waveform and amplitude but fixed mutual DC offset, enabling high-accuracy ADC INL measurement. The fundamental circuit requirement is minimizing inter-signal distortions in both waveform and amplitude.*

**Keywords:** measurement signal, signal shape, level offset, analog adder, ADC, integral nonlinearity.

В работах [1-5] предложены методы определения статических характеристик АЦП, включая дифференциальную и интегральную нелинейность, аддитивную и мультипликативную погрешность. Ключевой особенностью этих методов является замещение дорогостоящего прецизионного оборудования специализированными измерительными методиками, что обеспечивает существенное снижение требований к точности образцовых средств измерений.

В частности, в работе [2] показано, что с помощью трех связанных гистограмм можно вычислить нелинейную составляющую измерительного сигнала (ИС) и использовать эту нелинейность при вычислении интегральной нелинейности (INL) АЦП. Гистограммы получают при подаче на вход АЦП периодического сигнала треугольной формы, а также этого же сигнала, но смещённого по уровню вниз и вверх.

Для аппаратной реализации метода [3] требуется два цифро-аналоговых преобразователя (ЦАП). ЦАП1 формирует исходный ИС треугольной формы, а ЦАП2 задает напряжение смещения, суммируемое с исходным ИС через прецизионный аналоговый сумматор.

Управление ЦАП осуществляется через микроконтроллер (МК), который задает параметры исходного ИС на выходе ЦАП1, а также регулирует уровень смещения исходного ИС с помощью ЦАП2. Это позволяет программно формировать требуемую серию смещенных сигналов для построения трех связанных гистограмм. Для обеспечения метрологической точности в схему вводятся прецизионные источники опорного напряжения, стабилизирующие работу обоих ЦАП.

Структурная схема предлагаемого устройства представлена на рис. 1.

Устройство работает следующим образом [4]. Исходный ИС (периодическое напряжение треугольной формы) с выходным диапазоном, равным входному диапазону испытываемого АЦП, сформированный с помощью ЦАП1, подают на первый вход аналогового сумматора. При этом исходный ИС с выхода аналогового сумматора вначале формируют так, чтобы нижняя граница исходного ИС соответствовала минимальному напряжению кодового перехода АЦП. В результате чего МК фиксирует соответствующие коды с испытываемого АЦП и передает эти коды на ЭВМ для определения первой гистограммы распределения кодов АЦП. Затем исходный ИС суммируют с сигналом перемещения, смещая исходный ИС по уровню вниз. Для этого подают на второй вход аналогового сумматора соответствующее напряжение с ЦАП2 и фиксируют коды с испытываемого

АЦП МК, который в свою очередь передает эти коды на ЭВМ для определения второй гистограммы распределения кодов АЦП. Снова исходный ИС суммируют с сигналом перемещения, смещая исходный ИС по уровню вверх. Для этого подают на второй вход аналогового сумматора соответствующее напряжение с ЦАП2 и фиксируют коды с испытываемого АЦП МК, который в свою очередь передает эти коды на ЭВМ для определения третьей гистограммы распределения кодов АЦП. Далее с помощью построенных гистограмм ЭВМ определяет вклад нелинейной составляющей ИС в INL для каждого кода АЦП, за исключением минимального и максимального [5]. Учитывая нелинейную составляющую ИС, ЭВМ определяют INL для каждого кода АЦП во второй и третьей гистограмме. Затем ЭВМ объединяет INL для кодов АЦП во второй гистограмме с INL для кодов АЦП в третьей гистограмме, и получает INL для каждого кода АЦП, за исключением минимального и максимального.

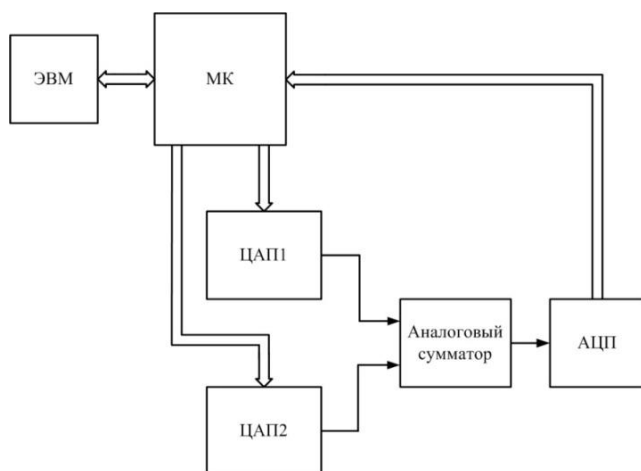


Рис. 1 – Устройство для измерения интегральной нелинейности АЦП

Таким образом, в работе представлено устройство для измерения INL АЦП, основу которого составляют два цифро-аналоговых преобразователя (ЦАП1, ЦАП2) и прецизионный аналоговый сумматор.

В качестве альтернативы активному суммированию рассматривались пассивные решения. Например, резистивный сумматор является наиболее простой реализацией, но неизбежно ослабляет амплитуду сигнала, что требует введения дополнительного усилительного каскада. Более совершенным пассивным решением выступает использование понижающего трансформатора, обеспечивающего гальваническую развязку цепей и высокую линейность преобразования. Критическим ограничением данной схемы является изменение амплитуды ИС, что делает её неприменимой для метода связанных гистограмм.

### *Библиографический список*

1. Патент № 2337475 РФ, МПК H03M 1/10 Способ метрологического испытания и аттестации статических характеристик АЦП и устройство для его осуществления / Е.М. Прошин, С.Г. Гуржин, А.М. Абрамов; Рязанский государственный радиотехнический университет. – заявл. 22.05.2007; опубл. 27.10.2008, Бюл. № 30. – 12 с.
2. Патент № 2828783 РФ, МПК H03M 1/10 Способ определения интегральной и дифференциальной нелинейностей АЦП и устройство для его осуществления/А.М.Абрамов; Рязанский государственный радиотехнический университет. – заявл. 07.02.2024; опубл. 18.10.2024, Бюл. № 29. – 22 с.
3. Абрамов А.М. Аппаратно-программная реализация и экспериментальное исследование метода связанных гистограмм при испытаниях канала аналогового ввода и преобразования платы сбора данных NI PCIe-6321 / А.М. Абрамов // Вестник РГРТУ. 2025. № 92. С. 226-239.
4. Абрамов А.М. Влияние нестационарных эффектов испытательной среды на точность метода связанных гистограмм при метрологическом испытании АЦП / А.М. Абрамов // Вестник РГРТУ. 2025. № 91. С. 249-255.
5. Абрамов А.М. Учет нелинейной составляющей измерительного сигнала по связанным гистограммам при метрологических испытаниях АЦП / А.М. Абрамов // Вестник РГРТУ. 2024. № 88. С. 95-105.

УДК 616.12-073.7

### **РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА**

Ю.В. Сидорова, К.А. Шибает, К.В. Сидоров, Н.И. Иванова  
ФГБОУ ВО «Тверской государственной технический университет», г. Тверь

*Рассмотрен макет электрокардиографа, который дает возможность регистрировать одноканальную электрокардиограмму (ЭКГ). Устройство разработано на основе микроконтроллерной платы DFRduino UNO R3. Приведено описание аппаратной части устройства, а также продемонстрированы результаты его тестирования.*

**Ключевые слова:** электрокардиография, электрокардиограф, датчик, ЭКГ.

### **DEVELOPMENT OF AN ELECTROCARDIOGRAPH**

Yu.V. Sidorova, K.A. Shibaev, K.V. Sidorov, N.I. Ivanova  
Tver State Technical University, Tver

*The model of an electrocardiograph, which makes it possible to record a single-channel electrocardiogram (ECG), is considered. The device is based on the DFRduino UNO R3 microcontroller board. The hardware of the device is described, as well as the results of its testing are demonstrated.*

**Keywords:** electrocardiography, electrocardiograph, sensor, ECG.

В настоящее время динамично развивается направление исследований по созданию и разработке различных алгоритмических, математических, программных и технических решений, ориентированных на задачи диагностики и контроля состояния сердечно-сосудистой системы человека (сфера кардиологии) [1].

Один из самых эффективных методов исследования в кардиологии – электрокардиография [2]. С помощью данного метода исследуется электрическая активность сердечной деятельности человека на основе анализа биомедицинского сигнала – электрокардиограммы (ЭКГ).

При регистрации, обработке и анализе ЭКГ применяются специализированные приборы – электрокардиографы [3]. В состав этих приборов обязательно входят усилители биомедицинских сигналов и фильтры, которые очищают сигналы от разнотипных шумов и помех. Регистрация ЭКГ осуществляется с электродами, которые располагаются в соответствующих отведениях, например, 12 отведений (рис. 1) [4].

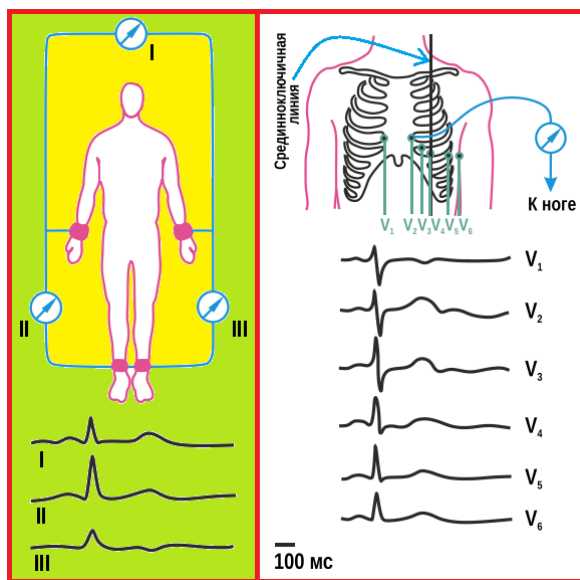


Рис. 1 – Отведения Эйнтховена (I-III) и грудные отведения (V1-V6)

В состав фрагмента (паттерна) ЭКГ (рис. 2) входят разнообразные зубцы (пики). Врач-кардиолог анализирует данные пики на ЭКГ и на основе этого далее он может осуществлять диагностику, лечение и профилактику заболеваний сердечно-сосудистой системы человека.

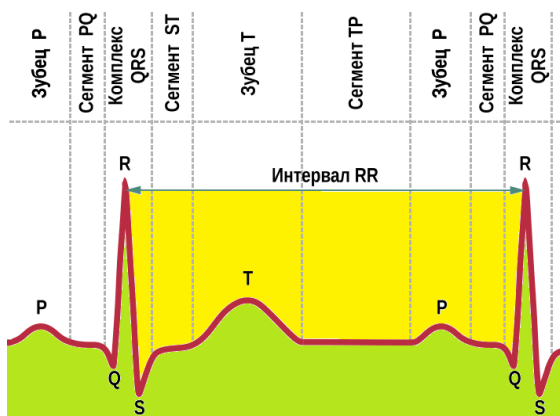


Рис. 2 – Зубцы (пики) одноканальной ЭКГ

Частота сердечных сокращений (ЧСС) – один из информативных признаков, который повсеместно используется врачами для классификации нормального ритма сердцебиения человека (пациента) и его разнообразных нарушений (аритмий), например, брадикардия (ЧСС < 60 уд./мин), тахикардия (ЧСС > более 100 уд./мин). ЧСС находится по интервалу RR, который отвечает за длительность (период) сердечного цикла человека.

На текущий момент перед авторами работы была сформулирована следующая постановка задачи – разработать макет электрокардиографа, который позволит регистрировать и обрабатывать одноканальную ЭКГ.

Блок-схема одноканального электрокардиографа продемонстрирована на рис. 3. В устройство заложены контактная и бесконтактная передачи зарегистрированного сигнала ЭКГ человека [3].

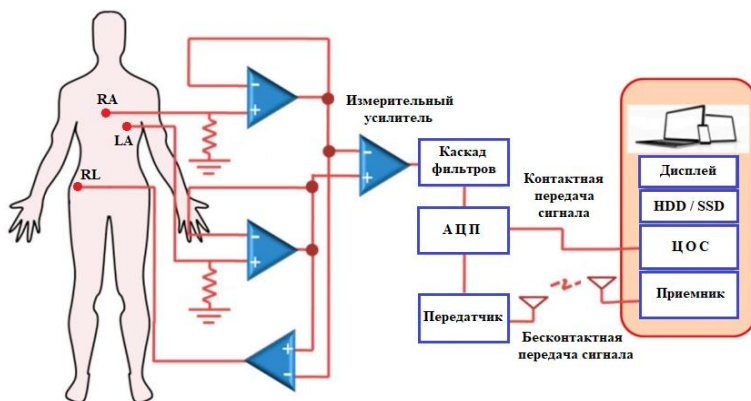


Рис. 3 – Блок-схема устройства: АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ЦОС – цифровая обработка сигналов

Функционирование одноканального электрокардиографа основано на работе датчика компании DFRobot – Analog ECG Heart Rate Sensor ( $U_{ex.} = 3.3\text{--}6\text{ В}$ ;  $U_{вых.} = 0\text{--}3.3\text{ В}$ ;  $I_{раб.} < 10\text{ мА}$ ) [5]. В состав датчика включен широко применяемый модуль AD8232 [6].

На рис. 4 приведен внешний вид аппаратной части устройства (электроды RL, RA, LA – правая нога, правая рука, левая рука, соответственно).

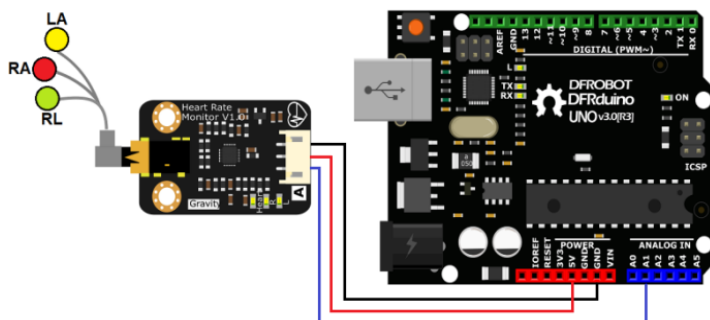


Рис. 4 – Аппаратная часть одноканального электрокардиографа

Биомедицинский сигнал (одноканальная ЭКГ) от датчика поступает на микроконтроллер DFRduino UNO R3, далее через канал USB информация передается на персональный компьютер. Регистрация и обработка паттернов ЭКГ осуществляется в программе, которая реализована в среде LabVIEW.

На рис. 5 проиллюстрирован паттерн ЭКГ студента университета.

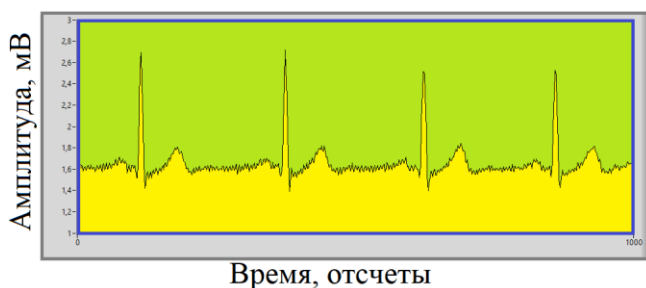


Рис. 5 – Паттерн одноканальной ЭКГ  
(мужчина в возрасте 22 года, состояние покоя)

Предварительное тестирование устройства для регистрации одноканальной ЭКГ показывает его работоспособность.

Дальнейшие шаги в исследовании будут связаны с усовершенствованием аппаратной и программной частей устройства, в том числе с добавлением в устройство бесконтактной передачи паттернов ЭКГ, а также с созданием алгоритмов шумоподавления и ЦОС.

### *Библиографический список*

1. Биомедицинские сигналы и изображения в цифровом здравоохранении: хранение, обработка и анализ: учебное пособие / В.С. Кубланов [и др.]. Екатеринбург: Изд-во Урал. ун-та, 2020. 240 с.
2. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. 9-е изд., испр. М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2017. 560 с.
3. Majumder S., Mondal T., Deen M.J. Wearable Sensors for Remote Health Monitoring // Sensors. 2017. Vol. 17, no. 1, 130. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/1/130> (дата обращения: 30.10.2025).
4. Прикладная электрофизиология. Методические материалы: теория и лабораторные работы. М.: ООО «Битроникс», 2017. 79 с.
5. Gravity: Analog Heart Rate Monitor Sensor (ECG) for Arduino. URL: <https://www.dfrobot.com/product-1510.html> (дата обращения: 30.10.2025).
6. AD8232: Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End. URL: <https://www.alldatasheetru.com/datasheet-pdf/pdf/527942/AD/AD8232.html> (дата обращения: 30.10.2025).

УДК 621.317.4

### **ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ МЕТОДОВ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ**

С.В. Губарева, А.М. Абрамов

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

*В статье представлен обзор развития методов экспериментального определения статических характеристик датчиков магнитного поля. Прослежена эволюция методик от раннего этапа с использованием постоянных магнитов и простых соленоидов до современных автоматизированных калибровочных комплексов. Проанализированы основные исторические события.*

**Ключевые слова:** датчик магнитного поля, статическая характеристика, эффект Холла, история развития, методы измерения.

### **HISTORY OF DEVELOPMENT OF METHODS FOR EXPERIMENTAL DETERMINATION OF STATIC CHARACTERISTICS OF MAGNETIC FIELD SENSORS**

S.V. Gubareva, A.M. Abramov

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

*This article presents an overview of the development of methods for experimentally determining the static characteristics of magnetic field sensors. It traces the*

*evolution of these techniques from their early stages using permanent magnets and simple solenoids to modern automated calibration systems. Key historical events are analyzed.*

**Keywords:** *magnetic field sensor, static characteristic, Hall effect, development history, measurement methods.*

Современная наука и техника немислимы без точных измерений магнитных полей. Датчики магнитного поля (МП) являются критически важными компонентами в самых различных областях: от систем навигации и позиционирования, основанных на измерении магнитного поля Земли, до медицинской диагностической аппаратуры, неразрушающего контроля в промышленности и фундаментальных физических исследований. Возрастающие требования к точности, чувствительности и миниатюризации этих устройств обуславливают необходимость их тщательной и метрологически обоснованной характеристики.

Ключевую роль в оценке качества и точности датчиков МП играют их статические характеристики, описывающие зависимость выходного сигнала датчика от величины измеряемого магнитного поля в установившихся режимах. К ним относятся, прежде всего, функция преобразования, чувствительность, нелинейность, гистерезис и смещение нуля. Достоверное определение этих параметров является обязательным этапом как при разработке новых типов датчиков, так и при их практическом применении. Однако сам процесс экспериментального определения этих характеристик претерпел значительную эволюцию, тесно связанную с историей развития физики, электроники и метрологии.

Многообразие принципов действия датчиков МП, появившихся в разное время, напрямую влияло на развитие специализированных методик их экспериментального исследования.

Исторически развитие датчиков МП шло от простых индукционных методов к сложным квантовым и спинтронным технологиям.

*Индукционные катушки (катушки Роговского).* Один из старейших типов датчиков, основанный на законе электромагнитной индукции Фарадея. ЭДС наводится в катушке при изменении магнитного потока. Важной особенностью, влияющей на методику определения статических характеристик, является неспособность датчиков измерять постоянные магнитные поля в статическом режиме без применения специальных методов.

*Датчики на основе эффекта Холла.* Открытый в 1879 году Эдвином Холлом, этот эффект нашел практическое применение в полупроводниковых датчиках в середине XX века. Чувствительный элемент генерирует напряжение, пропорциональное векторному произведению плотности тока и индукции магнитного поля. Датчики Холла способны измерять постоянные и переменные поля, отличаются простотой конструкции и широким

динамическим диапазоном, но могут иметь значительное смещение нуля и температурную зависимость, что требует тщательной калибровки.

*Флюксгаты (магнитометры с насыщением сердечника).* Получили развитие с 1930-х годов. Принцип действия основан на нелинейности кривой намагничивания ферромагнитного сердечника, возбуждаемого переменным током. Вторая гармоника выходного сигнала пропорциональна напряженности постоянного внешнего поля. Флюксгаты обладают высокой чувствительностью к слабым полям (порядка десятков нанотесла), но для них характерны такие явления, как гистерезис и зависимость от направления поля, что делает определение их статических характеристик комплексной задачей.

*Магниторезистивные датчики.* Эта группа включает:

- *Анизотропные магниторезисторы (AMR),* чье сопротивление зависит от угла между вектором намагниченности и направлением тока. Широко использовались с 1970-х годов.

- *Гигантские (GMR) и туннельные (TMR) магниторезисторы,* открытые в конце 1980–1990-х годах. Они обладают значительно большим изменением сопротивления в магнитном поле.

Для всех магниторезистивных датчиков характерна нелинейная и часто неоднозначная функция преобразования, а также гистерезис, что обуславливает необходимость их полной векторной калибровки.

- *Сверхпроводящие квантовые интерферометры (СКВИДы).* Появившиеся в 1960-х годах, СКВИДы являются самыми чувствительными датчиками магнитного поля. Их работа основана на эффекте Джозефсона и квантовании магнитного потока. Чрезвычайно высокая чувствительность (до  $10^{-15}$  Тл) предъявляет исключительные требования к методике калибровки: необходима строжайшая магнитная экранировка, использование специальных низкошумящих усилителей и методов синхронного детектирования.

Оптические магнитометры. К этой группе относятся датчики, использующие взаимодействие магнитного поля с атомными системами. Их развитие активно продолжается в XXI веке. Они могут достигать чувствительности, сопоставимой со СКВИДами, но не требуют криогенного охлаждения. Калибровка таких датчиков часто основывается на фундаментальных физических константах (гиромагнитное отношение), что делает их перспективными в качестве вторичных эталонов.

Статическим режимом работы датчика считается режим, при котором магнитное поле и выходной сигнал не изменяются во времени, а все переходные процессы завершены. Для количественного описания поведения ДМП в этом режиме используется следующий набор основных характеристик:

*Функция преобразования.* Это зависимость выходного сигнала  $Y$  (напряжение, ток, код) от измеряемой величины  $X$  – магнитной индукции  $B$

или напряженности поля  $H$ . В идеальном случае она линейна:  $Y = S \cdot B + Y_0$ , где  $S$  – чувствительность,  $Y_0$  – сигнал при нулевом поле.

*Чувствительность ( $S$ ).* Определяется как отношение изменения выходного сигнала датчика к вызвавшему его изменению магнитного поля.  $S = \Delta Y / \Delta B$ . Для линейной характеристики это тангенс угла наклона градуировочной прямой.

*Порог чувствительности (разрешающая способность).* Минимальное изменение магнитного поля, которое может быть обнаружено датчиком на уровне шумов.

*Нелинейность.* Наибольшее отклонение реальной функции преобразования от аппроксимирующей прямой в заданном диапазоне измерений. Выражается в процентах от полной шкалы выходного сигнала.

*Гистерезис.* Различие выходных сигналов датчика при одной и той же величине магнитного поля в зависимости от предыстории его изменения (при подходе к точке со стороны возрастания или убывания поля).

*Смещение нуля ( $Y_0$ ).* Выходной сигнал датчика при нулевой величине измеряемого магнитного поля.

Таким образом, экспериментальное определение статических характеристик сводится к точному измерению пар значений ( $B_i$ ,  $Y_i$ ) при плавном изменении величины калибровочного магнитного поля в пределах рабочего диапазона датчика с последующим циклом обработки данных для вычисления всех вышеперечисленных параметров. Эволюция методов создания этого калибровочного поля и измерения отклика  $Y$  и составляет основное содержание исторического анализа.

Историческое развитие этих методов представляет собой путь от простых устройств с расчетными полями к сложным, метрологически аттестованным системам, основанным на фундаментальных физических константах.

*Ранний этап (конец XIX – первая половина XX века): Использование постоянных магнитов и простых соленоидов*

На заре становления магнитометрии в качестве источников магнитного поля использовались преимущественно постоянные магниты и однослойные соленоиды.

Постоянные магниты создавали стабильное поле, однако его величина была труднорегулируемой и сильно зависела от температуры и времени (явление старения материала). Главной проблемой была неоднородность поля в рабочем объеме, что затрудняло точное определение величины поля, воздействующего на чувствительный элемент датчика. Калибровка сводилась к косвенным методам, например, использованию эталонного компаса или другого, уже протестированного датчика.

Простые соленоиды стали значительным шагом вперед, так как позволяли регулировать величину поля путем изменения тока питания. Точность этого метода ограничивалась несколькими факторами:

- Конечная длина соленоида. Реальное поле отличалось от расчетного для бесконечно длинного идеального случая.

- Точность изготовления. Неравномерность намотки витков вносила существенную погрешность.

- Стабильность источника тока. Ранние источники питания (батарей, примитивные выпрямители) не могли обеспечить достаточную стабильность тока.

- Температурный дрейф. Нагрев обмотки приводил к изменению сопротивления и, как следствие, тока.

Несмотря на эти ограничения, соленоиды и постоянные магниты позволили провести первые количественные исследования таких датчиков, как датчики Холла, и заложить основы методик калибровки.

*Развитие стандартов и эталонных систем (середина – вторая половина XX века): Эра катушек Гельмгольца и первичных эталонов*

Серьезный прорыв в точности калибровки датчиков МП произошел с широким внедрением катушек Гельмгольца. Эта система из двух соосных кольцевых катушек, разнесенных на расстояние, равное их радиусу, создает в центральной области объем с исключительно однородным магнитным полем.

Преимущества катушек Гельмгольца заключаются в его конфигурации. Она позволяла рассчитывать поле с высокой точностью на основе точных геометрических размеров катушек и значения протекающего тока.

Параллельно, для калибровки датчиков в сильных полях продолжали использоваться многослойные соленоиды, но уже с применением прецизионных источников тока и систем термостабилизации.

Качественно новым этапом стало появление первичных эталонов на основе Ядерного Магнитного Резонанса (ЯМР). Эффект ЯМР позволяет измерять индукцию магнитного поля с чрезвычайно высокой точностью (до  $10^{-6}$ ) путем определения резонансной частоты прецессии ядерных спинов (обычно в воде или других веществах с высоким сигналом).

Параллельно с эволюцией источников эталонного магнитного поля происходило не менее значительное развитие методов измерения и регистрации выходного сигнала датчиков. Точность определения статической характеристики целиком зависит от точности измерения двух величин: калиброванного поля  $B$  и отклика датчика  $Y$ . Если значение  $B$  становилось известным благодаря совершенствованию катушек и эталонов, то точное измерение  $Y$  потребовало собственной технологической революции – от визуального считывания показаний аналоговых приборов до высококачественной цифровой обработки сигналов.

*Аналоговая эра*

На ранних этапах, когда доминировали датчики с аналоговым выходом (преимущественно напряжение или ток), для измерения их сигнала использовались:

- Потенциометры. Эти приборы для точного измерения напряжения методом компенсации были одним из основных инструментов метролога. Оператор вручную уравнивал измеряемую ЭДС датчика известной ЭДС эталонного источника, добиваясь нулевого показания на гальванометре.

Метод отличался высокой точностью, но был крайне медленным и требовал от экспериментатора большого мастерства.

- Стрелочные вольтметры и гальванометры. Более простые в использовании, но менее точные приборы. Их главными недостатками были ограниченное входное сопротивление, влияющее на выход датчика, и субъективность считывания показаний оператором, особенно при работе с малыми сигналами.

- Компенсационные методы измерений, основанные на мостовых схемах. Они активно применялись для работы с магниторезистивными датчиками и датчиками Холла, чье выходное сопротивление изменялось. Мостовые схемы позволяли компенсировать начальное смещение и измерять малые изменения сопротивления с высокой точностью.

Процесс снятия статической характеристики в этот период был трудоемким: экспериментатор плавно изменял ток в катушке, фиксируя по показаниям амперметра значение поля, а затем, считывая показания вольтметра или балансируя потенциометр, записывал выходное напряжение датчика вручную в лабораторный журнал. Построение градуировочного графика также производилось вручную.

### *Цифровая революция*

Переломный момент наступил с массовым распространением аналого-цифровых преобразователей (АЦП) и персональных компьютеров в 1970–1980-х годах. Это коренным образом изменило парадигму измерений:

- Высокая точность и скорость. Прецизионные АЦП с разрядностью 16, 24 и более бит позволили оцифровывать сигнал датчика с очень высоким разрешением и частотой дискретизации, недоступной для аналоговых методов.

- Автоматизация управления экспериментом. Компьютер через цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП) стал управлять источником тока катушки Гельмгольца, формируя требуемый закон изменения магнитного поля (линейную развертку, синусоиду и т.д.).

- Синхронный сбор данных. Измерение выходного сигнала датчика и установленного значения поля (через измерение тока катушки прецизионным шунтом или другим датчиком тока) стало происходить синхронно, по команде от одного управляющего устройства. Это исключило временные задержки и связанные с ними погрешности.

- Цифровая фильтрация и усреднение. Появилась возможность программными методами подавлять шумы, накапливать и усреднять данные для повышения отношения сигнал/шум, что было особенно важно при работе с малосигнальными датчиками.

Этот подход привел к созданию полностью автоматизированных калибровочных стендов, где весь процесс – от задания поля до записи, обработки данных и построения графика – выполнялся без вмешательства оператора, резко повысив производительность и объективность измерений.

Проведенный историко-аналитический обзор позволил системно проследить эволюцию методов экспериментального определения статических характеристик датчиков магнитного поля, выявив четкую взаимосвязь между развитием самих датчиков, прогрессом в создании эталонных полей и совершенствованием измерительной аппаратуры.

Эволюция прошла несколько ключевых этапов. От начального этапа, основанного на использовании простых соленоидов и постоянных магнитов с расчетными полями, произошел переход к эре высокочастотных и воспроизводимых методов, ознаменованной внедрением катушек Гельмгольца и, что особенно важно, первичных эталонов на основе ядерного магнитного резонанса. Это позволило перейти от оценочных измерений к точной метрологии. Параллельно, революция в области измерительной техники – переход от аналоговых потенциометров и гальванометров к прецизионным аналого-цифровым преобразователям и системам автоматизированного сбора данных – коренным образом изменила процесс регистрации отклика датчика, сделав его объективным, быстрым и высокочастотным.

Современное состояние характеризуется интеграцией этих достижений в комплексные автоматизированные стенды, способные проводить как скалярную, так и векторную калибровку.

#### *Библиографический список*

1. Абрамов А.М. Анализ эффективности метода метрологического испытания при вычислении интегральной нелинейности АЦП // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 90. С. 133-142.
2. Учет нелинейной составляющей измерительного сигнала по связанным гистограммам при метрологических испытаниях АЦП // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2024. № 88. С. 95-105.
3. Абрамов А.М., Каплан М.Б., Никитин С.В. и др. Методы и средства автоматизации измерений и испытаний сложных объектов // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2017. № 60. С. 172-182.
4. Абрамов А.М. Влияние нестационарных эффектов испытательной среды на точность метода связанных гистограмм при метрологическом испытании АЦП // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2025. № 91. С. 249-255.

## УСОВЕРШЕНСТВОВАННЫЙ АНАЛИЗАТОР ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

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

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

*Рассмотрен вариант конструкции анализатора пульсовой волны, особенностью которого является использование регулируемой платформы для более точного поиска вершины лучевой артерии.*

**Ключевые слова:** кровоток, позиционирование датчика пульсовой волны, регулируемая платформа.

## ADVANCED PULSE WAVE ANALYZER

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

Institute of Machines Science named after A.A. Blagonravov of the Russian  
Academy of Sciences (IMASH RAN), Moscow

*A design variant of the pulse wave analyzer is considered, the feature of which is the use of an adjustable platform for a more accurate search of the radial artery vertex.*

**Keywords:** blood flow, pulse wave sensor positioning, adjustable platform.

Важнейшей задачей при измерении и анализе пульсовых волн крупных артерий является точность установки датчика на вершину сосуда, что позволяет иметь дело с неискажённым сигналом высокого разрешения. Нужно подчеркнуть, что получение неискажённого сигнала пульсовой волны связано с определёнными трудностями вследствие наличия значительного количества артефактов при поиске вершины артерии. В большинстве исследований это препятствие известно как «проблема позиционирования датчика» [1 - 4]. Одним из альтернативных решений этой проблемы является оригинальная конструкция поднастройки положения датчика с помощью регулируемой платформы.

Обратимся к рис. 1, на котором приведены все особенности конструкции предлагаемого прибора.

Прибор имеет круговой наружный корпус, что позволяет свободно вращать его на руке под крепящим ремешком, обеспечивая пересечение центром датчика лучевой артерии. Ремешок представляет собой часть мягкого жгута, применяемого для пережатия сосудов (жгут кровоостанавливающий венозный). Выставив угловое положение прибора можно дополнительно регулировать наклон оси датчика с помощью трёх резьбовых опор платформы, добиваясь максимального значения сигнала пульсовой волны. Следует отметить, что при пережатии артерии имеется определённый диапазон, когда форма пульсовой волны не искажается. Именно этот диапазон обеспечивается усилием прижатия ремня. Измерения

проводятся не при движении, а в строго неподвижной позе пациента. Габариты прибора: диаметр 62 мм, высота 23 мм. Вес 84 грамма.

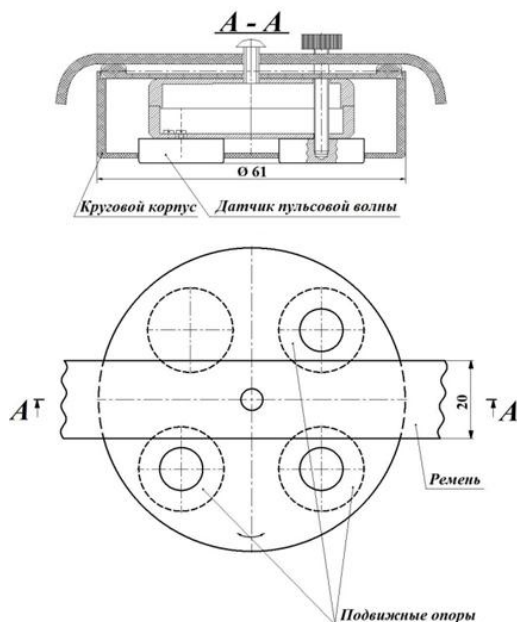


Рис. 1 – Эскиз, поясняющий принцип работы прибора

В круговом корпусе располагается внутренний металлический корпус, к которому неподвижно крепится датчик пульсовой волны. В нём также располагаются электронные платы, обеспечивающие преобразование, нормирование и оцифровку сигнала пульсовой волны, а также его беспроводную передачу в отсчётно-командное устройство по системе BLUETOOTH.

Остановимся на описании блок-схемы прибора, которая показана на рис. 2.

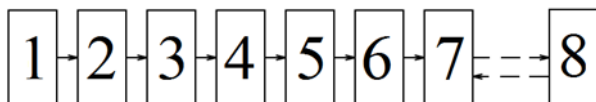


Рис. 2 – Блок - схема электронной части устройства: 1 - стабилизатор излучения; 2 - светоизлучающий диод; 3 - датчик пульсовой волны; 4 - фотодиод; 5 – блок усиления и нормирования сигнала фотодиода; 6 - аналого-цифровой преобразователь; 7 - микроконтроллер и приемопередающий модуль BLUETOOTH; 8 - отсчётно-командное устройство

Разработанный экспериментальный образец аппарата для измерения и анализа пульсовых волн крупных артерий с регулируемой платформой был апробирован на руке добровольцев с установкой датчика на вершину лучевой артерии в районе запястья.

При регулировке опор платформы получен сигнал пульсовой волны высокого разрешения, на котором хорошо видны все особенности вершины и заднего ската (рис. 3).

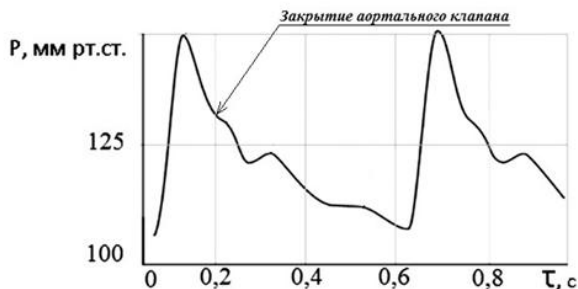


Рис. 3 – Рабочий сигнал пульсовой волны

Регулировка прибора может быть выполнена оператором без специальных навыков. Рабочие шкалы на рис. 3 и размерная сетка сгенерированы программой – оболочкой. В процессе испытаний было показано, что аппаратура обеспечивает достаточную точность и воспроизводимость при определении ключевого параметра – систолического артериального давления. Тем самым подтверждается эффективность созданной конструкции с регулируемой платформой.

***Работа выполнена за счет средств Государственного задания, код (шифр) научной темы, присвоенной учредителем (организацией) FFGU-2024-0019.***

#### *Библиографический список*

1. Явелов И. С. и др. Цифровая пульсодиагностика и неинвазивная аутогемотерапия / И. С. Явелов, Д. Г. Исаев, Р. И. Явелов, Н. Д. Исаев, О. И. Явелов. — М.; Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2023 — 164 с. ISBN 978-5-4344-1002-1.
2. Парфенов А.С. Ранняя диагностика сердечно сосудистых заболеваний с использованием аппаратно-программного комплекса «Ангиоскан-01» // Поликлиника. 2012. №2. С. 70-74.
3. Милягин В.А., Филичкин Д.Е., Шпынев К.В., Шпынева З.М., Милягина И.В. Контурный анализ центральной и периферических пульсовых волн у здоровых людей и больных артериальной гипертонией // Артериальная гипертензия. 2009. Т.15, №1. С. 78-85.
4. Boutry, C.M., Beker, L., Kaizawa, Y. et al. Biodegradable and flexible arterial-pulse sensor for the wireless monitoring of blood flow. Nat Biomed Eng 3, 47–57 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41551-018-0336-5>.

## МАГНИТОМЕТРИЧЕСКАЯ РЕШЕТКА 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 корпуса магнитометрической решётки регистрации динамики поля магнитотерапевтических аппаратов. Предложен эскиз общего вида системы. Рассмотрен принцип построения системы датчиков для наиболее продуктивного сканирования.

**Ключевые слова:** мониторинг биомангнитных полей, система терапевтического контроля, верификация магнитной дозы, физиотерапевтическая аппаратура, неинвазивный мониторинг.

## 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 design concept of a housing for a magnetometric array used to record the dynamic magnetic field of magnetotherapy devices is considered. A general arrangement drawing of the system is presented. The design principle of the sensor system for optimal scanning efficiency is discussed.

**Keywords:** biomagnetic field monitoring, therapeutic control system, magnetic dose verification, physiotherapy instrumentation, non-invasive monitoring.

Перспективными методиками лечения являются воздействия с помощью аппаратов общей магнитотерапии [1]. Отличительной особенностью данных аппаратов является использование большого количества излучателей: до нескольких сотен штук. Точно рассчитать аналитически характеристики суммарного поля перекрещивающихся магнитных полей всех излучателей довольно сложно.

Разрабатываемая магнитометрическая решётка регистрации динамики поля магнитотерапевтических аппаратов предназначена для подробного и прецизионного изучения магнитных полей, наводимых магнитотерапевтическими аппаратами общего воздействия для наиболее точной оценки их лечебного воздействия и выявления возможных нарушений параметров суммируемого магнитного поля, наводимого несколькими индукторами.

Конструкция системы должна обеспечивать получение картины распределения переменного магнитного поля в объёме за счёт последовательного перемещения матрицы с чувствительными элементами по

вертикали с шагом 1 мм в диапазоне от 0,001 до 1 м и проведения измерений на каждом уровне над исследуемым объектом.

Разрабатываемое устройство (рис. 1) представляет собой открытый стальной корпус, состоящий из рамки и опорных ножек общими габаритами 2100×1540×1320 мм, жёстко скреплённых друг с другом.

На рамке крепится основа с чувствительными элементами общими габаритами 1989×1000×20 мм.

Основа способна совершать вертикальное поступательное движение вдоль рамки. Для обеспечения стабильности её перемещения, в местах соприкосновения с направляющими рамки на основу установлены подшипники, сами же направляющие оборудованы специализированными желобами под них.

У основания корпуса на подставке располагается шаговый двигатель. Его вращательное движение преобразуется в поступательное и передаётся на ленту, перетянутую через рамку, установленной на его вал шестернёй.

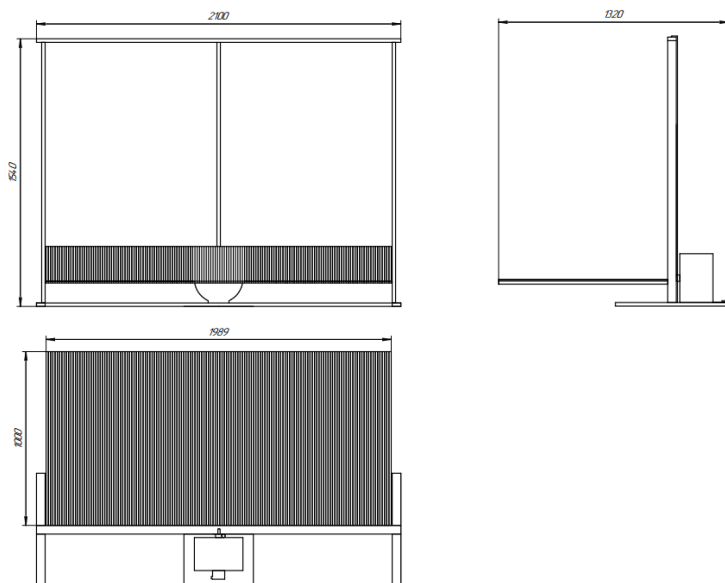


Рис. 1 – Вид общий корпуса измерительного устройства

Одной из ключевых проблем при исследовании магнитных полей магнитотерапевтических аппаратов является способ расположения датчиков. Аппараты общего назначения в большинстве случаев обладают неравномерной поверхностью (рис. 2), что порождает потерю информации при измерении магнитного поля вблизи неё.



Рис. 2 – Магнитотерапевтический аппарат общего назначения КАП-МТ/8-"МУЛЬТИМАГ".

При сканировании магнитного поля при помощи плоской статической системы датчиков неотсканированный объём пространства достигает неприемлемой величины (рис. 3.а).

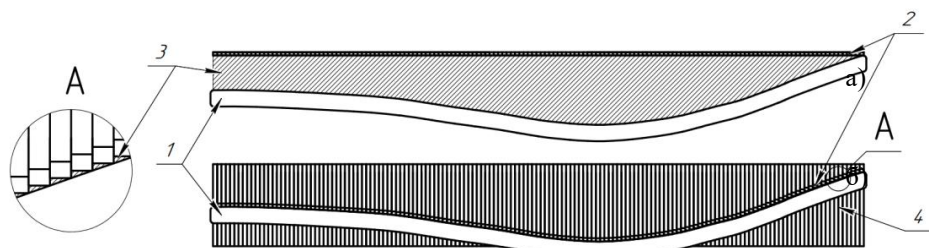


Рис. 3 – Эскиз измерительной основы а) со статичным уровнем расположения датчиков, б) с динамичным уровнем, где 1 – поверхность аппарата, 2 – система датчиков, 3 – потерянная при измерении информация, 4 – направляющие.

Таким образом теряется большая часть информации о магнитном поле, которое воздействует на пациента.

Для преодоления данной проблемы матрицу с датчиками следует разбить на несколько вертикально подвижных элементов для возможности повторения системой датчиков рельефа поверхности аппарата (рис. 3.б).

С учётом размера чувствительного элемента в 13 мм, платформу с датчиками следует разбить на 163 отдельных элемента габаритами  $13 \times 1000 \times 20$  мм, независимых друг от друга. В зависимости от характера поверхности исследуемого объекта имеется возможность установить каждый элемент основы на произвольном уровне в диапазоне от 0 до 250 мм.

На основе установлены 163 контактные платы (по одной на каждый элемент) габаритами  $13 \times 1000 \times 8,4$  мм.

Контактные разъёмы рассчитаны под вилку 2,54 мм PLS. Соединены между собой разъёмы, располагающиеся вдоль длины (большой стороны) самой основы.

К ней присоединяется необходимое количество чувствительных элементов в произвольном порядке (до 76 на каждой контактной плате).

Данный метод построения матрицы с чувствительными элементами обеспечивает наименьшую потерю информации о магнитных полях наводимых магнитотерапевтическими аппаратами.

Таким образом, было проведена разработка конструкции устройства «Магнитометрическая решётка регистрации динамики поля магнитотерапевтических аппаратов», предназначенного для контроля качества лечебного воздействия на пациента и изучения магнитных полей, формируемых биомедицинскими устройствами.

#### *Библиографический список*

1. Сайт 3 «б-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 хрономангнитотерапии // 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 616-71

### **СИСТЕМА НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА КАРДИОРЕСПИРАТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ОПЕРАТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Ю.С. Воробьева, С.Г. Гуржин

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

*Предложена структура системы неинвазивного мониторинга кардиореспираторной активности человека для оперативной диагностики на базе компьютера, фотометрического пульсоксиметра, оптического датчика дыхания, микрокомпьютера Arduino Uno и программных*

виртуальных приборов. Система может быть использована для скринингового обследования людей и оперативного оценивания их текущего функционального состояния.

**Ключевые слова:** неинвазивный мониторинг, кардиореспираторная активность, оперативная диагностика, текущее функциональное состояние человека, аппаратно-программные средства мониторинга.

## **A NON-INVASIVE MONITORING SYSTEM FOR HUMAN CARDIORESPIRATORY ACTIVITY FOR RAPID DIAGNOSTICS**

Yu. S. Vorobyova, S.G. Gurzhin

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

*A noninvasive human cardiorespiratory monitoring system for rapid diagnostics is proposed. It utilizes a computer, a photometric pulse oximeter, an optical respiration sensor, an Arduino Uno microcomputer, and software virtual instruments. The system can be used for screening individuals and quickly assessing their current functional status.*

**Keywords:** noninvasive monitoring, cardiorespiratory activity, rapid diagnostics, current human functional status, hardware and software monitoring tools

Стресс представляет собой одно из наиболее распространенных и фундаментальных явлений, обеспечивающее адаптацию организма к изменяющимся условиям среды. В современном мире вопросы его объективной оценки и прогнозирования становятся приоритетными для науки. Важной характеристикой стресса является его генерализованный характер, при котором реакция затрагивает практически все системы организма.

Сердечно-дыхательный синхронизм (СДС) представляет собой явление, при котором согласованность работы сердечного и дыхательного ритмов выступает в качестве интегрального индикатора вегетативного обеспечения адаптационных процессов. Высокий уровень синхронизации отражает адекватную регуляцию, тогда как его снижение или нарушение свидетельствует о развивающемся функциональном напряжении (стрессе) в организме [1, 2].

В связи с этим, вариабельность сердечного ритма (ВСР) становится ключевым неинвазивным инструментом для оценки функционального состояния. Анализ ВСР позволяет количественно определить степень напряженности регуляторных механизмов и резервные возможности организма [3].

Синхронизированность процессов сердцебиения и дыхания оценивается определением коэффициента взаимнокорреляционной функции между сигналом дыхания и кривой, огибающей последовательно динамический ряд кардиоинтервалов (ритмограмму) [4, 5]:

$$\eta_{xy} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 - \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}_y)^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}},$$

где  $\eta_{xy}$  – корреляционное отношение;

$x_i$  – отсчеты выборки динамического ряда, ранжированных по дыханию точек кривой, огибающей периоды последовательно зарегистрированных кардиоинтервалов;

$\bar{x}$  – среднее арифметическое отсчетов выборки динамического ряда оцифрованных и ранжированных по дыханию точек кривой, огибающей последовательно зарегистрированных кардиоинтервалов;

$\bar{x}_y$  – частное среднее арифметическое выделенных классов кардиоинтервалов динамического ряда оцифрованных, ранжированных по дыханию точек кривой, огибающей последовательно зарегистрированных кардиоинтервалов;

$n$  – объем выборки или количество отсчетов.

Степень выраженности стресса отражается в величине корреляционного отношения [4]:

1.  $\eta_{xy} > 0,7$  – выраженная связь, относительный физиологический покой, отсутствие стресса;
2.  $\eta_{xy} = 0,3 \dots 0,7$  – связь средней силы, стресс среднего уровня;
3.  $\eta_{xy} < 0,3$  – слабая связь, выраженный стресс.

Для реализации оперативного оценивания текущего функционального состояния организма разработана функциональная схема системы, представленная на рис. 1.

Конфигурация системы включает функциональные узлы и элементы с нормированными техническими характеристиками, программное управление осуществляется от ПК с помощью виртуальных приборов (ВП) в среде LabVIEW, которые обеспечивают гибкие настройки и взаимодействие с пользователем через специализированные интерфейсы.

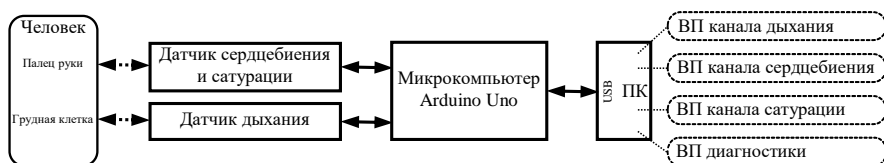


Рис. 1 – Структура системы кардиореспираторного мониторинга

В состав аппаратно-программных средств системы кардиореспираторного мониторинга входят:

- ПК, как основной элемент управления, регистрации, анализа, обработки и представления информации;
- Фотометрический датчик пульса и сатурации MAX30102 (рис. 2) [6];
- Лазерный дальномер GP2Y0A21YK0F компании Sharp [7], оснащенный микроконтроллером и интерфейсом USB (рис. 2);
- Плата Arduino Uno (рис. 2);
- Стандартные устройства – монитор, клавиатура и мышь ПК;
- Оригинальные ВП канала дыхания, ВП регистрации и анализа параметров пульса, ВП канала сатурации, ВП параметров диагностики и показателей степени синхронизированности физиологических процессов человека.



Рис. 2 – Аппаратные средства системы

Система работает по принципу параллельного сбора и цифровой обработки сигналов от двух датчиков с последующим синтезом данных для комплексного анализа.

Датчик дыхания GP2Y0A21YK0F излучает инфракрасный (ИК) луч в сторону грудной клетки человека и принимает отраженный от нее луч. Изменения расстояния до грудной клетки при вдохах и выдохах преобразуются датчиком по методу триангуляции в изменяющееся во времени выходное напряжение – электрический сигнал [7]. Датчик подключается к одному из аналоговых входов Arduino (A0-A5) для последующего аналого-цифрового преобразования в последовательность кодовых отсчетов.

С помощью ВП оцифрованный сигнал дыхания с Arduino фильтруется, нормируется и измеряются его информативные параметры.

Процентное содержание кислорода в крови определяется неинвазивным методом с помощью датчика MAX30102 через кожу, как процентное отношение насыщенного кислородом гемоглобина к общему содержанию гемоглобина, определяемых с помощью светодиодов и фотодетектора ИК (~940 нм) и красного (~660 нм) диапазона. Светодиоды включаются поочередно и управляются с помощью внутренних драйверов LED, которые модулируют длительность импульсов и величину тока при измерении пульса и SpO2 [6].

Для измерения параметров сердцебиения фиксируются пульсирующие изменения светопоглощения крови, но уже с использованием одного светодиода.

Специализированные программы управляют датчиком, считывают данные с ФПП-детектора и обрабатывают их с помощью встроенных алгоритмов. Датчик сердцебиения или пульсоксиметр MAX30102 подключается к Arduino по интерфейсу I2C. Пакеты данных, содержащие временные метки и соответствующие значения отправляются в ВП LabVIEW на ПК.

Преимуществами системы являются:

- Обеспечение высокой точности регистрации процессов сердцебиения, сатурации и дыхания;
- Сверхнизкое энергопотребление, оптимально подходящее для мобильных устройств;
- Высокое быстродействие, доступность, простота и удобство использования, необходимые в условиях современных медицинских учреждений;
- Система позволяет производить совместную и синхронную регистрацию одновременно трех физиологических процессов сердцебиения, сатурации и дыхания, их обработку, корреляционный анализ и оперативно оценивать текущее функциональное состояние обследуемого.

#### *Библиографический список*

1. Мельник О.В., Михеев А.А. Принципы оценки функционального состояния организма на основе контроля параметров сердечно-сосудистой и респираторной систем // Биомедицинская радиоэлектроника, № 7. 2011. С. 72-76.
2. Даниченко М.Ю., Мельник О.В., Михеев А.А., Шувалов П.Л., Соломаха В.Н. Оценка синхронизированности деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма // Биотехносфера, № 1(25). 2013. С. 2-6.
3. Патент № 2195163 РФ А 61 В 5/02, 5/0452. Способ оценки функционального состояния человека на основе анализа вариабельности ритма сердца и вариабельности длительности дыхательного цикла / Михайлов В.М. Оpubл. 27.12.2002. Бюл. №36. – 19 с.
4. Патент РФ №2392848. Способ диагностики стресса у человека / М.М. Лапкин, Р.П. Карасев // Открытия. Изобретения. Оpubл. 27.06.2010. Бюл. №18.
5. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Лапкин М.М., Прошин Е.М., Шуляков А.В. Кардиореспираторный мониторинг пациента в комплексной хрономагнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника, Т. 25. №4. 2022. С. 6-15.
6. Чистяков В. Пульсоксиметрия от Maxim: новый датчик MAX30102 / Новости электроники, № 7. 2016. С. 36-39.
7. Техническая спецификация на лазерный дальномер GP2Y0A21YK0F компании SHARP. – 9 с. URL: [https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Infrared/gp2y0a21yk\\_e.pdf](https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Infrared/gp2y0a21yk_e.pdf) (дата обращения: 22.10.2025).

## ОЦЕНКА СПЕКТРА КАРДИОИНТЕРВАЛОГРАММ ПРИ НЕРАВНОМЕРНЫХ ФОТОПЛЕТЕЗМОГРАФИЧЕСКИХ НАБЛЮДЕНИЯХ

А.С. Новиков

Научный руководитель – В.Г. Андреев, д.т.н., доцент, профессор кафедры  
РТС

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

*Рассмотрены три способа оценки спектра сердечных колебаний при наличии пропусков измерений: классическая периодограмма, метод Ломба–Скаргла и его взвешенный вариант с «оптимальными» весами, подбираемыми по данным. Показано, что при моделировании пропаданий контакта датчика и неравномерной временной сетке метод Ломба–Скаргла устойчивее обычной периодограммы. Добавление адаптивных весов даёт дополнительный, но умеренный выигрыш. Приведены результаты для двух записей пульса: «здоровый» и «больной».*

**Ключевые слова:** спектральный анализ, неравномерные наблюдения, периодограмма, метод Ломба-Скаргла, весовые коэффициенты.

## ASSESSMENT OF THE SPECTRUM OF CARDIOINTERVALOGRAMS WITH UNEVEN PHOTOPLETHESMOGRAPHIC OBSERVATIONS

A.S. Novikov

Research advisor – V.G. Andreev, D.Eng.Sc., Associate Professor, Professor of the  
department of RES

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

*Three methods for estimating the spectrum of cardiac oscillations in the presence of measurement gaps are considered: the classical periodogram, the Lomb–Scargle method, and its weighted version with "optimal" weights selected from the data. It is shown that when modeling sensor contact failures and an uneven time grid, the Lomb–Scargle method is more stable than the usual periodogram. Adding adaptive weights gives an additional but moderate gain. The results are given for two pulse recordings: "healthy" and "sick".*

**Keywords:** spectral analysis, uneven observations, periodogram, Lomb-Scargle method, weighting coefficients.

Во многих биомедицинских системах датчик пульса дает неравномерные измерения: контакт может прерываться, появляются «провалы» в наблюдениях. Прямое применение быстрого преобразования Фурье (БПФ) корректно только для равных по точности измерений без пропусков [1]. Для неравномерных рядов используют метод Ломба-Скаргла (Л-С), который подгоняет синусоиду методом наименьших квадратов на каждой частоте [2].

Предлагается его обобщенная версия, которая допускает индивидуальные веса отсчетов с учетом неодинаковой дисперсии и ошибок наблюдений.

Пусть заданы номера  $n$  измерений и наблюдения  $x_n$ . При идеальных наблюдениях отсчеты равномерны и шум наблюдений постоянный. На практике же часто сталкиваются с ситуациями, когда часть наблюдений отсутствует, а шум имеет неравную дисперсию.

Целью данной работы является оценка спектральной мощности  $P(f)$  кардиоинтервалограммы и сравнение предлагаемого и известных методов [3]. В качестве критерия качества выбрано среднеквадратичное отклонение (СКО)  $E$ , которое для  $L$  частотных отсчетов рассчитывается по формуле:

$$E = \frac{\|\vec{s} - \vec{c}\|^2}{L},$$

где  $\vec{s}$  – наблюдаемый спектр,  $\vec{c}$  – контрольный спектр.

Для наблюдаемого процесса  $x_n$  был введен ряд ограничений, с которыми часто сталкиваются при работе пульсометрических систем на практике. Наблюдения неравномерны (есть пропуски), шум – пуассоновский и имеет разную дисперсию во времени. Это согласуется с общими постановками задач обработки нерегулярных и зашумленных измерений, характерных для радиотехники и фотодетекции.

Было выбрано три метода обработки сигнала при заданных условиях: периодограммный, Ломба-Скаргла и предлагаемый модифицированный метод Ломба-Скаргла со взвешиванием.

Классическая оценка спектральной мощности сигнала  $x_n$ ,  $n = 0, \dots, N-1$  и частоте  $f$  для периодограммы:

$$P_{ПЕР}(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} (x_n - \bar{x}) e^{-j2\pi f n} \right|^2,$$

где  $\bar{x}$  – среднее значение. Формула выведена из энергетической интерпретации дискретного преобразования Фурье (ДПФ), подробно изложенной в классических курсах по спектральному анализу [4]. Данный метод достаточно прост в использовании, а также имеет высокую скорость и точность обработки при равномерной выборке, однако при неравномерных наблюдениях появляются ложные пики и вытекание мощности спектра.

В методе Ломба-Скаргла заложена следующая идея – аппроксимировать на каждой частоте  $f$  сигнал гармоникой  $a_c(f) \cos 2\pi f + a_s(f) \sin 2\pi f$ , минимизируя СКО по отсчетам  $n$  [2]. Мощность на частоте  $f$  можно записать (в эквивалентной форме) как:

$$P_{Л-С}(f) = a_c^2(f) + a_s^2(f),$$

где  $a_c(f)$  и  $a_s(f)$  – оценка амплитуд косинусной и синусной составляющих, найденные решением задачи наименьших квадратов для матрицы  $\Phi = [\cos 2\pi f n, \sin 2\pi f n]$ .

Данный метод корректно работает при неравномерных наблюдениях сигнала и больших выпадениях наблюдений, однако оба известных метода предполагают одинаковую достоверность (вес) всех наблюдений.

Предложенный модифицированный метод Ломба-Скаргла со взвешиванием учитывает неодинаковую достоверность измерений. Если для каждой точки известна (или оценена) дисперсия шума  $\sigma_n^2$ , то разумно доверять точкам с меньшей дисперсией больше. Это делается через веса  $w_n$ , которые можно принять как  $1/\sigma_n^2$ . Тогда вектор  $\vec{x}$  и строки матрицы  $\Phi = [\cos 2\pi n, \sin 2\pi n]$  умножаются на веса  $w_n$  для решения взвешенной задачи наименьших квадратов. Получаем:

$$P_{\text{Л-СВВ}}(f) = a_c^2(f) + a_s^2(f); \begin{bmatrix} a_c \\ a_s \end{bmatrix} = \left( \Phi^T(f) W^2 \Phi(f) \right)^{-1} \Phi^T(f) W^2 x,$$

где  $\Phi = [\cos 2\pi f n, \sin 2\pi f n]$ ,  $W = \text{diag}(w_0, \dots, w_{N-1})$ .

Таким образом, точкам с меньшим шумом мы «доверяем» больше, а зашумленные точки отбрасываем не полностью, а лишь регулируем их «вклад» при помощи весов  $w_n$ , что позволяет не терять информацию в местах, где мощность сигнала мала по сравнению с шумом.

Предложенный метод устойчив к неравномерному во времени шуму, особенно если дисперсии отсчетов сильно различаются, и пропаданию данных. Но для работы требуется хотя бы грубый профиль дисперсий, так как при неверных весах точность предлагаемого метода снижается.

Перейдем к проверке методов при помощи имитационного моделирования. Пусть на входе системы мониторинга наблюдается неравномерный процесс  $x_n$ , представляющий собой временной ряд значений пульса, полученных от фотоплетизмографического датчика. Из-за особенностей контакта с кожей и естественных движений человека, измерения оказываются различными по достоверности во времени, а также содержат шумы различной интенсивности. Такой сигнал можно рассматривать, как нестационарный случайный процесс, обладающий переменной дисперсией и частичными пропусками наблюдений.

Рассматривалась работоспособность трех упомянутых методов – периодограммный (корректно работает при равномерно распределенных отсчетах), Ломба-Скаргла (работает при неравномерных временных наблюдениях) и предложенный модифицированный метод Ломба-Скаргла со взвешиванием, где каждый отсчет получает индивидуальный вес, обратный величине дисперсии наблюдения.

В качестве контрольной модели использовался спектр, рассчитанный по равномерным данным без пропусков и шумов. Для каждого метода вычислялось среднеквадратичное отклонение  $E$ . Эксперимент проводился на реальных записях при  $N = 150 \dots 200$ ,  $L = 256$ , дисперсия шума от 1 до 35, количество утерянных отсчетов 74.

Результаты сравнения сведены в табл. 1.

Таблица 1 – Значения среднеквадратичного отклонения (СКО)  $E$  для различных методов спектральной оценки

Эксперимент	Метод	СКО	Выигрыш по сравнению с предыдущим методом, %
Больной пациент	Периодограмма	0,4814	–
	Ломба-Скаргла	0,4453	16,89
	Ломба-Скаргла со взвешиванием	0,4032	10,44
Здоровый пациент	Периодограмма	1,147	–
	Ломба-Скаргла	1,046	20,24
	Ломба-Скаргла со взвешиванием	0,983	6,41

Как видно из таблицы, во всех случаях метод Ломба-Скаргла демонстрирует снижение СКО по сравнению с классической периодограммой. Для пациента с патологией выигрыш составил около 17%, а для здорового человека – 20%, что связано с большей неравномерностью и шумом во втором эксперименте.

Применение предложенного модифицированного метода Ломба-Скаргла со взвешиванием, дало дополнительное улучшение на 6-10%. Это подтверждает, что учет дисперсии шума измерений позволяет более точно оценивать спектр биомедицинских сигналов.

Таким образом, для неравномерных временных рядов с нестационарным зашумлением, применение предлагаемого взвешенного метода Ломба-Скаргла обеспечивает наилучшее соответствие контрольному спектру и повышает устойчивость анализа к шумам и пропускам данных.

#### *Библиографический список*

1. Рабинер Л., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов: монография / пер. с англ.; под ред. Ю.Н. Александрова. – М.: Мир, 1978. – 848 с.
2. Витязев В.В. Анализ неравномерных временных рядов: Учеб. Пособие. – СПб.: Изд-во С.-Петербург. ун-та, 2001. – 68 с.
3. Басевский Р. М., Иванов Г. Г., Чирейкин Л. В. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем: методические рекомендации // Вестник аритмологии. — 2001. — № 24. — С. 65–87.
4. Марпл.-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ.; под ред. И.С. Рыжака. – М.: Мир, 1990. – 584 с.

**АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ  
И ВИЗУАЛИЗАЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ ЯЧЕЙКИ  
МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА «РЕЛАКСМАГ»**

А.С. Тогулов

Научный руководитель – Гуржин С.Г., кандидат технических наук, доцент  
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет  
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

*Рассмотрены ключевые особенности магнитоизлучающей ячейки комплекса «РелаксМаг». Была предложена система измерения магнитных полей ячейки и способы дальнейшей их визуализации. Расписаны отличительные характеристики и достоинства.*

**Ключевые слова:** измерительная система, аппаратная и программная реализация, магнитоизлучающая ячейка.

**AUTOMATED SYSTEM  
MEASUREMENT AND VISUALIZATION OF THE CELL MAGNETIC  
FIELD MAGNETOTHERAPY COMPLEX «RELAXMAG»**

A.S. Togulov

Scientific supervisor — Gurzhin S.G., Candidate of Technical Sciences,  
Associate Professor, Ryazan State Radio Engineering University  
named after V.F. Utkin, Ryazan

*The key features of the Relaxmag magnetic field cell are discussed. A system for measuring the cell's magnetic fields and methods for their subsequent visualization are proposed. Distinctive characteristics and advantages are described.*

**Keywords:** measuring system, hardware and software implementation, magnetic emitting cell.

Благодаря развитию технологий воздействия электромагнитных полей на биологические объекты с целью повышения лечебного эффекта, лежащего в основе уже разработанных методик, особую актуальность приобретают новые матричные системы комплексной магнитотерапии. Среди подобных систем выделяется современная отечественная разработка «РелаксМаг», успешно продвигаемая в России [1].

Предлагается вариант автоматизированной системы, позволяющей с определённой точностью измерять магнитные поля, используя для этого принцип линейного перемещения измерительного модуля относительно самой магнитоизлучающей ячейки.

На рис. 1 представлена структурная схема разрабатываемой системы, в состав аппаратной части которой входят:

- преобразователь вращательного движения мотора в прямолинейное перемещение исполнительного элемента, состоящее из шагового двигателя

(ШД), червячного вала и самой каретки;

- движущийся экран с рассредоточенными на нём датчиками Холла (TLV493D-A1B6 наилучшим образом подходящие под данную задачу) [3];
- устройство сбора данных (УСД) с возможностью реализации довольно эффективного двухпроводного интерфейса (I2C);
- источники питания на +5В, +9В.

Управление предложенной мерой линейного перемещения лежит непосредственно на разрабатываемом виртуальном приборе (ВП) в персональном компьютере (ПК), передающем данные через USB соединение. УСД имеет цифровые выходы для обращения к драйверу ШД, позволяя тем самым управлять линейным приводом.

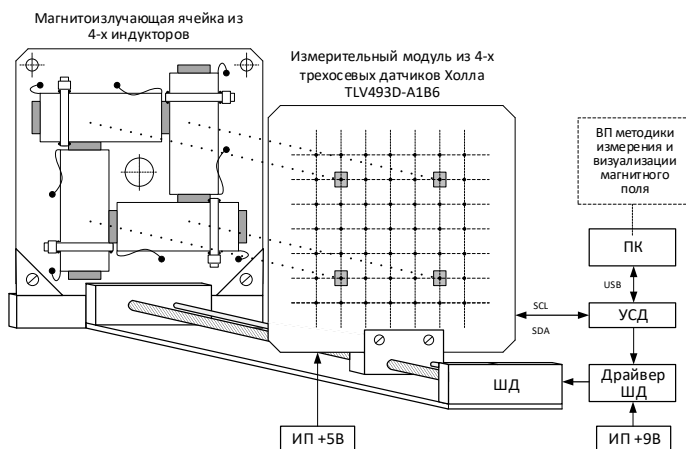


Рис. 1 – Структурная схема системы измерения и дальнейшей визуализации магнитных полей ячейки комплекса «РелаксМаг»

Программа ВП на ПК даёт возможность её пользователю задавать ряд определённых параметров, включающих в себя: закон перемещения, режим работы ШД, шаг перемещения каретки. С помощью УСД все получаемые параметры преобразуются в соответствующие команды, подаваемые на драйвер линейного привода через свои цифровые порты, приводя его в движение. После чего, измерительный модуль примет новое положение вдоль прямой по заданному закону.

Помимо управления самим измерительным процессом система включает в себя интерфейс (программу) по управлению и заданию необходимого закона распределения магнитных полей магнитоизлучающей ячейки. На рис. 2 представлена одна из таких ячеек, основной принцип работы которой известен [2].

Данная ячейка состоит из четырёх независимых по заданию тока

индукторов, которые имеют следующие две предельные характеристики:

- абсолютное максимальное значение магнитной индукции в каждом из индукторов способно достичь 10 мТл;
- максимальная частота изменения магнитного поля в индукторе 100 Гц.

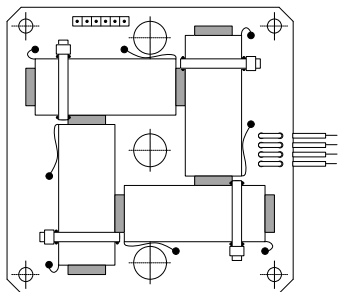


Рис. 2 – Общий вид платы магнитоизлучающей ячейки

Знание предельных характеристик индукторов позволяет в первом приближении описать возможные аппаратные реализации подобной системы. Таким образом, предлагается использовать мини ШД позиционирования лазерной головки компьютерного CD-ROM (SPS-15RF0172FH). Данный ШД биполярный и имеет две стартарные обмотки управления. Его основные электрические характеристики:

- напряжение питания: 5 В;
- сопротивление на обмотку: 10 Ом;
- угол поворота на шаг: 18°;
- количество выводов: 4.

Для работы ШД следует использовать готовый модуль драйвера на базе интегральной микросхемы DRV8825 компании Texas Instruments, исходя из его широкого функционала, удобства и низкого энергопотребления. Его основные электрические характеристики:

- напряжение логики: 2,5...5,25 В;
- напряжение двигателей: 8,2...45 В;
- максимальный выходной ток: 2,5 А;
- шаговые режимы: 1/1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16, 1/32.

Выбор режима шагового двигателя зависит от подаваемой комбинации тройки цифровых уровней на соответствующие цифровые выводы:

000 — 1/1;	100 — 1/16;
001 — 1/2;	101 — 1/32;
010 — 1/4;	110 — 1/32;
011 — 1/8;	111 — 1/32;

Для управления драйвером используются цифровые выводы платы сбора данных NI PCIE-6321.

Зная значение угла поворота ротора, используемого ШД, при 1 полном шаге, можно сказать, что при полном обороте на  $360^\circ$  он совершит 20 полных шагов, а зная, что один оборот ротора двигает каретку с экраном на 2 мм вдоль оси линейного перемещения, то можно сделать вывод, что 1 полный шаг соответствует 0,1 мм. Микрошаговый режим использования линейного привода позволяет достичь повышенной точности измерения, что вносит упрощение в процесс измерения магнитного поля путём его автоматизации.

Чтобы экран смог переместиться в новое положение вдоль оси следует выяснить количество шагов  $m$  необходимых ШД согласно формуле (1), для чего помимо характеристик линейного привода, требуется знать величину задаваемого шага  $1 \leq [k] \leq 36$ , где  $[k]$  – целая часть действительного числа  $k$ , и значение отсчёта  $y_i$ , подаваемого с ВП периодического сигнала перемещения (содержит в себе амплитуду перемещения (мм) и массив отсчётов  $0 \leq i \leq N$ , где  $N$  – количество отсчётов на период):

$$m = \frac{|y_{i+1} - y_i|}{0,1 \text{ мм}} \cdot k \quad (1)$$

В данном случае направление вращения ротора определяется знаком разности значений отсчётов, а схема, представленная на рис. 3 описывает характер работы данной системы. В качестве среды программирования и визуализации предлагается использовать LabVIEW в связи с наличием удобного интерфейса, позволяющего как управлять различным оборудованием, так и снимать данные, подавать на них сигналы, измерять, обрабатывать и визуализировать данные, моделировать всевозможные процессы, а также хранить информацию.

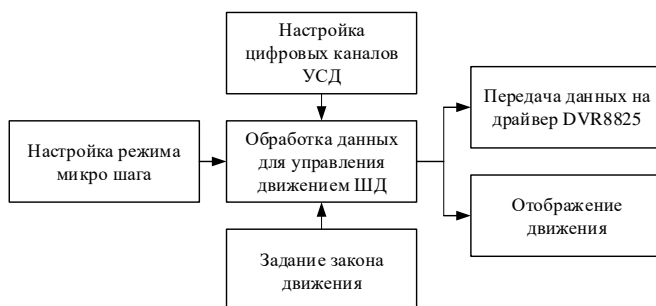


Рис. 3 – Обобщённая структура программы реализации линейного перемещения с последующим отображением

Поскольку действительно присутствует необходимость в физическом подтверждении наличия магнитного поля заданной величины в точке пространства, а также в автоматизации самого процесса из-за трудоёмкости данной работы, необходимо отметить об актуальности данной тематики как минимум в России, так как текущее многообразие технических средств

измерения магнитного поля не решает данной проблемы [4].

Таким образом, разработана и частично описана автоматизированная система, позволяющая проводить измерения магнитных полей ячейки комплекса «РелаксМаг» вдоль линейной оси движения с последующей программной визуализацией.

#### *Библиографический список*

1. Лапкин М.М., Щулькин А.В., Кулагин П.А., Есенина А.С., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б., Шуляков А.В. Влияния магнитного поля, формируемого ячейками экспериментальной установки хрономагнитотерапии «РелаксМаг», на течение асептического воспаления нижних конечностей у лабораторных крыс // Вестник новых медицинских технологий. 2021. №2. С. 68–74. DOI: 10.24412/1609-2163-2021-2-68-74.
2. Харламова Н.С. Методы и технические средства биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия: автореф. дис. канд. техн. наук: 05.11.17. - Рязань, 2012. - 21 с.
3. Бакытбек Е.Б. Датчики для измерения слабых магнитных полей // Наука и образование сегодня. - 2016. - №4(5). - С. 30-31.
4. Судариков А.В., Ромащенко М.А. Обзор технических устройств для измерения характеристик электромагнитных полей // Труды международного симпозиума «Надёжность и качество». - 2011. - №2. - С. 213-215.

УДК 616.12-073.432.19

### **ТЕХНОЛОГИЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НОСИМОГО ЭКГ-МОНИТОРА ХОЛТЕРА**

А.А. Курбатова, М.Б. Каплан

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

*Рассмотрен подход обработки и анализа электрокардиосигнала для метода холтеровского мониторирования как способ выявления нарушений сердечной деятельности. Предложена структурная схемы устройства.*

**Ключевые слова:** холтеровское мониторирование, частота сердечных сокращений, LabVIEW.

### **A TECHNOLOGY FOR DETECTING CARDIAC ABNORMALITIES USING A WEARABLE HOLTER ECG MONITOR**

A.A. Kurbatova, M.B. Kaplan

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

*This article examines an approach to processing and analyzing electrocardiographic signals for Holter monitoring as a method for detecting cardiac abnormalities. A block diagram of the device is proposed.*

**Keywords:** *Holter monitoring, heart rate, LabVIEW.*

Выявление нарушений сердечной деятельности неинвазивным способом возможно на основе электрокардиограммы, фиксируемой в результате мониторинга. Проведя сравнительный анализ неинвазивных методов выявления нарушений сердечной деятельности, был выбран метод холтеровского мониторирования в 12 отведениях. Отличительными преимуществами метод являются высокая информативность и точность локализации нарушений, возможность диагностики бессимптомной ишемии миокарда, выявление преходящих и редких событий.

Методы мониторинга в общем случае заключаются в графическом изображении электрических импульсов сердца. Электрическая активность сердечной мышцы регистрируется и выводится в виде кривой – электрокардиограммы. Электрокардиограф измеряет интенсивность сокращений сердечной мышцы и преобразует их в графическое изображение (на ленте в виде зубцов). По результатам определяется отсутствие или наличие отклонений в работе сердца. В основу метода измерения положены способ мониторинга электрокардиограммы [1, 2].

В результате выполнения работы сформулированы основные этап работ устройства: регистрация сигнал ЭКГ, включающая действия по многоканальному аналого-цифровому преобразованию, предварительная обработка, с применением цифровых фильтров, выделение и классификация QRS-комплексов, эпизодов аритмий, обнаружение Т-волны, ST-сегмента и эпизодов ишемии. Кроме того, в алгоритм обработки сигнала заложены функции по расчету вариабельность сердечного ритма, который рассматривается в качестве важного показателя, используемого для выявления аритмии и отражающего вегетативную регуляцию частоты сердечных сокращений. Расчет вариабильности включает вычисление расстояния между R-зубцами, определение среднего расстояние интервалов между сердечными сокращениями. Поиск R-зубцов связан с решением задачи определения величины местоположения локальных максимумов на оси времени. Обнаружение аритмии происходит за счет порогового значения для интервалов RR. На заключительном этапе определяется принадлежность к одному из классов аритмий.

Для реализации носимого ЭКГ-монитора Холтера предложен вариант структурной схема системы (рис. 1) с учетом рекомендаций для разработки систем медицинского назначения [3, 4].

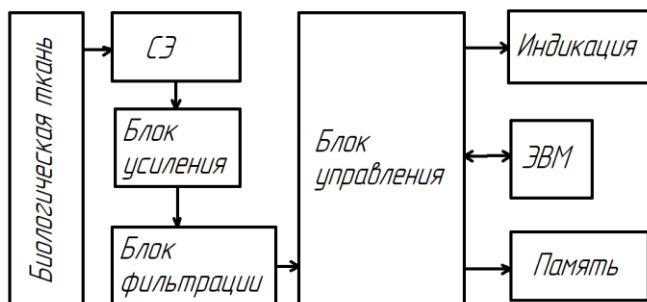


Рис. 1. – Структурная схема системы ЭКГ-монитора Холтера

Работа аппаратно-программной части устройства включает следующие шаги по обработки данных. Регистрация биопотенциалов с помощью электродов с последующие передачи на блок усиления. Аналоговая фильтрация, нормализация и преобразование в цифровой код. Сохранение данных и отображение на графическом жидкокристаллическом экране. Также предусмотрены канал контроля уровня заряда батареи, звуковой индикатор информирования о явном факте наличия аритмии.

Окончательная обработка и происходи на ЭВМ с помощью специального программным обеспечением реализованного в виде виртуального прибора ECG\_Analyzer среде LabVIEW. Дополнительная обработка сигнала, снижающая систематические и случайные составляющие. Применение виртуальных приборов позволяет повысить степень наглядного представления данных и результатов (рис. 2). В качестве базового метода обнаружения QRS-комплексов электрокардиосигнала выбран алгоритм Пана-Томпкинса. Начальным действие для обнаружения QRS-комплексов являлось применение полосовой фильтр с полосой пропускания 5-11 Гц.

Выбора коэффициентов цифрового фильтра проводилось для аппроксимирующей зависимости Баттерворта 2-го порядка при этом частота дискретизации исходного сигнала была задана 512 Гц. Далее сигнал подвергался операциям дифференцирования, а затем возведения в квадрат. Следующим действием в алгоритме обработки являлось усреднение с помощью скользящего окна, для чего применялись специальные инструменты среды LabVIEW: Signal Processing – Waveform Conditioning – Filter в режиме Smoothing. Далее сигнал подвергался нормированию. Поиск QRS-комплексов проводился с помощью пикового детектора. Вычисление RR-интервалов было реализовано с помощью функции Time Domain Math, с учетом заданной частоты дискретизации исходного сигнала [5].

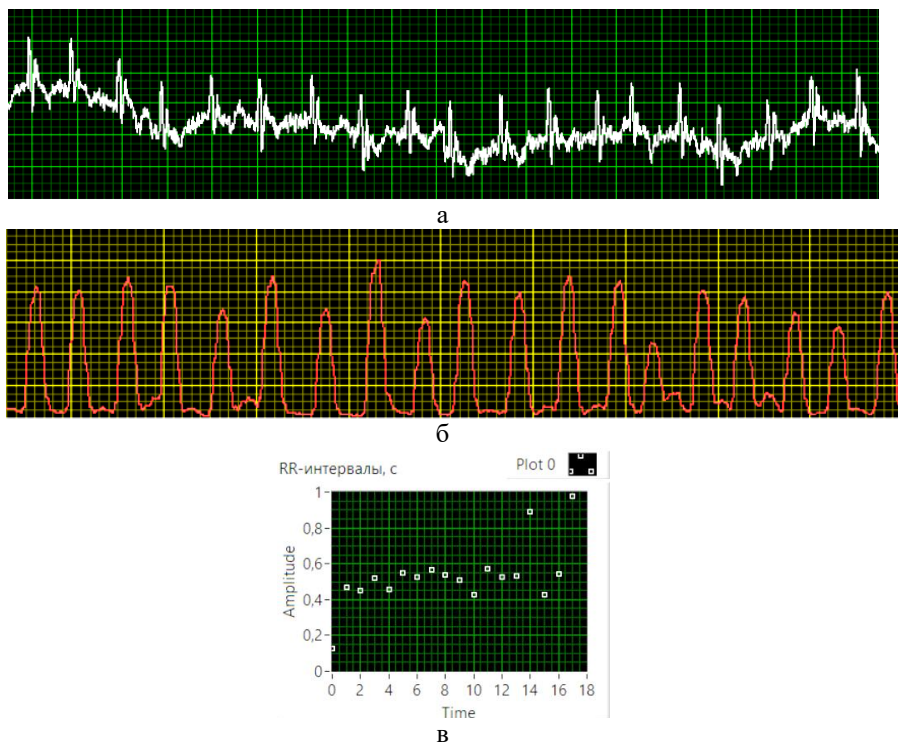


Рис. 2. – Экраны работы виртуального прибора ECG\_Analyzer: а – исходный ЭКГ-сигнал; б – определение пиковых значений; в – распределение RR-интервалов

Для проводилась классификация интервалов по морфологии. Изначально были заданы шаблоны: нормальный (Normal), тахикардия (Tachycardia), брадикардия (Bradycardia). Нормальный ритм, когда ЧСС от 60 до 100 уд/мин, регулярный ритм с небольшими вариациями. Тахикардия или учащенный ритм, если серия из трех и более последовательных ЧСС > 100 уд/мин. Брадикардия или замедленный ритм, если ЧСС < 60 уд/мин в течение трех интервалов времени. Далее выполнялись сравнение и кластеризация, когда каждый новый интервал сравнивался с шаблоном.

Таким образом, выявление аритмий при Холтеровском мониторингировании основано на применении современных аппаратно-программных технологии и высокоточных алгоритмов, однако надо всегда помнить, что окончательный диагноз ставится врачом, специалистом и экспертом в области кардиологии.

#### *Библиографический список*

1. О.А. Паторская, А.В. Полянская «Инструментальные диагностические технологии в кардиологии: холтеровское мониторингирование» Учебно-

методическое пособие. // БГМУ г. Минск.

2. И.Л. Козловская, В.В. Лопухова, О.С. Булкина, Ю.А. Карпов. Телемедицинские технологии в кардиологии. Часть 1. Персональный телемониторинг электрокардиограммы в амбулаторной практике: выбор оптимального подхода. // ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии» Министерства здравоохранения Российской Федерации; Россия, г. Москва.
3. 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.
4. Сотников А.А. Теоретические принципы и методика моделирования сигналов информационно-управляющих систем // Вестник РГРТУ, № 90, 2024. – С. 121-132.
5. Бочаров В.А., Волосатова Т.М., Филиппов М.В. и др. Декомпозиция и агрегация функциональных моделей систем // Вестник РГРТУ, № 89, 2024. – С. 85-93.

УДК 615.47

## **СПЕКТРОСКОПИЯ ИМПЕДАНСА: ПРИНЦИПЫ, ПОДХОДЫ И РАЗРАБОТКА ПРИБОРА ДЛЯ АНАЛИЗА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

Г.З. Пареишвили

Научный руководитель - Юлдашев З.М., зав. каф. БТС, д.т.н., проф.  
Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

*В последние десятилетия методы неинвазивного анализа биологических тканей активно развиваются, особенно в области медицинской диагностики и биофизики. Одним из наиболее перспективных направлений является спектроскопия импеданса (Electrochemical Impedance Spectroscopy, EIS), основанная на измерении частотной зависимости электрического сопротивления ткани.*

**Ключевые слова:** спектроскопия импеданса, биологические ткани, мышечная ткань, импедансный анализ, электрические свойства, микроконтроллер, частотная зависимость, измерительный прибор, биоимпеданс, цифровая обработка сигналов.

## **IMPEDANCE SPECTROSCOPY: PRINCIPLES, APPROACHES, AND DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR BIOLOGICAL TISSUE ANALYSIS**

G.Z. Pareishvili

Thesis advisor – Yuldashev Z.M.

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

*In recent decades, non-invasive methods for the analysis of biological tissues have been actively developing, especially in the fields of medical diagnostics and biophysics. One of the most promising directions is impedance spectroscopy (Electrochemical Impedance Spectroscopy, EIS), which is based on measuring the frequency dependence of the electrical resistance of tissue.*

**Keywords:** *impedance spectroscopy, biological tissues, muscle tissue, impedance analysis, electrical properties, microcontroller, frequency dependence, measuring device, bioimpedance, digital signal processing.*

Методы неинвазивного анализа биологических тканей играют всё более важную роль в медицине и биофизике. Одним из наиболее перспективных направлений является спектроскопия импеданса (EIS), позволяющая исследовать электрические свойства тканей – их проводимость и ёмкость мембран, что отражает физиологическое и патологическое состояние организма [1].

Метод основан на измерении частотной зависимости импеданса, характеризующего сопротивление ткани переменному току. Поскольку ткани обладают различными проводящими и ёмкостными свойствами на разных частотах, EIS даёт возможность оценивать их структуру и функциональное состояние.

Спектроскопия импеданса находит применение при диагностике опухолей, воспалений и нарушений клеточных мембран, а также для мониторинга состояния мышечных тканей.

В рамках проекта разрабатывается датчик импедансной спектроскопии для анализа электрических свойств биотканей, в частности языка. Прибор предназначен для неинвазивного мониторинга физиологических изменений в реальном времени, что имеет значение для клинической диагностики и биомедицинских исследований.

Импеданс – это комплексная величина, характеризующая сопротивление объекта при воздействии переменного тока. Он выражается как:

$$Z(\omega) = R + jX \quad (1)$$

где:  $R$  – активная (резистивная) часть, характеризующая потери энергии,  $X$  – реактивная (ёмкостная или индуктивная) часть, которая связана с накоплением энергии в системе [2].

Для биологических тканей реактивная часть импеданса обычно определяется ёмкостными свойствами клеточных мембран. Биологические ткани можно рассматривать как комплексные диэлектрики, обладающие свойствами как проводников, так и изоляторов, что делает их идеальными объектами для применения спектроскопии импеданса.

Одной из ключевых особенностей спектроскопии импеданса является зависимость измеряемого импеданса от частоты тока. Эта зависимость обусловлена различным поведением ткани при воздействии тока различных частот: На низких частотах (менее 1 кГц) ток проходит преимущественно

через внеклеточную жидкость, и ткань ведёт себя как проводник, при средних частотах начинается участие мембран клеток, которые проявляют ёмкостные свойства, на высоких частотах (свыше 100 кГц) ток проходит через клетки и мембраны, и ёмкостное сопротивление мембран становится доминирующим. Измеряя импеданс в широком диапазоне частот, можно оценить состояние ткани, поскольку на разных частотах происходят разные процессы, связанные с поляризацией мембран и проводимостью межклеточной жидкости [3].

Диэлектрическая проницаемость играет важную роль в спектроскопии импеданса. Она характеризует способность материала накапливать электрический заряд при воздействии электрического поля. В биологических тканях диэлектрическая проницаемость зависит от структуры ткани, её клеточных мембран и состава межклеточной жидкости. Измеряя изменения в ДП, можно делать выводы о физиологическом состоянии тканей. На рис. 1 представлена комплексная диэлектрическая проницаемость на вещественной и мнимой плоскости.

Комплексная диэлектрическая проницаемость ткани определяется как:

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon - j \frac{\gamma}{\omega} \quad (2)$$

где:  $\epsilon$  – реальная часть, описывающая ёмкостные свойства,  $\gamma$  – проводимость, которая отвечает за потери энергии в ткани при её взаимодействии с электрическим полем,  $\omega$  – циклическая частота.

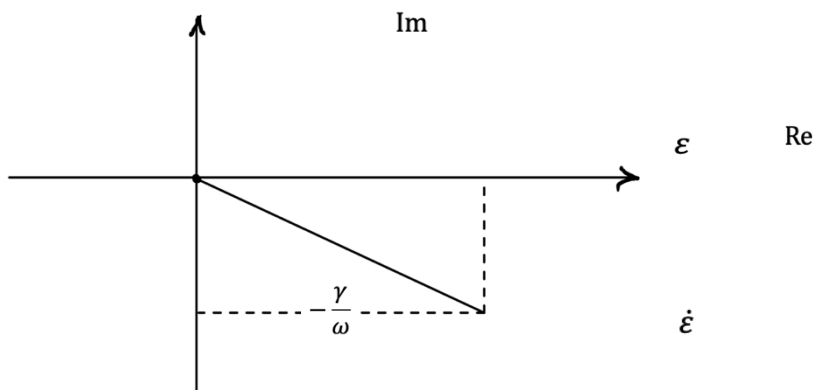


Рис. 1 – Комплексная диэлектрическая проницаемость на вещественной и мнимой плоскости.

Ткани человеческого организма представляют собой неоднородные среды, где присутствуют как проводящие компоненты (ионные растворы в клетках и межклеточной жидкости), так и диэлектрические компоненты

(клеточные мембраны). В таких средах наблюдаются следующие эффекты: Ток проводимости возникает за счёт движения заряженных частиц (ионов) в тканях. Этот ток зависит от проводимости ткани и практически не зависит от частоты при низких частотах. Ток смещения связан с поляризацией молекул и диполей в тканях. Этот ток пропорционален частоте и доминирует на высоких частотах, когда мембраны клетки начинают активно реагировать на изменяющееся электрическое поле.

Измерение импеданса в широком частотном диапазоне позволяет отделить эти два типа тока и выделить характерные особенности ткани, такие как её проводимость и ёмкостные свойства.

Для реализации измерений импеданса разработана система, в которой с помощью микроконтроллера STM32 формируется синусоидальный тестовый сигнал с регулируемой частотой в диапазоне 10 Гц – 500 кГц. Этот сигнал подаётся на исследуемый образец ткани, а ток и напряжение, возникающие при его прохождении, регистрируются через усилительный тракт с прецизионными элементами, обеспечивающими высокую точность измерений. Далее данные поступают на встроенный аналого-цифровой преобразователь, где происходит оцифровка и последующая обработка. Микроконтроллер также управляет передачей данных на персональный компьютер или мобильное устройство для визуализации и анализа результатов. Блок-схема измерительной системы представлена на рис. 2.

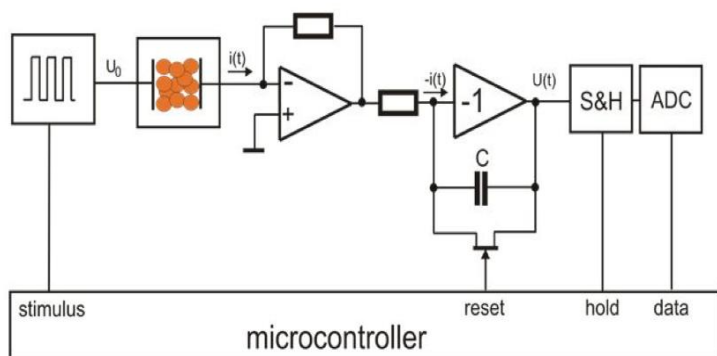


Рис. 2 – Блок-схема измерительной системы для импедансной спектроскопии.

Планируемые эксперименты будут включать измерение импеданса тканей языка при различных физиологических состояниях (например, в покое и после стимулирования), а также анализ частотных характеристик, таких как активная проводимость, ёмкость мембран и мнимое сопротивление. Для более точного анализа изменений на клеточном уровне планируется моделирование эквивалентных электрических схем тканей, отражающих их

реальные электрические свойства. Примеры таких моделей представлены на рис. 3, где показаны простая RC-модель мембраны человеческой кожи и RC-схема ткани печени свиньи.

Обработка данных будет выполняться с использованием методов цифровой фильтрации и быстрого преобразования Фурье (БПФ), что позволит выявлять тонкие изменения импедансных характеристик биологических тканей.

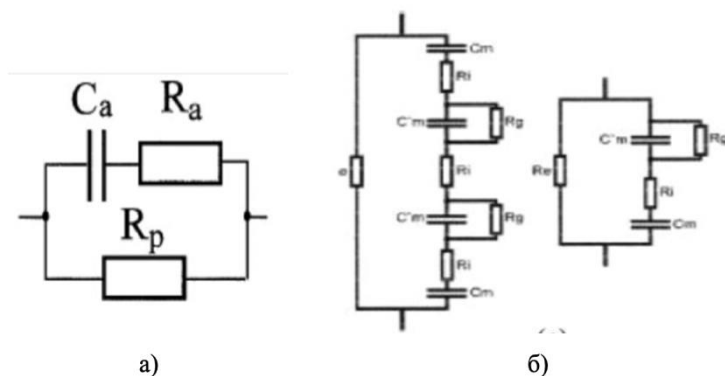


Рис. 3 – Электрические модели биологических тканей  
(а) – Простая RC-модель (последовательная/параллельная) мембраны человеческой кожи,  
(б) – RC-схема ткани печени свиньи.

Разработка компактного и точного датчика для измерения импеданса биологических тканей открывает новые возможности в следующих областях:

1. Медицинская диагностика – мониторинг заболеваний слизистых оболочек, воспалений и опухолей.
2. Биофизика – исследование изменений тканей при различных физиологических состояниях.
3. Клиническое применение – интеграция в системы реабилитации для контроля за восстановлением тканей.

Преимущества: Неинвазивность, высокая точность измерений, Гибкость в настройке частот и обработке данных.

Перспективы: Интеграция в системы медицинского мониторинга для диагностики и оценки состояния тканей, использование в реабилитации для мониторинга восстановления тканей после травм, потенциал для дальнейшей автоматизации и обработки данных с использованием машинного обучения.

Заключение:

Спектроскопия импеданса является важным и перспективным методом для неинвазивного анализа биологических тканей. Измерение частотных

зависимостей импеданса позволяет получать подробную информацию о физиологическом и патологическом состоянии тканей. Разработка датчика импедансной спектроскопии для измерения тканей, таких как язык, открывает возможности для медицинской диагностики, мониторинга и реабилитации. Этот прибор будет удобен в использовании, точен и позволит проводить исследования в реальном времени, предоставляя полезные данные для анализа тканей и их изменений.

#### *Библиографический список*

1. Гончаров, В.Д., Самочерных, К.А., Воинов, Н.Е. и др. Теоретические основы использования спектроскопии импеданса в медицине // PMC. – Режим доступа: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2597841/> [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 01.11.2025).
2. Dean, D.A., Ramanathan, T., Machado, D. и др. Electrical Impedance Spectroscopy Study of Biological Tissues // J. Electrostat. – 2008. – Т. 66, № 3-4. – С. 165–177. – DOI: 10.1016/j.elstat.2007.11.005, <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19255614/> [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 01.11.2025).
3. Gansauge, C., Zaikou, Y., Schroeder, V. и др. Fast Bio-Impedance Analysis using Electrical Relaxation // Institut für Bioprozess- und Analysenmesstechnik e.V., Heilbad Heiligenstadt, Germany. – Режим доступа: <https://www.ijbem.org/volume21/number1/59-66.pdf> [Электронный ресурс]. – (дата обращения: 01.11.2025).

УДК 615.47

### **РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ МОНИТОРИНГА СОДЕРЖАНИЯ САХАРА В КРОВИ**

К.Р. Дроздов

Научный руководитель – Даминова Э.А., канд. техн. наук, доцент кафедры  
Биотехнических систем

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

*Доклад посвящен аспектам модернизации аппаратно-программных комплексов для мониторинга содержания сахара в крови при установке в систему гироскопического датчика. Предложены структурные схемы инсулиновой помпы до и после добавления датчика, а также датчика мониторинга сахара в плазме крови.*

**Ключевые слова:** помпа, гироскоп, петля, мониторинг, аппаратно-программный комплекс.

# DEVELOPMENT OF A HARDWARE AND SOFTWARE PACKAGE FOR MONITORING THE CONTENT OF SUGAR IN THE BLOOD

K.R. Drozdov

Scientific supervisor - Daminova E.A., Ph.D. (Eng.), Associate Professor of the Department of Biotechnical Systems

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

*This report explores aspects of upgrading hardware and software systems for blood sugar monitoring with the addition of a gyroscopic sensor. Structural diagrams of an insulin pump before and after the sensor is added, as well as a plasma glucose monitoring sensor, are presented.*

**Keywords:** pump, gyroscope, loop, monitoring, hardware and software complex.

На данный момент существует огромное количество болезней, требующих непрерывного и качественного контроля пациентом и лечащим врачом. Список хронических болезней весьма разнообразен. В него входят различные сердечно-сосудистые заболевания, такие как ишемическая болезнь сердца, проблемы с дыхательной системой, например, ХОБЛ, болезни почек (почечная недостаточность), болезни желудочно-кишечного тракта, из самых распространенных – гастрит, болезни поджелудочной железы, главной из которых является сахарный диабет 1 и 2 типов.

В области мониторинга сахарного диабета придумано немало приборов, призванных улучшить или хотя бы упростить жизнь диабетиков. В их числе глюкометры с тест-полосками, позволяющие измерить уровень сахара крови фактически в любой момент; шприц-руки, рассчитанные на длительное использование, инсулиновые помпы, придуманные еще в прошлом веке, но пришедшие к компактному виду совсем недавно (рис. 1).

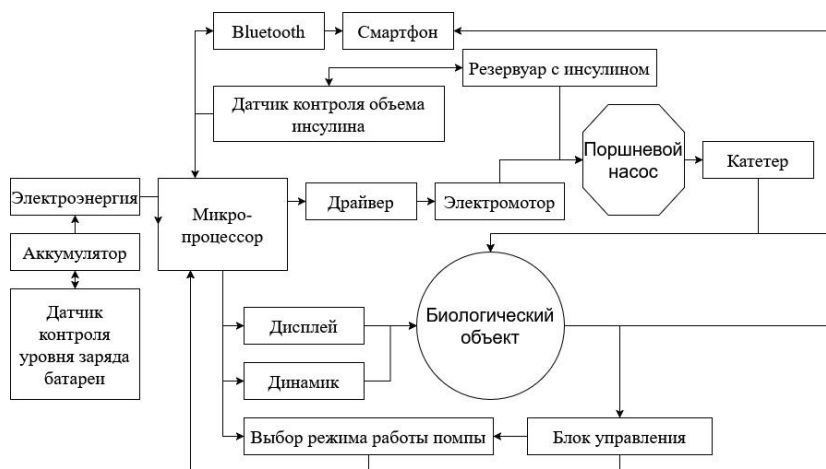


Рис. 1 – Принципиальная схема инсулиновой помпы без модернизаций

Пиком развития медицины в контексте терапии сахарного диабета можно смело считать датчики непрерывного мониторинга уровня глюкозы в плазме крови (рис. 2).

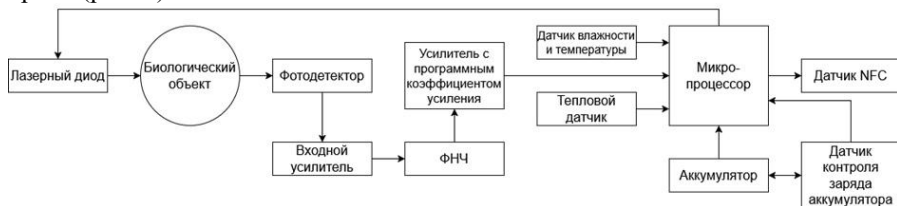


Рис. 2 – Принципиальная схема датчика мониторинга сахара в плазме крови

Современное развитие медицинской техники направлено на получение нового качественного свойства благодаря объединению смартфона, датчика-измерителя глюкозы и устройства введения вещества (инсулиновая помпа). Такая конфигурация носит название «петля».

В ней датчик измеряет уровень глюкозы, передает данные на смартфон, тот анализирует полученное значение, сравнивает его с предыдущими, получая динамику изменений концентрации сахара в крови, выдает решение о количестве вводимого инсулина и передает это значение в инсулиновую помпу, которая это количество инсулина вводит или увеличивает или уменьшает вводимое количество вплоть до полной остановки ввода.

Рассмотренная выше система имеет особенность – место установки гироскопа, обеспечивающего регистрацию данных о количестве и характере физической активности пациента, - смартфон. Так как в телефоне обычно имеется гироскоп, то с его помощью можно попробовать рассчитать интенсивность движений пациента и с помощью полученных данных дополнительно скорректировать подачу инсулина. Но в таких системах появляется проблема – не всегда удобно носить с собой телефон в том же кармане, иногда лучше положить его в рюкзак или сумку, или вовсе выложить. Как следствие, такие системы ненадежны, т.к. смартфон может разрядиться или потерять сигнал. Но вся система “петли” основывается на телефоне и если тот перестанет получать и передавать сигнал, то система работать не будет или будет работать некорректно, что еще хуже. А так как для работы “петли” в телефоне постоянно должен быть включен Bluetooth, NFC или данные о местоположении, конкретные требования зависят от марки датчика, то телефон достаточно быстро не сможет выполнять свои функции.

Таким образом, становится очевидной необходимость разработки системы для мониторинга глюкозы в крови со встроенным в помпу гироскопом (рис. 3).

Поэтому предложено рассмотреть вариант, когда гироскоп будет расположен не в телефоне, а самой инсулиновой помпе, что, в теории,

поможет ей самостоятельно корректировать значения вводимого инсулина и меньше зависеть от других частей системы.



Рис. 3 – Принципиальная схема инсулиновой помпы с добавлением гироскопа

Для достижения поставленной цели необходимо решить ряд задач. В первую очередь, помпа достаточно компактна и нужно будет решить, как установить гироскоп, чтобы помпа достаточно компактной и осталась. Так как гироскоп тратит немалое количество энергии и при этом требует постоянной работы, необходимо продумать оптимизацию расхода энергии помпой. На текущий момент есть два возможных варианта – либо увеличивать емкость аккумулятора, либо добавить в систему акселерометр, который для своей работы требует намного меньших затрат энергии, при этом сможет точно “сказать”, когда нужно будет включить гироскоп и точно определить интенсивность движений. Оба варианта с большой вероятностью приведут к увеличению габаритов помпы, и будет необходимо выбрать более оптимальный вариант. Наконец, при возможности работы с телефоном нужно будет синхронизировать работу двух гироскопических систем для получения максимально точных данных об интенсивности движений пациента.

#### *Библиографический список*

1. Разработка электронной системы управления инсулиновой помпы для непрерывного введения инсулина (URL: <https://earchive.tpu.ru/bitstream/11683/71719/1/TPU1369509.pdf> - дата обращения 25.10.2025)
2. Система мониторингирования глюкозы и инсулиновые помпы (URL: <https://www.lvrach.ru/2009/03/7273883> - дата обращения 25.10.2025)

3. Схема датчика уровня глюкозы (URL: <https://radioskot.ru/publ/medtehnika/datchik-urovnya-glyukozy> - дата обращения 26.10.2025).

УДК 615.47

## **РАЗРАБОТКА НОСИМОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ АНАЛИЗА СОСТОЯНИЯ ВЕН НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПОСЛЕ ОПЕРАЦИЙ**

И.О. Семенов

Научный руководитель – Даминова Э.А, канд.техн.наук, доцент кафедры Биотехнических систем

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

*Доклад посвящен аспектам разработки концептуальной модели устройства непрерывного мобильного мониторинга состояния вен после операций лечения варикозных заболеваний нижних конечностей. Предложена и обоснована структурная схема прибора.*

**Ключевые слова:** варикоз, вена, кровоток, мониторинг, датчик, реабилитация, фотоплетизмография

## **DEVELOPMENT OF A WEARABLE DEVICE FOR ANALYZING THE CONDITION OF LOWER LIMB VEINS AFTER SURGERY**

I.O. Semenov

Scientific Supervisor of Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Biotechnical Systems of ETU "LETI"

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

*The report is devoted to the development of a conceptual model of a device for continuous mobile monitoring of the state of veins after surgery for the treatment of varicose veins of the lower extremities. A structural diagram of the device is proposed and substantiated.*

**Keywords:** varicose veins, blood flow, monitoring, sensor, rehabilitation, photoplethysmography

Варикозное расширение вен — это патологическое заболевание, приводящее к деформации и удлинению сосудов, вызываемое слабостью сосудистой стенки и нарушением кровообращения. По данным Минздрава до 60% женщин и до 30% мужчин сталкиваются с варикозом, однако у мужчин процент обращений с тяжелыми формами варикоза высока, означая что не все обращаются за мед помощью. Таким образом, сталкиваться с варикозным расширением вен может сталкиваться до половины населения РФ.

При этом данное заболевание является достаточно серьезным, особенно при его развитии. Существует признанная международная классификация варикозного расширения вен СЕАР, используемая врачами многих стран мира, разделяющая 7 состояний с0 по с6. Эти состояния описывают степень тяжести прогрессирующего варикоза. В то время как состояния с0 по с3 лечатся препаратно или консервативными методами, то, согласно Минздраву, в ситуациях запоздалого лечения варикоза классов С4-С6, хирургическое вмешательство является необходимым для лечения варикоза нижних конечностей. Проведение операции создает риск возникновения послеоперационных осложнений и требует тщательной восстановительной программы. В послеоперационный восстановительный период необходим мониторинг состояния вен ног в виду рисков возникновения осложнений — отеков, гематом, тромбозов.

Обнаружение любого отклонения вен нижних конечностей в послеоперационный период является важной задачей для обеспечения безопасности и здоровья пациента, и для решения этой задачи применяется мониторинг. Исследуемыми параметрами являются давление и кровоток вен.

Современный мониторинг вен в России подразумевает пребывание пациента в учреждении стационарной медицинской помощи, так как современные приборы, такие как Navi-80 и VD-60, не проводят съем на постоянной основе и не являются носимыми. Однако в Европейских и странах Северной Америки существуют модели носимого устройства мониторинга состояния вен нижних конечностей, которое является более энергоэффективным и менее ограничивающим пациента в сравнении с прикроватным устройством мониторинга. Кроме того, послеоперационное осложнение может проявиться при нагрузках в повседневной жизни.

Развитие независимой от внешнего рынка медицины является важной задачей для любой страны, в том числе Российской Федерации, ввиду чего предлагается разработка аналога носимого устройства мониторинга состояния вен нижних конечностей.

Таким образом, становится очевидной необходимость разработки носимого устройства для мониторинга состояния вен нижних конечностей после операций. Предлагаемое устройство должно закрепляться на ноге пациента с помощью лямки или ремня и, используя оптические методы, непрерывно определять состояние вен.

На рис. 1 представлена структурная схема носимого устройства для мониторинга состояния вен. Снятие параметров вен предполагается с помощью методов фотоплетизмографии. LED - светодиод красного спектра, способного пройти через ткани и сосуды (БО - биологический объект). То, насколько хорошо пройдет сигнал зависит от кровенаполнения сосудов. Прошедшая часть сигнала принимается фотоприемником (ФП) и передается на микроконтроллер (МК), оценивающий параметры кровенаполнения. Данные с микроконтроллера могут передаваться на мобильное устройство с помощью технологии Bluetooth, а при обнаружении аномальных значений

будет активироваться устройство сигнализации для своевременного обращения пациента в медицинское учреждение или к медицинскому персоналу. Обеспечение питанием происходит через ИП - источника питания, представляющего собой батарейку с входом питания.

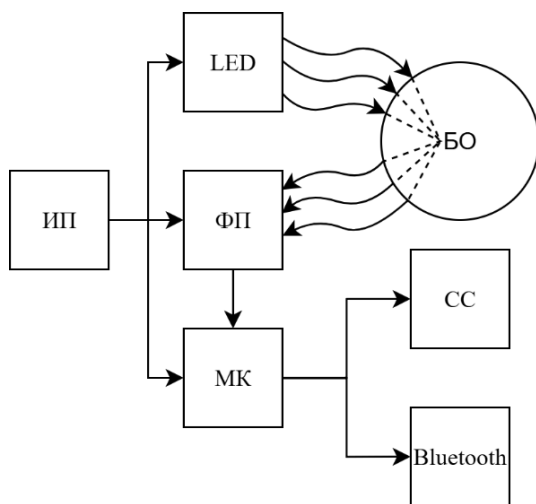


Рис. 1 — Структурная схема разрабатываемого устройства

#### *Библиографический список*

1. Нормавен - Возможные осложнения после операции по удалению вен на ногах и их профилактика. (URL: [normaven.ru/articles/oslozhneniya-posle-operatsii-po-udaleniyu-ven/](http://normaven.ru/articles/oslozhneniya-posle-operatsii-po-udaleniyu-ven/) – Дата обращения: 15.10.2025)
2. Нормавен - Чем опасен варикоз: какие возможны последствия? (URL: <https://normaven.ru/articles/chem-opasen-varikoz/> – Дата обращения: 15.10.2025)
3. Красота Медицина - Варикозная болезнь, Классификация. (URL: [https://www.krasotaimedicina.ru/diseases/zabolevanija\\_phlebology/varices](https://www.krasotaimedicina.ru/diseases/zabolevanija_phlebology/varices) – Дата обращения: 15.10.2025)
4. Клинические рекомендации "Варикозное расширение вен нижних конечностей" (одобрены Минздравом России) - рекомендации по проведению операционного вмешательства при варикозе. (URL: [https://cr.minzdrav.gov.ru/view-cr/680\\_2](https://cr.minzdrav.gov.ru/view-cr/680_2) – Дата обращения: 15.10.2025)

## **ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КИНЕМАТИКИ ДВИЖЕНИЙ КИСТИ ПРИ РЕАБИЛИТАЦИИ**

М.К. Романова

Научный руководитель – Даминова Э.А., канд. техн. наук,  
доцент кафедры Биотехнических систем  
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

*Доклад посвящен проектированию трех конфигураций сенсорной перчатки для регистрации кинематических характеристик кисти. Спроектированы структурные схемы.*

**Ключевые слова:** тензорезистор, инерциальный измерительный модуль, измерительная система, кинематика движений кисти.

## **DESIGN OF A MEASUREMENT SYSTEM FOR STUDYING HAND KINEMATICS FOR REHABILITATION**

M.K. Romanova

Academic adviser - E.A. Daminova, Ph.D in Technical Sciences, Associate  
Professor of the Department of Biotechnical Systems  
Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

*Three sensor glove configurations for recording hand kinematic characteristics are considered. Structural diagrams have been designed.*

**Keywords:** strain gauge, inertial measurement unit (IMU), measurement system, hand motion kinematics.

В системах захвата движения, медицинской робототехнике, бионических протезах и ортезах используют различные по своей природе датчики: инерциальные, тензорезистивные, оптические системы с маркерами, электромагнитные, потенциометрические, пьезоэлектрические и электромиографические.

Датчик изгиба – первичный измерительный преобразователь, измеряющий угол сгиба пальца вдоль оси, когда сопротивление чувствительного элемента изменяется путем деформации поверхности. За счет растяжения, деформации поперечное сечение уменьшается и сопротивление возрастает пропорционально изменению угла. В России существует дефицит производителей данных датчиков, поэтому в большинстве своем они импортируются. Самым доступным является «Spectra Symbol» [1].

IMU датчики – инерциальные измерительные блоки, состоящие из: акселерометра, гироскопа, магнитометра. Данные датчики отслеживают движение и ориентацию объекта.

Современные IMU используют цифровые интерфейсы для передачи данных: I<sup>2</sup>C, SPI. По количеству осей выделяют 3-, 6-, 9-осевые. IMU склонны к дрейфу и смещению нуля при длительном использовании и для компенсации требуются периодические калибровки, а магнитометры чувствительны к магнитным помехам.

В качестве первой конфигурации распределим пять датчиков изгиба «Spectra Symbol» на каждом пальце и один инерциальный датчик GY-BMI160 наисти для ориентации кисти в пространстве. Таким образом, управляющий блок преобразуют интегральное значение сопротивления датчика для каждого пальца и регулирует сгибание/разгибание травмированного пальца с помощью приводов. На рис. 1.а. представлено расположение датчиков.



Рис. 1 – Расположение датчиков на кисти: а – первая конфигурация; б – вторая конфигурация; в – третья конфигурация.

Структурная схема представлена на рис. 2.

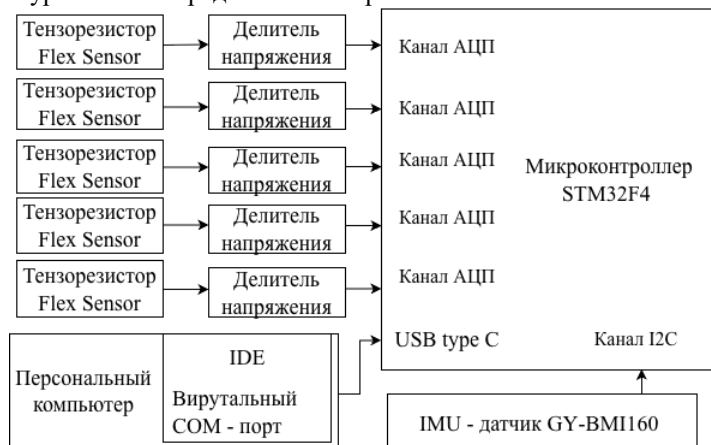


Рис. 2 – Структурная схема для первой конфигурации

Производители «Spectra Symbol» рекомендуют добавлять повторитель, например, LM358, он нужен для согласования импедансов и стабилизации сигнала, в частности, когда длина провода больше 10 сантиметров. Выходное напряжение буферного усилителя равно входному, коэффициент усиления равен единице. При подключении датчика GY-BMI160 через каналы интерфейса I2C используются контакты: SDA – линия данных, SCL – линия тактирования, SA0 – канал выбора адреса на шине, GND – земля, VIN – питание.

Данная конфигурация подходит для простых реабилитационных задач, так как не учитывает отведение/приведение пальцев, и тензорезистивный ИП от «Spectra Symbol» меняет свое сопротивление только при деформации в одном направлении, показания датчика при разгибании пальцев из исходного положения «вверх» непредсказуемы. Для улучшения системы можно использовать короткие двунаправленные датчики изгиба, разместив их на всех пястно-фаланговых, проксимальных и дистальных межфаланговых суставах.

Первую конфигурацию можно модифицировать и сделать более информативной, если разместить IMU-модулей на кончиках пальцев. Тогда можно будет учитывать отведение-приведение пальцев. Расположение датчиков представлено на рис. 1.б.

Данная реализация имеет 5 датчиков изгиба и 6 датчиков IMU. Нужно предусмотреть 5 входов АЦП для тензорезистивных датчиков, 3 входа I2C для IMU. Конфигурацию можно усовершенствовать, если заменить тензорезистивные датчики на двунаправленные короткие для размещения на каждом суставе пальца, также лучше использовать девяти-осевой инерциальный измерительный модуль с магнитометром. Магнитометр позволит более точно определять отведение и приведение, а также упростит преобразование сырых данных в углы Эйлера (позволит определить рыскание).

Для более детализированного захвата движения рассмотрим третью конфигурацию в соответствии с рис. 3: один инерциальный модуль на пясти, 14 аналогичных датчиков на суставах пальцев. Данная измерительная система позволяет фиксировать сгибание-разгибание, отведение-приведение всех пальцев, а также оппозицию (противопоставление) большого пальца. К недостатку можно отнести наличие 90 измерительных сигналов, что затрудняет процесс сбора данных. Расположение датчиков представлено на рис. 1.в.

Так как данная конфигурация имеет большое количество измерительных сигналов, подключение всех датчиков может осуществляться посредством мультиплексирования. Структурная схема представлена на рис. 3.



Рис. 3 – Структурная схема для третьей конфигурации

Данная измерительная система обладает высоким потенциалом для внедрения в медицинские и робототехнические системы. Она может быть использована для диагностики заболеваний на ранних стадиях и контроля восстановления двигательных функций при реабилитации, в том числе домашней, в условиях телемедицины [2]. На основе полученных данных также возможна корректировка программы упражнений для повышения эффективности реабилитации.

#### Библиографический список

1. Flex сенсор, датчик изгиба 2.2 дюйма // ARDUIONO54 [Электронный ресурс]. URL: <https://roboshop.spb.ru/sensors/datchiki-vesa/flex-sensor-2-2> (дата обращения: 17.04.2025).
2. Бирюков, И. Н. разработка аппаратной части устройства для исследования дрожательных гиперкинезов верхних конечностей / И. Н. Бирюков, Э. А. Даминова // 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. 427-430. – EDN KAZTDS.

УДК 612.822.3:616.8-009.836

### СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЭГ-ПАТТЕРНОВ В РАЗЛИЧНЫХ СТАДИЯХ СНА

А.В. Зубрилина, О.В. Мельник

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

*Разработан аппаратно-программный комплекс для регистрации и анализа характеристик ЭЭГ-паттернов в различных стадиях сна, который может быть использован для объективной диагностики нарколепсии в рамках полисомнографического исследования.*

**Ключевые слова:** нарколепсия, полисомнография, сомнология, сон, стадии сна, электроэнцефалография.

## SYSTEM FOR STUDYING EEG PATTERN CHARACTERISTICS IN VARIOUS SLEEP STAGES

A.V. Zubrilina, O.V. Melnik

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

*A hardware-software system for recording and analyzing EEG pattern characteristics across different sleep stages has been developed, which can be used for the objective diagnosis of narcolepsy as part of a polysomnographic study.*

**Keywords:** *narcolepsy, polysomnography, somnology, sleep, sleep stages, electroencephalography*

Нарколепсия – это неврологическое расстройство, при котором мозг не может стабильно поддерживать состояние бодрствования и сна. Его характерные черты: непреодолимая дневная сонливость с внезапными сном, приступы мышечной слабости (катаплексия), яркие галлюцинации при смене состояния и сонный паралич. Это связано со смещением фаз сна, когда элементы быстрого сна (REM-фазы) возникают в неподходящее время.

Классическая картина нарколепсии описывается пятью основными симптомами [1], хотя полный набор присутствует не у всех пациентов.

**1. Избыточная дневная сонливость (ИДС)** - постоянное, фоновое чувство сонливости, не зависящее от продолжительности ночного сна. Характерны "атаки сна" – непреодолимые эпизоды засыпания в монотонной обстановке. Сон, как правило, короткий и приносящий кратковременное облегчение.

**2. Катаплексия** – кратковременная утрата мышечного тонуса при сохранном сознании. Приступы обычно провоцируются сильными, чаще положительными эмоциями

**3. Галлюцинации при засыпании или пробуждении** - необычно яркие, часто пугающие зрительные, слуховые или тактильные образы, возникающие в переходном состоянии между сном и бодрствованием. Объясняются тем, что мозг входит в фазу REM-сна до того, как сознание полностью отключилось.

**4. Сонный паралич** – состояние, при котором человек в момент засыпания или пробуждения осознает окружающее, но не может пошевелиться или издать звук. Эпизод длится от нескольких секунд до нескольких минут и может сопровождаться чувством ужаса и галлюцинациями.

**5. Нарушения ночного сна** – несмотря на выраженную дневную сонливость, ночной сон у пациентов с нарколепсией часто фрагментирован, беспокойный, с частыми пробуждениями.

Разрабатываемая система с использованием специализированных технических средств может быть использована в рамках полисомнографии и стать ключевым методом объективной диагностики. Аппаратно-программный комплекс обеспечивает получение, обработку и передачу

данных электроэнцефалографического (ЭЭГ) сигнала, способствующих анализу характеристик ЭЭГ-паттернов в различных стадиях сна.

### Устройство электроэнцефалографа для снятия характеристик ЭЭГ-паттернов

Сигнал регистрируется через электроды, которые располагаются на неповрежденных участках кожи головы. Обычно в электроэнцефалографии имеется 10–20 каналов, позволяющих одновременно записывать электрические импульсы от соответствующего числа пар электродов, закрепленных на голове пациента. Усиливаемые сигналы преобразуются в цифровой формат; непрерывная запись ЭЭГ выводится на монитор и параллельно сохраняется на диске [2].

Электроды для снятия сигналов состоят из металлических пластин или стержней различных форм. Отводимые электрические потенциалы поступают во вход электроэнцефалографа. После обработки сигналы поступаю на ПК (персональный компьютер) для дальнейшего анализа и обработки.

Для получения сигнала необходимо измерить разницу потенциалов между двумя точками на голове. На каждый канал электроэнцефалографа подаётся напряжение, снятое двумя электродами.

До начала исследования оператор выбирает нужные схемы отведений с использованием программного обеспечения. Для настройки диапазона частот усилителей применяются фильтры высоких и низких частот.

На рис. 1 изображена функциональная схема данного устройства.

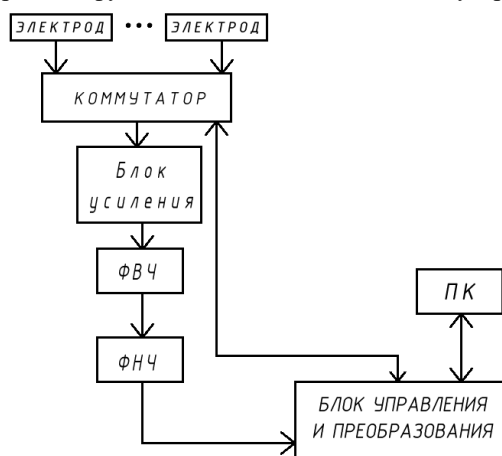


Рис. 1 – Функциональная схема электроэнцефалографа

Электроды накладываются по международной системе 10-20. Расположение электродов приведено на рис. 2. Ключевые электроды

используются для идентификации стадий сна по частотным характеристикам сигнала (альфа, тета, дельта-ритмы).

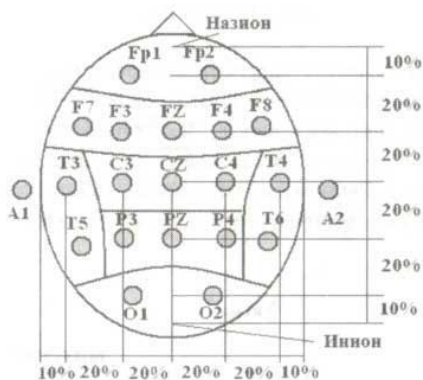


Рис. 2 – Классическая схема установки электродов ЭЭГ

Названия электродов включают первую букву латинского названия области, на которую ставится электрод, и номер, указывающий сторону и расположение электрода в пределах этой области.: pre-frontal (Fp), frontal (F), temporal (T), parietal (P), occipital (O), central (C), midline (Z) [3].

После установки электродов на голове пациента входная коробка электроэнцефалографа получает сигналы и передает их по проводам на коммутатор. Коммутатор опрашивает каждый канал и перенаправляет полученный сигнал на общий выход. Затем сигналы усиливаются с помощью инструментального усилителя и переходят в блок фильтрации, сначала нижних частот, а затем и верхних частот. Также сигнал проходит фильтрацию шумов и различных помех, после чего данные переходят на блок регистрации сигнала. Использование встроенного в микроконтроллер АЦП позволяет преобразовывать аналоговый сигнал в цифровой. После обработки данные передаются на персональный компьютер через интерфейс USB. Также в разрабатываемой системе предусмотрена гальваническая развязка.

### **Программная оценка характеристик ЭЭГ-паттернов в различных стадиях сна**

Практическая реализация программного обеспечения проводится в среде визуального программирования LabVIEW.

После снятия данных сигнал загружается в программу LabVIEW и проходит фильтрацию. Выделяются полезные частотные диапазоны сигнала, соответствующие альфа (8 - 14 Гц), бета (13 - 50 Гц) и гамма (30 - 170 Гц) ритмам ЭЭГ-активности, а также тета и дельта-ритмы, и оценивается динамика спектральной плотности мощности ритмов. Результаты обработки сигнала выводятся на монитор.

### *Библиографический список*

1. Нарколепсия // Справочник MSD. Профессиональная версия. <https://www.msdmanuals.com/ru/professional/>
2. Корневский Н. А. Биотехнические системы медицинского назначения: учебник для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению «Биотехнические системы и технологии» / Н. А. Корневский, Е. П. Попечитель. — Старый Оскол: ТНТ, 2019. — 687 с.
3. Система 10-20 // ЭЭГ учебник. <https://cmi.to>

УДК 621.396.6:621.314

## **АДАПТИВНАЯ ИНФОРМАЦИОННО-УПРАВЛЯЮЩАЯ СИСТЕМА ГАШЕНИЯ КОЛЕБАНИЙ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ПОДВЕСКИ**

Л.Г. Блиникова

Рязанское гвардейское высшее воздушно-десантное командное училище  
имени генерала армии В.Ф. Маргелова, г. Рязань

*Предложена адаптивная информационно-управляющая система гашения колебаний электромагнитной подвески с рекуперативным эффектом, позволяющая получить амортизаторную характеристику любого вида, регулировать демпфирующие свойства подвески в зависимости от подрессоренной массы транспортного средства.*

**Ключевые слова:** *информационно-управляющая система, демпфирование колебаний, электромагнитный амортизатор, ЭДС индукции, широтно-импульсная модуляция.*

## **ADAPTIVE INFORMATION AND CONTROL SYSTEM FOR DAMPING OSCILLATIONS OF AN ELECTROMAGNETIC SUSPENSION**

L.G. Blinnikova

Ryazan Guards Higher Airborne Command School named after Army General  
V.F. Margelov, Ryazan

*An adaptive information and control system for damping the oscillations of an electromagnetic suspension with a regenerative effect has been proposed, which allows for obtaining a shock absorber characteristic of any type and for regulating the damping properties of the suspension depending on the vehicle's unsprung mass.*

**Keywords:** *information and control system, vibration damping system, electromagnetic shock absorber, EMF induction, pulse-width modulation.*

Электромагнитные системы демпфирования позволяют осуществлять активное гашение колебаний, преобразуя энергию механических колебаний в электрическую энергию, более удобную для хранения и повторного

использования и обладающую высокой производительностью. Существенным недостатком электромагнитных подвесок является отсутствие эффективных управляющих систем.

Принцип действия электромагнитного рекуперативного амортизатора подробно описан в работе [1]. При движении штока амортизатора, имеющего постоянный магнит, в катушке индуктивности, намотанной на каркасе, расположенном по оси движения штока, появляется ЭДС индукции, величина которой определяется магнитным полем постоянного магнита и скоростью перемещения поршня.

В работе [2] показано, что сила сопротивления амортизатора  $F_c$ , Н, пропорциональна силе тока:  $F_c \sim kI$ , где  $k$  – коэффициент пропорциональности,  $I$  – сила отдаваемого амортизатором в нагрузку электрического тока, А.

Регулируя силу тока, отбираемого от электромагнитного амортизатора, с помощью информационно-управляющей системы с использованием импульсных преобразователей параметров электрической энергии на основе широтно-импульсной модуляции (ШИМ), можно изменять силу сопротивления амортизатора и получить автоматически управляемую адаптивную подвеску.

Функциональная схема информационно-управляющей системы представлена на рис. 1.

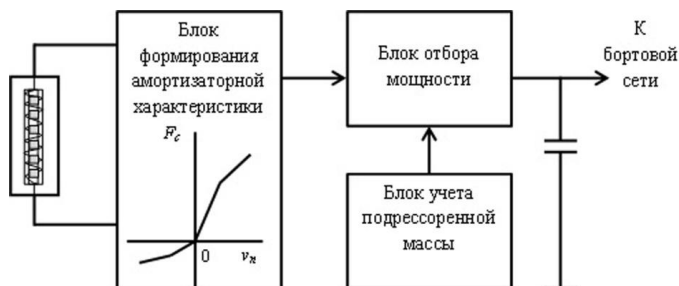


Рис. 1 – Информационно-управляющая система гашения колебаний электромагнитной подвески

При изменении ЭДС, возникающей в катушке амортизатора и зависящей от вида дорожного покрытия и от режима движения, в блоке формирования амортизаторной характеристики получается необходимая характеристика за счет регулирования отбираемой мощности в соответствии с заданными закономерностями. При изменении кода на выходе данного блока меняется коэффициент заполнения ШИМ-сигнала, формируемого в блоке отбора мощности. Мощный силовой ключ на время импульса открывается и через него течет ток заряда накопительного конденсатора.

Поддрессоренная масса, приходящаяся на одну стойку автомобиля, влияет как на частоту колебаний подвески, так и на коэффициент сопротивления амортизатора.

Наилучшую оценку гашения колебаний в подвеске дает относительный коэффициент затухания:  $\Psi = \frac{k}{\sqrt{2cM}}$ , где  $k$  – коэффициент сопротивления амортизатора, Н·с/м,  $M$  – поддрессоренная масса, кг,  $c$  – жесткость подвески, Н/м.

Как показали многочисленные исследования, для обеспечения лучшей плавности хода относительный коэффициент затухания колебаний  $\psi$  должен находиться в пределах 0,15 – 0,30 [3]. Следовательно, возникает задача поддержания его в заданном диапазоне при изменении поддрессоренной массы.

Блок учета поддрессоренной массы, входящий в информационно-управляющую систему, позволяет учесть поддрессоренную массу регулированием коэффициента демпфирования подвески.

С целью определения массы возможно использование энкодера – специального устройства для точного измерения интересующих параметров движения объекта цифровым способом. Выходной код энкодера определяется смещением кузова автомобиля при изменении его массы. В зависимости от массы регулируется коэффициент заполнения ШИМ-сигнала и, соответственно, отбираемая от электромагнитного амортизатора мощность. В результате удастся поддерживать относительный коэффициент затухания колебаний в необходимых пределах. Более подробно схема блока учета поддрессоренной массы описана нами в работе [4].

Эффективность применения разработанной электронной системы управления рекуперативным магнитным амортизатором оценена для автомобиля КамАЗ-4350 [5].

Так как  $\frac{\psi_1}{\psi_2} = \sqrt{\frac{M_2}{M_1}}$ , с изменением поддрессоренной массы от  $M_1$  до  $M_2$

коэффициент  $\psi$  изменяется, плавность хода ухудшается. При использовании адаптивной электронной информационно-управляющей системы удастся поддерживать относительный коэффициент затухания колебаний  $\psi$  в необходимых пределах, что позволяет улучшить плавность хода на 9 – 13%.

Таким образом, данная адаптивная информационно-управляющая система позволяет получить амортизаторную характеристику любого вида, регулировать демпфирующие свойства подвески в зависимости от массы транспортного средства. Она может быть реализована на микроконтроллере или на микросхемах корректора коэффициента мощности.

Предложенная информационно-управляющая система демпфирования колебаний электромагнитной подвески обладает рекуперативным эффектом, способствуя экономии топлива и улучшению экологической обстановки,

особенно в крупных городах. Преобразованная системой энергия может быть использована для подзарядки аккумуляторной батареи, особенно в случае транспортных средств, которым присущ дефицит электроэнергии, для питания радиоэлектронной аппаратуры и т.д.

#### *Библиографический список*

1. Гармаш Ю.В., Блиникова Л.Г., Шипякова А.А, Устройство управления магнитным рекуперативным амортизатором Патент РФ № 205432, МПК F16F6/00, F16F 9/34. Опубликовано: 14.07.2021.
2. Гармаш Ю.В., Блиникова Л.Г., Сарбаев В.И. Адаптивная информационно-управляющая система демпфирования колебаний // Вопросы электротехнологии: науч.-техн. журнал, 2025. № 1 (46). С. 56-65.
3. Ротенберг Р.В. Подвеска автомобиля. Колебания и плавность хода. М.: Машиностроение, 1972. 392 с.
4. Гармаш Ю.В., Блиникова Л.Г. Информационно-измерительная система учета подрессоренной массы автомобиля для управления рекуперативной магнитной подвеской // «Студенческий научный поиск – науке и образованию XXI века»: Материалы XIV Междунар. студенч. научно-практ. конф., 22 апреля 2022 г., СТУ – Рязань, 2022. С. 16-23.
5. Блиникова Л.Г. Применение рекуперативного магнитного амортизатора с адаптивной электронной системой управления для эффективного гашения колебаний транспортных средств // Наука и образование XXI века: Материалы XVIII-й Междунар. научно-практ. конф., 25 октября 2024 г., СТУ – Рязань, 2024 С. 178-182.

УДК 621.317.616

### **ИМПУЛЬСНЫЙ РЕЖИМ ДЛЯ АВТОНОМНОГО УСТРОЙСТВА МАГНИТОПУНКТУРЫ**

М.С. Степанов, М.Б. Каплан

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

*Рассмотрен метод генерации импульса тока для получения магнитного поля для воздействия на биологически активные точки. Произведен расчет и выполнено моделирования отдельных компонентов устройства.*

**Ключевые слова:** физиотерапия, акупунктура, магнитное поле.

### **PULSE MODE FOR AN AUTONOMOUS MAGNETIC POINT DEVICE**

M.S. Stepanov, M.B. Kaplan

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

*A method for generating active current pulses to generate magnetic fields for affecting biological points is discussed. Calculations and analysis of individual device components are performed.*

**Keywords:** physiotherapy, acupuncture, magnetic field.

Современные методы физиотерапии всё шире используют физические факторы, способные оказывать направленное воздействие на ткани организма. Одним из перспективных направлений является магнитопунктура — метод, основанный на сочетании принципов традиционной акупунктуры и действия переменного или импульсного магнитного поля. В отличие от классической иглорефлексотерапии, в магнитопунктуре используется воздействие магнитного поля на биологически активные точки (БАТ), что делает процедуру неинвазивной и безопасной [1].

Применение импульсных магнитных полей позволяет управлять глубиной и характером воздействия, а также активировать физиологические процессы с минимальными побочными эффектами. Поэтому в современных аппаратах для магнитопунктуры всё чаще реализуется импульсный режим работы, обеспечивающий генерацию магнитных импульсов заданной формы, амплитуды и частоты [2].

Цель данной работы — рассмотреть физиологические особенности реакции биоструктур организма и технические возможности реализации импульсного режима, провести расчет параметров индуктора-электромагнита и схемотехническое моделирование.

Магнитное поле беспрепятственно проникает в биологический объект, вызывая изменения его функционального состояния на макро и микроуровнях. При его воздействии на ткани организма наблюдаются изменения микроциркуляции, ускорение обменных процессов, коррекция тонуса сосудов, магнитное поле влияет на электрическую активность клеточной мембраны [3].

Биологический эффект определяется не только амплитудой поля, но и его временной структурой. При постоянном магнитном поле организму быстро присуща адаптация, в результате чего снижается терапевтический эффект. Импульсное же воздействие, характеризующееся чередованием фаз активного воздействия и паузы, приводит к ритмичной стимуляции рецепторных зон и активирует физиологические механизмы саморегуляции.

В медико-технических устройствах чаще всего используются прямоугольные импульсы с регулируемой частотой 1–100 Гц и длительностью 1–10 мс. Эти параметры задаются с учетом биоритмов работы биологических структур организма. Выбор амплитуд импульса магнитного поля для устройств низкочастотной магнитотерапии осуществляется с учетом требуемой глубины проникновения поля, вызывая при этом минимальное тепловое воздействие. Импульсный режим имеет следующие преимущества перед постоянным [4]:

- повышенная эффективность при кратковременном воздействии;
- снижение привыкания тканей к стимулу;
- возможность программного регулирования параметров импульсов;
- уменьшение нагрева катушки и кожи пациента.

Структура аппарат магнитопунктуры включает в себя следующие основные элементы: источник питания, генератор управляющих импульсов,

усилитель мощности, катушку индуктивности и систему управления. В импульсном режиме генератор формирует серию прямоугольных импульсов, которые через усилитель подаются на катушку индуктивности. При каждом импульсе по катушке проходит ток, создающий кратковременное магнитное поле повышенной интенсивности.

Основные параметры воздействия, задаваемые при моделировании:

- Амплитуда магнитной индукции до 100 мТл;
- Частота следования импульсов: 10–50 Гц;
- Длительность импульса: 1–5 мс;
- Коэффициент заполнения: не более 10 %.

Магнитное поле воздействует локально на БАТ, вызывая изменение биоэлектрической активности тканей. Биофизический эффект заключается в улучшении микроциркуляции, снятии воспалительных процессов и активации клеточного метаболизма [5].

Для генерации импульсов наиболее часто реализуемыми решениями является применение схем на базе мультивибраторов, таймеров и микроконтроллеров. Исходными параметрами являются частота и скважность. Высокая стабильность достигается за счет применения кварцевых генераторов. Для коммутации высокоамплитудных токов как правило используются ключи MOSFET-ключи и тиристорные схемы. Катушка индуктивности представляет собой соленоид с сердечником, помещенные в диэлектрический корпус.

Схемотехническая реализация является источника питания требует формирования токовых импульсов с возможностью контроля амплитуды тока. Исходная модель магнитного поля основывается на классической формуле для расчета магнитной индукции  $B$  на торцевой поверхности электромагнита длиной  $h$  круглого сечения  $R$ , с магнитной проницаемостью сердечника  $\mu$  и количеством витков  $N$ :

$$B = \frac{\mu\mu_0NI}{2} \left( \frac{h}{\sqrt{h^2 + 4R^2}} \right)$$

Для индуктора-электромагнита обладающего следующими характеристиками: длина 8 см, количество витков 200, радиус 4 мм, сердечник с магнитной проницаемостью 500, для обеспечения магнитного поля в 100 мТл на торце индуктора требуется создать ток с амплитудой 1.594 А. Учитывая, что допустимая плотность тока  $J$ , обеспечивающая умеренный нагрев обмотки не должен превышать 5 А/мм<sup>2</sup>, а также максимальную скважность тока 10 %, в соответствии с уравнением

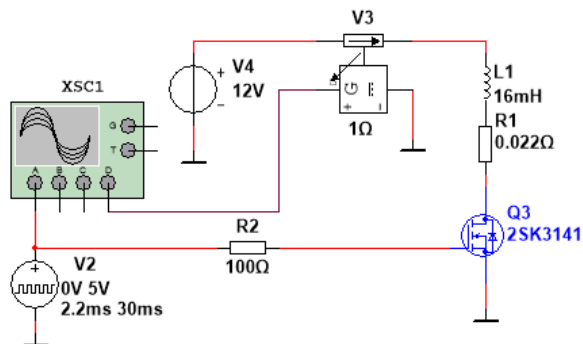
$$d = \sqrt{\frac{4I}{J\pi}}$$

получаем диаметр медного провода равный 0,4 мм. Тогда электромагнит с указанными характеристиками обладает индуктивностью

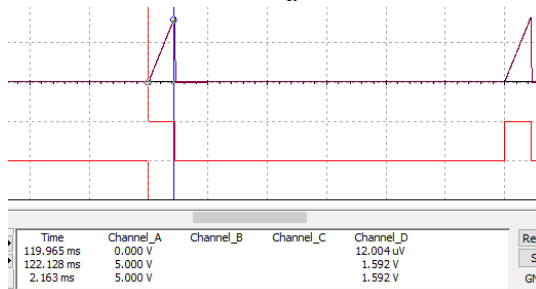
$$L = \mu\mu_0 N^2 \frac{\pi R^2}{h} = 16 \text{ мГн.}$$

Расчет выполнялся в среде MathCAD. Сопротивление обмотки составило 0,022 Ом, а длина 5,03 м, при однослойном варианте намотки. На следующем этапе прорабатывался вариант работы коммутационного модуля (рис.), для чего использовалась среда схемотехнического моделирования Multisim, благодаря которой возможен подбор наиболее предпочтительных номиналов без физической сборки устройства. Итогом моделирования являлось определение длительности импульса (рис., б нижняя диаграмма) необходимого для формирования тока с заданной амплитудой (рис., б, верхняя диаграмма). Длительность управляющего импульса составила 2,163 мс, что соответствует результатам вычисления.

Таким образом, проведен анализ особенностей применения импульсного режима магнитотерапевтического воздействия, предложен вариант реализации отдельных составляющих аппарата для магнитопунктуры, вычисленных значения характеристик компонентов и управляющих сигналов.



а



б

Рисунок – Моделирование коммутационного блока: а – электрическая модель; б – временные диаграммы тока и управляющего сигнала

### *Библиографический список*

1. Агасаров Л.Г. Руководство по рефлексотерапии – М.: Арнебия, 2001. – 304 с.
2. Системы комплексной электромагнитотерапии / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. – 376 с.
3. 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.
4. Новиков С.А., Никифоров М.Б., Мельник О.В. Исследование электромагнитного метода отслеживания тремора верхних конечностей человека на основе схемы терменвокса // Вестник РГРТУ, № 87, 2024. – С. 128-134.
5. Попова О.А. Разработка гибридного метода факторного анализа для неполного набора медицинских данных // Вестник РГРТУ, № 91, 2025. – С. 87-103.

УДК 615.47:004.31

### **ПРОЕКТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА ПРЕДОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СЛОЖНЫХ ДИСКРЕТНЫХ ВЫБОРОК**

Ю.А. Булгаков, А.А. Михеев

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

*Сформулированы функциональные требования для устройства предобработки электрокардиосигнала на основе использования сложных дискретных выборок. Спроектирована структурная схема устройства. Приведено описание работы компонентов спроектированного устройства.  
**Ключевые слова:** дрейф изолинии, сложные дискретные выборки, вариабельность периода дискретизации, микроконтроллер.*

### **DESIGNING AN ELECTROCARDIOSIGNAL PREPROCESSING DEVICE BASED ON THE USE OF COMPLEX DISCRETE SAMPLES**

Yu.A. Bulgakov, A.A. Mikheev

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

*Functional requirements for an electrocardiogram preprocessing device based on the use of complex discrete samples have been formulated. A block diagram of the device has been designed. The operation of the components of the designed device has been described.*

**Keywords:** *isoline drift, complex discrete samples, sampling period variability, microcontroller.*

Современные алгоритмы цифровой обработки электрокардиосигнала на основе сложных дискретных выборок (СДВ) демонстрируют высокую эффективность при выделении сигнала дрейфа изолинии, что является критически важным для последующего точного анализа морфологии ЭКГ [1]. В настоящее время такие алгоритмы предобработки успешно реализуются на современных микроконтроллерах [2], что создает предпосылки для разработки специализированных аппаратных решений.

Возникает задача проектирования автономного устройства предварительной обработки, которое осуществляет первичную фильтрацию ЭКГ-сигнала с последующей передачей очищенных данных в основное устройство (аппарат-ЭКГ или холтер), где реализованы алгоритмы более высокого уровня анализа.

Для представления основных функциональных частей проектируемого устройства, разработана структурная схема (рис. 1). Разрабатываемое устройство должно выполнять следующие функции:

1. Сбор значений электрокардиосигнала с стандартных отведений через электроды.
2. Предварительное усиление и аналоговая фильтрация сигнала.
3. Аналого-цифровое преобразование сигнала.
4. Цифровая обработка с применением СДВ для выделения и устранения дрейфа изолинии.
5. Буферизация обработанных данных.
6. Передача данных в основное устройство для дальнейшего анализа.

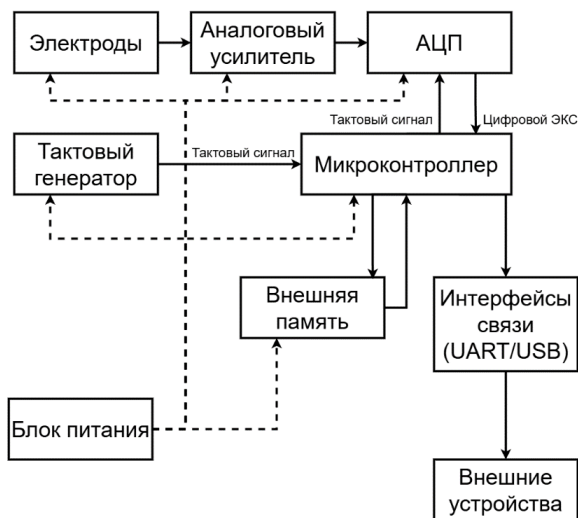


Рис. 1 – Структурная схема устройства предобработки электрокардиосигнала

Прямой поток обработки сигнала начинается с электродов ЭКГ, осуществляющих съем биопотенциалов с поверхности тела пациента. Выходной сигнал характеризуется амплитудой 0.5-5 мВ и содержит компоненты в частотном диапазоне 0.05-150 Гц. Далее сигнал поступает на аналоговый усилитель с коэффициентом усиления 100-1000, выполняющий предварительное усиление до уровня, приемлемого для последующего аналого-цифрового преобразования, одновременно осуществляется подавление синфазной помехи. Затем АЦП преобразует аналоговый сигнал в цифровую форму с частотой дискретизации 500 Гц и разрядностью 16 бит, что обеспечивает динамический диапазон не менее 96 дБ. Обработка сигнала в микроконтроллере происходит по одному из существующих алгоритмов выделения сигнала дрейфа изолинии с учетом вариабельности сердечных сокращений [3, 4]. Внешняя память осуществляет временное хранение данных, гарантируя непрерывность потока при передаче через интерфейсы связи. Обмен данными между микроконтроллером и памятью осуществляется по интерфейсам SPI/I2C. Интерфейсы связи UART и USB обеспечивают передачу очищенного ЭКГ-сигнала в основное устройство для последующего анализа и визуализации.

Вспомогательные подсистемы включают тактовый генератор на основе кварцевого резонатора 8 МГц, который генерирует стабильный сигнал синхронизации для микроконтроллера и АЦП. Блок питания формирует стабилизированные напряжения +3.3 В для цифровой части и  $\pm 5$  В для аналогового тракта, обеспечивая энергоснабжение всех активных компонентов схемы. Управление работой устройства осуществляется микроконтроллером, который иницирует циклы аналого-цифрового преобразования, управляет режимами работы интерфейсов связи, осуществляет контроль целостности данных в подсистеме памяти и реализует алгоритмы обработки сигналов в реальном времени.

Предложенное решение является перспективным для быстрого прототипирования и опытного производства, поскольку может реализовываться на серийно выпускаемых компонентах с хорошо документированными характеристиками. Структурная схема может быть непосредственно использована для разработки принципиальной электрической схемы и трассировки печатной платы.

#### *Библиографический список*

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
2. Булгаков Ю.А., Михеев А.А. Сокращение объема памяти обработчика электрокардиосигналов на микроконтроллере // Биомедицинская радиоэлектроника. 2025. Т. 28. № 4. С. 78-84.
3. Булгаков Ю.А., Михеев А.А. Формирование сложных дискретных выборок для устройств выделения дрейфа изолинии электрокардиосигнала / Биомедицинская радиоэлектроника. 2024. Т. 27. № 4. С. 63–71.

4. 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.

УДК 615.47

## **РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОННОГО МОДУЛЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО МЕДИЦИНСКОГО ПРОТЕЗА**

Д.В. Мартынович<sup>1</sup>, Н.В. Чикалов<sup>2</sup>

Научный руководитель – Даминова Э.А.<sup>1</sup>, канд.техн.наук, доцент кафедры  
Биотехнических систем

<sup>1</sup>ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

<sup>2</sup>АО «Научно-исследовательский институт «РУБИН», г. Санкт-Петербург

*Статья представляет разработку архитектуры и исследования функциональных возможностей электронного модуля. Предложенная архитектура является основой системы управления, обеспечивающей мультисенсорный сбор данных, обработку в реальном времени и генерацию управляющих команд для исполнительных механизмов. Разработанная структурная схема включает электромиографические датчики через аналого-цифровой преобразователь для определения намерения движений и инерциальный измерительный блок для контроля динамики протеза. Для автономности используется аккумуляторная батарея 1S ~800 мАч, а для настройки и мониторинга – беспроводной интерфейс Bluetooth. Архитектура электронного модуля обеспечивает готовность к реализации адаптивных алгоритмов управления Сервоприводом/Шаговым двигателем в реальном времени, что необходимо для повышения естественности и надежности протезирования. Разработанная структурная схема модуля представляет собой аппаратную базу для дальнейшего прототипирования, подтверждающих его функциональность и соответствие требованиям высокотехнологичного протезирования.*

**Ключевые слова:** электронный модуль (ЭМ), активный коленный протез, бионическое протезирование, ЭМГ-управление, мультисенсорная система, адаптивный алгоритм походки, инерциальный измерительный блок (ИИБ), энергоэффективность протеза.

## **DEVELOPMENT AND RESEARCH OF AN ELECTRONIC MODULE FOR A HIGH-TECH MEDICAL PROTHESIS**

D.V. Martynovich<sup>1</sup>, N.V. Chikalov<sup>2</sup>

Supervisor: E.A. Daminova<sup>1</sup>, PhD, Associate Professor of the Department of  
Biotechnical Systems

<sup>1</sup>Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI, Saint Petersburg

<sup>2</sup>JSC "Rubin Research Institute", Saint Petersburg

*This article presents the development of an architecture and a study of the functional capabilities of an electronic module. The proposed architecture forms the basis of a control system that enables multisensory data collection, real-time processing, and the generation of control commands for actuators. The developed structural diagram incorporates electromyographic sensors via an analog-to-digital converter to determine movement intentions and an inertial measurement unit to monitor the prosthesis's dynamics. A 1S ~800 mAh battery is used for autonomy, and a Bluetooth wireless interface is used for configuration and monitoring. The electronic module's architecture ensures the implementation of adaptive servo/stepper motor control algorithms in real time, which is necessary to improve the naturalness and reliability of prosthetics. The developed structural diagram of the module provides the hardware base for further prototyping, confirming its functionality and compliance with the requirements of high-tech prosthetics.*

**Keywords:** *electronic module (EM), active knee prosthesis, bionic prosthetics, EMG control, multisensory system, adaptive gait algorithm, inertial measurement unit (IMU), prosthesis energy efficiency.*

Развитие протезирования нижних и верхних конечностей в последние десятилетия демонстрирует переход от пассивных механических систем к сложным, высокотехнологичным (бионическим) протезам. Такие системы требуют интеграции передовых технологий в области сенсорики, микроэлектроники и алгоритмов управления. Эффективность и функциональность современного протеза, включая точность воспроизведения естественных движений и безопасность для пользователя, прямо пропорциональны характеристикам его электронного модуля (ЭМ). Актуальность таких разработок в РФ критически высока в свете общемировых и национальных тенденций. Международные медицинские прогнозы на период 2022–2025 гг. указывают на непрерывный рост числа ампутаций нижних конечностей, в первую очередь, как следствие глобальной пандемии сахарного диабета (СД) и периферической артериальной окклюзионной болезни (ПАОВ) [1]. Например, исследования последних лет показывают, что в развитых странах нетравматические ампутации, вызванные сосудистыми патологиями, продолжают доминировать, составляя более 65% всех случаев, при этом сохраняется тенденция к увеличению числа мелких ампутаций (пальцев/стопы) [2]. Учитывая, что в РФ, как и в большинстве стран, СД является ведущим фактором риска, эти глобальные тренды полностью проецируются на национальную систему здравоохранения. Целью работы является разработка и анализ архитектуры ЭМ для активного медицинского протеза (на примере коленного сустава), обеспечивающего многоуровневый сбор данных, обработку в реальном времени и точное управление исполнительными механизмами. Разработанный ЭМ представляет собой интегрированную систему, построенную на базе микроконтроллера. В основе системы лежит

мультисенсорный подход, считывающий электромиографические (ЭМГ) сигналы с датчиков на мышцах, регистрируемый через аналого-цифровой преобразователь (АЦП), для определения движения, и данных с инерциального измерительного блока (ИИБ) для точного контроля фаз походки.

Для настройки и мониторинга реализован беспроводной интерфейс Bluetooth с внешним приложением. Разработанный электронный модуль представляет собой комплексную систему, построенную на базе высокопроизводительного микроконтроллера и включающую в себя несколько ключевых подсистем, ответственных за сенсорику, управление, питание и коммуникацию. Структурная схема модуля представлена на рис. 1.

В качестве основного модуля выбран микроконтроллер, который обеспечивает необходимую вычислительную мощность для реализации сложных алгоритмов управления, фильтрации сигналов и обработки данных в реальном времени. Ключевые периферийные блоки, взаимодействующие с микроконтроллером: Датчики на мышцах (ЭМГ-сенсоры) подключаются через АЦП. Эти сенсоры служат для регистрации ЭМГ сигналов с остаточных мышц культи. Преобразование аналогового сигнала в цифровой необходимо для последующей классификации паттернов движения и формирования управляющих команд; Инерциальный измерительный блок - модуль, включающий в себя акселерометр, гироскоп и магнитометр.

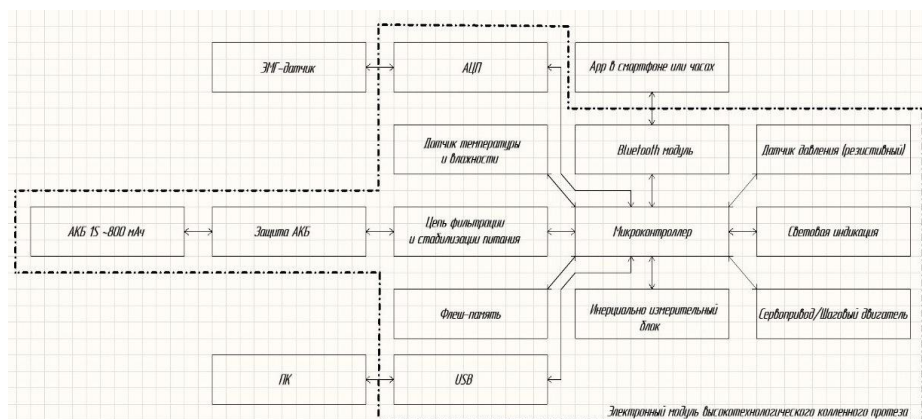


Рис. 1 – Блок-схема электронного модуля высокотехнологического коленного модуля

ИИБ предоставляет данные об ориентации и угловой скорости сегмента протеза, что необходимо для точного отслеживания фаз походки и реализации адаптивных алгоритмов управления; Инерциальный измерительный блок - модуль, включающий в себя акселерометр, гироскоп и магнитометр. ИИБ предоставляет данные об ориентации и угловой скорости сегмента протеза, что необходимо для точного отслеживания фаз походки и

реализации адаптивных алгоритмов управления; Датчик давления (резистивный) предоставляет информацию о силе реакции опоры, что используется для определения контакта протеза с поверхностью и контроля нагрузки. Управление движением протеза осуществляется через Сервопривод/Шаговый двигатель. Микроконтроллер генерирует управляющие сигналы (например, ШИМ-сигналы) на драйвер двигателя, который регулирует скорость и положение привода, обеспечивая необходимое коленный момент в соответствующие фазы шага. В активных протезах это используется для компенсации нагрузки и обеспечения устойчивости. Модуль питается от аккумуляторной батареи (АКБ) 1S ~800 мАч. Для обеспечения долговечности и безопасности используется блок Защита АКБ, предотвращающий перезаряд, переразряд и короткое замыкание. Цепь фильтрации и стабилизации питания обеспечивает чистое и стабильное напряжение для чувствительных электронных компонентов (микроконтроллер, сенсоры), минимизируя влияние шумов, генерируемых двигателями.

Для настройки, калибровки и сбора телеметрии модуль использует следующие интерфейсы: USB (обеспечивает проводное подключение к ПК для отладки, прошивки, передачи данных); Flash-память (для долговременного хранения настроек протеза, калибровочных данных и логов); Беспроводная связь (Bluetooth модуль, позволяющий осуществлять беспроводной обмен данными с внешним устройством); Световая индикация (для отображения текущего статуса модуля). На основе данных, поступающих от ЭМ-сенсоров и ИИБ, в микроконтроллере реализуется конечно-автоматный или нечеткий регулятор, адаптированный под паттерны ходьбы. Определение намерения движения происходит таким образом, что сигналы ЭМГ классифицируются для определения желаемого типа движения. Данные с ИИБ позволяют точно определить фазы опоры и переноса. На основе информации о фазе и намерении микроконтроллера рассчитывается необходимый крутящий момент и положение для сервопривода, обеспечивая плавный и естественный шаг. Выбор микроконтроллера с низким энергопотреблением в сочетании с аккумулятором емкостью 800 мАч позволяет достичь высокой автономности. Необходимым является исследование потребления тока основными потребителями – приводом и беспроводным модулем. Разработанный модуль предусматривает использование датчика температуры и влажности для контроля рабочей температуры влажности системы и оценки влияния окружающей среды. Разработка мобильного приложения обеспечивает удобный и интуитивно понятный интерфейс для пользователя и клинициста. Предложена структурная схема ЭМ, демонстрирующая интеграцию подсистем сенсорики, управления и коммуникации. Модуль обеспечивает, фильтрует и стабилизирует сигналы от важных сенсоров, генерирует управляющие сигналы для Сервопривода/Шагового двигателя, а также ведет протоколирование данных во Flash-памяти. Наличие USB и ПК обеспечивает

возможность калибровки и отладки алгоритмов в реальном времени, а также своевременного обновления прошивки. Разработанный электронный модуль обладает необходимой архитектурой и функционалом для реализации сложных адаптивных алгоритмов управления высокотехнологичным протезом. Система обеспечивает необходимую вычислительную мощность и коммуникационные возможности для дальнейшего внедрения и клинических испытаний.

#### *Библиографический список*

1. Gomide M. et al. Global and regional trends in the incidence of lower limb amputation associated with diabetes: a systematic analysis and forecasting. *Diabetes Metab Res Rev.* 2025. Vol. 41, no. 1. P. e3270.[1]
2. Li W. et al. The Changing Rates of Lower-Limb Amputations in Germany (2005–2023). *Dtsch Arztebl Int.* 2025. Vol. 122, no. 13. P. 245534.[2]
3. Сенцов В.Г. Инновационные подходы к протезированию в условиях современного российского здравоохранения // *Медицинская техника.* 2023. № 5. С. 25–31.
4. Кузнецов Р.А. и др. Обзор современных тенденций развития мехатронных протезов нижних конечностей // *Известия ЮФУ. Технические науки.* 2021. № 10. С. 138–154. DOI: 10.1852/2021\_10\_138.
5. Алексеев Д.Л., Смирнов В.С. Разработка отечественной системы управления для модульного бионического протеза // *Медицинская техника.* 2023. № 4. С. 45–51.

## СОДЕРЖАНИЕ

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА И ТОЧНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ <i>Д.В. Леонов</i> .....	3
ОДНОКАНАЛЬНЫЙ НЕЙРОФИДБЕК ПРИ ПТСР: ОТ МЕТОДОЛОГИЧЕСКИХ ВЫЗОВОВ К ИНЖЕНЕРНОЙ РЕАЛИЗАЦИИ <i>М.С. Галушка, В.Ю. Вишневский</i> .....	8
МЕТРОЛОГИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СРЕДСТВ ОПЕРАТИВНОЙ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ <i>А.В. Шуляков</i> .....	17
<b>СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ</b> .....	22
РАЗРАБОТКА АППАРАТА МАГНИТОПУНКТУРЫ С ПОИСКОМ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК <i>В.А. Воробьев, Д.А. Грачев, Е.И. Чернов</i> .....	22
СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ С РЕГИСТРАЦИЕЙ ПУЛЬСА И СОДЕРЖАНИЯ КИСЛОРОДА В КРОВИ <i>Н.Е. Климушкин, В.И. Жулев</i> .....	24
ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯЦИЯ В ФИЗИОТЕРАПИИ <i>В.М. Чижин</i> .....	28
ПРИМЕНЕНИЕ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЭНТРОПИИ КАК ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПАРАМЕТРА В АППАРАТАХ УДАРНО-ВОЛНОВОЙ ТЕРАПИИ <i>М.А. Борисенко, Н.В. Авилова</i> .....	32
АВТОМОБИЛЬНЫЙ ВОЗДУШНЫЙ ФИЛЬТР-МОДИФИЦИРОВАННЫЙ ВАРИАНТ ДЛЯ ОЧИСТКИ ВОЗДУХА РАБОЧЕЙ ЗОНЫ И БЫТОВЫХ ПОМЕЩЕНИЙ ОТ ВЗВЕШЕННЫХ ЧАСТИЦ РМ <sub>10</sub> <i>Э.А. Блинова, И.М. Творогов</i> .....	36
МОБИЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОЙ ПЕРФУЗИИ ДОНОРСКИХ ЛЕГКИХ: РЕАЛИЗАЦИЯ, СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ И ТЕХНИЧЕСКИЕ ВЫЗОВЫ <i>А.Н. Потанин, М.А. Крапивницкая, А.М. Митягин</i> .....	40
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ПОРОГОВ ГЛУБИННОГО ВОСПРИЯТИЯ ПРИ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ РАССЕЯННОГО СКЛЕРОЗА <i>А.Е. Гапанёнок, К.Н. Болсунов</i> .....	45

К ВОПРОСУ РАЗРАБОТКИ СТАБИЛОГРАФИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ И ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТЬЮ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ ПОСТУРАЛЬНЫХ НАРУШЕНИЙ <i>Д.А. Дрофа, В.Ю. Вишневецкий</i> .....	49
РАЗРАБОТКА ПРОТЕЗА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГОЛОСОВОГО УПРАВЛЕНИЯ <i>Л. Балаченкова</i> .....	53
РАЗРАБОТКА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭКЗОПЕРЧАТКИ <i>О.А. Афонин, О.В. Мельник</i> .....	57
СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ФОНОКАРДИОГРАММЫ <i>Д.А. Мяжков, О.В. Мельник</i> .....	61
ИССЛЕДОВАНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОГО ЭКГ-КАНАЛА <i>А.Р. Юсупова, О.В. Мельник</i> .....	65
МОНИТОРИНГ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНО-ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ПАЦИЕНТОВ С СИНДРОМОМ ОБСТРУКТИВНОГО АПНОЭ СНА С ПОМОЩЬЮ НОСИМЫХ УСТРОЙСТВ <i>В.С. Янушин, Ю.И. Локтионова, Е.В. Жарких, В.В. Сидоров, В.К. Ворсина, Ю.С. Кузнецова, А.Д. Солонина, А.Л. Калинин, А.В. Дунаев</i> .....	69
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ КАРТЫ ПЛОТНОСТЕЙ КУЛЬТИ ПРИ ПОМОЩИ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ <i>Д.В. Рыжакова, А.А. Подоксенов</i> .....	73
СИСТЕМА БЕСКОНТАКТНОГО МОНИТОРИНГА ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ СКРИНИНГОВЫХ ОБСЛЕДОВАНИЙ <i>Ю.А. Борисова, С.Г. Гуржин</i> .....	77
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО ТРЕНИНГА СПОРТСМЕНОВ <i>К.Ю. Диянова</i> .....	81
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ НЕИНТУБИРОВАННЫХ ПОСТИНСУЛЬТНЫХ БОЛЬНЫХ <i>А.А. Подоксенов, С.В. Бурченя</i> .....	85
ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ПРАКТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАЗРАБОТКИ ЭКГ-АППАРАТА ДЛЯ ЗМЕЙ <i>Р.Г. Антонов, Г.В. Судаков</i> .....	90
РАЗРАБОТКА КОНЦЕПТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ АППАРАТНО- ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА МОНИТОРИНГА БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА <i>К.Д. Прокопчук, Н.В. Береговой</i> .....	95

<b>СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ</b> .....	100
СПЕКТРАЛЬНО-КЕПСТРАЛЬНЫЙ ПОДХОД К ВИЗУАЛИЗАЦИИ ГАРМОНИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА <i>О.В. Мельник, С.И. Бабаев, М.Н. Сараев</i> .....	100
ПОВЫШЕНИЕ ВИЗУАЛЬНОГО КАЧЕСТВА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ <i>Н.М. Богатов, А.С. Синицын</i> .....	104
ОСОБЕННОСТИ ТРАВЛЕНИЯ ТИТАНА ВО ФТОРСОДЕРЖАЩИХ СРЕДАХ <i>М.С. Горовых, Р.В. Бекташев</i> .....	107
ИССЛЕДОВАНИЕ КОГНИТИВНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ЭМОЦИОГЕННОЙ СТИМУЛЯЦИИ <i>К.В. Сидоров, Н.И. Бодрин, Ю.В. Сидорова</i> .....	111
КОЛЬЦА ГЕЛЬМГОЛЬЦА: ВЛИЯНИЕ НА ЧЕЛОВЕКА <i>А.И. Боронников, В.Н. Морозов</i> .....	115
РЕАЛИЗАЦИЯ КОНЦЕПЦИИ БЕРЕЖЛИВОГО ПРОИЗВОДСТВА В ИСПЫТАТЕЛЬНОЙ ЛАБОРАТОРИИ <i>С.В. Губарева, Д.М. Лобанов</i> .....	118
УПРАВЛЕНИЕ РИСКАМИ ПРОИЗВОДСТВЕННЫХ ПРОЦЕССОВ <i>С.В. Губарева, В.М. Апостол</i> .....	122
АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ЭЭГ С ДВУХ ОТВЕДЕНИЙ ДЛЯ МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ АУДИОСИГНАЛОМ В БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ <i>Н.О. Алексеев</i> .....	125
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОТЕСТИРОВАНИЯ КАК МЕТОДА КОНТРОЛЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОГО ПРОИЗВОДСТВА <i>Е.В. Воробьева, В.В. Медведева, У.А. Устюшина</i> .....	130
ИСПЫТАНИЯ НА ТОЧНОСТЬ БЕЗМАНЖЕТНОГО ТОНОМЕТРА <i>А.В. Рочагов, И.С. Явелов</i> .....	133
АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ КТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ ЛЁГКИХ И ЕГО РЕАЛИЗАЦИЯ В МАТЛАВ <i>Д.В. Улыбина, Л.Ю. Кривоногов</i> .....	137
ГЕНЕРАТОР ШУМОВ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПОМЕХ В СИГНАЛЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ В УЧЕБНЫХ ЦЕЛЯХ <i>Д.А. Копачев, А.А. Подоксенов</i> .....	140
МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ АППАРАТА МКВ-ТЕРАПИИ НА ПЕРСОНАЛ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КАБИНЕТА <i>А.А. Кормилицин</i> .....	145
ПОДХОДЫ К ОБУЧЕНИЮ И ПОВЫШЕНИЮ КВАЛИФИКАЦИИ ПЕРСОНАЛА ДЛЯ СНИЖЕНИЯ УРОВНЯ БРАКА В АВИАЦИОННОМ ПРОИЗВОДСТВЕ <i>Н.А. Келина, А.В. Губарев</i> .....	148

ПОВЫШЕНИЕ КВАЛИФИКАЦИИ СОТРУДНИКОВ ОТДЕЛА ТЕХНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ КАК ФАКТОР ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОДУКЦИИ	
<i>Ю.Д. Кошкина, А.В. Губарев</i> .....	151
ПРОБЛЕМЫ В ОБЛАСТИ АНАЛИЗА, СИСТЕМАТИЗАЦИИ, УПРАВЛЕНИЯ РИСКАМИ И ПУТИ ИХ РЕШЕНИЯ	
<i>Д.А. Рожкова, А.В. Губарев</i> .....	155
МЕТОД ПРЕДИКЦИИ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ С ПОМОЩЬЮ РЕКУРЕНТНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ (LSTM)	
<i>П.А. Муравлева, К.А. Бобкович, И.И. Титова</i> .....	159
РЕАЛИЗАЦИЯ ЛЕНДИНГА РЕГИОНАЛЬНОЙ ЖИЗНЕННОЙ СИТУАЦИИ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ КАК ПРИМЕР КЛИЕНТОЦЕНТРИЧНОГО ПРОЕКТА	
<i>Е.П. Матюхин</i> .....	163
ФАКТОРЫ, ОПРЕДЕЛЯЮЩИЕ ОТРАЖАТЕЛЬНЫЕ СВОЙСТВА РАСТИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ, ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МЕТОДА ИНФРАКРАСНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ	
<i>Л.А. Бондарева</i> .....	166
КАНАЛ ОПЕРАТИВНОЙ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ	
<i>А.И. Маевский, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков</i> .....	171
СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ДЕКОДИРОВАНИЮ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМИ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	
<i>З.М. Юлдашев, А.Т. Садекова, К.А. Бобкович</i> .....	175
ПЛОЩАДЬ ПОД КРИВОЙ ЧАСТОТНОГО СПЕКТРА СКОРОСТИ КАК ПОКАЗАТЕЛЬ В ОЦЕНКЕ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА	
<i>А.А. Карпухина, О.В. Мельник</i> .....	179
ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ НЕЙРОПЛАСТИЧНОСТИ И ИХ ЗНАЧЕНИЕ ДЛЯ РЕЧЕВОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА	
<i>М.В. Уханова</i> .....	183
ПОРТАТИВНАЯ СИСТЕМА СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА СЕРДЦЕБИЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА, РЕГИСТРАЦИИ ОПАСНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ И СИГНАЛИЗАЦИИ	
<i>Е.С. Елгазин, С.Г. Гуржин</i> .....	186
ГИБРИДНАЯ НЕЙРОСЕТЕВАЯ МОДЕЛЬ CNN-BiLSTM-ATTENTION С MULTI-MODAL FUSION ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЭГ ПРИ ВЫЯВЛЕНИИ ПАТОЛОГИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА	
<i>А.В. Андреева</i> .....	189
ПОРТАТИВНАЯ БЕЗМАНЖЕТНАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИРОВАНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И СИГНАЛИЗАЦИИ ОПАСНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ	
<i>Т.М. Яковлев, С.Г. Гуржин</i> .....	193

<b>ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА</b>	
<i>М.И. Забудько, А.С. Якушева, А.В. Чащин</i> .....	196
<b>ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ЛАЗЕРНОЙ СПЕКЛ-КОНТРАСТНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ ИШЕМИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ТКАНЕЙ КИШЕЧНОЙ СТЕНКИ</b>	
<i>В.Н. Приземин, Н.В. Голубова, Е.С. Серёгина, К.Ю. Черноусов, Е.В. Потапова</i> .....	199
<b>ВАРИАНТ ОЦЕНКИ ОБОБЩЕННОЙ НЕОДНОРОДНОСТИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ В ОБЛАСТИ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ</b>	
<i>М.Б. Каплан</i> .....	204
<b>ПРОСТРАНСТВЕННО РАСПРЕДЕЛЕННАЯ МОДЕЛЬ БИОИМПЕДАНСА ГРУДНОЙ КЛЕТКИ</b>	
<i>А.В. Лях, С.Б. Меринов, М.К. Скворцов</i> .....	208
<b>МЕТОД ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА АПНОЭ ЧЕЛОВЕКА</b>	
<i>А.А. Свириденко, А.А. Мухина, И.И. Титова</i> .....	213
 <b>СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ</b> .....	220
<b>ПРИМЕНЕНИЕ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ЛЮДЕЙ</b>	
<i>А.А. Тимофеева</i> .....	220
<b>ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ И МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ПАТОЛОГИЙ СЕТЧАТКИ: СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ И ПРОГРАММЫ</b>	
<i>И.В. Панова, А.З. Яфаров</i> .....	224
<b>РАЗРАБОТКА МОДУЛЬНОГО КОНВЕЙЕРА ДЛЯ АНАЛИЗА ДАННЫХ ПОЛНОЭКЗОМНОГО СЕКВЕНИРОВАНИЯ (NGS) С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ PYTHON</b>	
<i>А.М. Митягин, Г.В. Орлов, Я.Р. Рябов</i> .....	228
<b>КОСМЕТИЧЕСКИЙ ПРОТЕЗ ГЛАЗА С ВОЗМОЖНОСТЬЮ СИНХРОННОГО ДВИЖЕНИЯ ЗРАЧКА СО ЗДОРОВЫМ ГЛАЗОМ</b>	
<i>Р.Г. Антонов, Г.В. Судаков, Г.З. Парещивили</i> .....	233
<b>СТРУКТУРА ПРОГРАММЫ-ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ЗРИТЕЛЬНОЙ ГИМНАСТИКИ</b>	
<i>Д.Д. Ермолаев, Д.А. Мальцева, А.В. Пустовалов, Н.А. Сержантова</i> .....	239
 <b>РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИНТЕРАКТИВНОГО ИЗУЧЕНИЯ АНАТОМИИ СКЕЛЕТА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ</b>	
<i>Д.О. Климович</i> .....	243

РАЗРАБОТКА VR-СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ГРЕБНОГО ТРЕНАЖЁРА <i>Н.В. Гайдей, Г.А. Машевский</i> .....	246
ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫЙ ПОДХОД В КОСМИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЕ НА ОСНОВЕ УДАЛЁННОГО МОНИТОРИНГА МИКРОЦИРКУЛЯТОРНО- ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА <i>Ю.И. Локтионова</i> .....	250
ВЛИЯНИЕ НАСТРОЕК СЛОЯ РЕЦЕПТОРОВ МОДУЛЯ ИМИТАЦИИ СЕТЧАТКИ НА ВОЗМОЖНОСТЬ РАСПОЗНАВАНИЯ ОБРАЗОВ НЕЙРОННОЙ СЕТЬЮ <i>М.В. Меркелов, Д.А. Локтев</i> .....	254
МЕТОД СИНТЕЗА ДЕСКРИПТОРОВ ОСОБЫХ ТОЧЕК, ОСНОВАННЫЙ НА АЛГОРИТМАХ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ И НЕЧЕТКОГО ЛОГИЧЕСКОГО ВЫВОДА <i>И.А. Жилин, С.В. Коробков, Н.В. Пономаренко</i> .....	259
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ПАЦИЕНТА ПО ДАННЫМ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ <i>А.А. Пономарев, С.С. Лукиа</i> .....	264
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ЛЁГКИХ НА ОСНОВЕ АНСАМБЛЯ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ <i>А.А. Пономарев, С.С. Лукиа</i> .....	268
ПРИМЕНЕНИЕ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ И ХАОТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДЛЯ БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ РАССТРОЙСТВ ПО ДАННЫМ ЭЭГ <i>Р.В. Брыксин, В.Ю. Вишиневецкий</i> .....	270
РАЗРАБОТКА НЕЙРОСЕТЕВОГО КЛАССИФИКАТОРА ДЛЯ ДИФФЕРЕНЦИРОВКИ ГЛУБИНЫ ИНВАЗИИ НОВООБРАЗОВАНИЙ ТОЛСТОЙ КИШКИ <i>А.Е. Назаровский, Е.Д. Степанова, Д.В. Завьялов, В.В. Хрящев</i> .....	274
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОДЕЛИ DINO В ЗАДАЧЕ ПОДГОТОВКИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ВИДЕОДАННЫХ ДЛЯ СИСТЕМ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА <i>В.В. Хрящев, А.Е. Назаровский, А.Н. Ганин, Д.Б. Волков</i> .....	278
ПРОГРАММА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ И ДИАГНОСТИКИ КАТАРАКТЫ <i>Р.А. Хакимова, К.Р. Уразбахтина</i> .....	282

<b>СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА</b> .....	286
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦВЕТА ЗУБА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РАССЕЯНИЯ СВЕТА ЗУБНЫМИ ТКАНЯМИ <i>А.Е. Вишнякова, Е.И. Чернов</i> .....	286

ОБ УСТРАНЕНИИ ПАРАЗИТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИИ В РЕФЛЕКТОМЕТРЕ	
<i>Е.И. Чернов</i> .....	289
ОПТИМИЗАЦИЯ ЗАРУБЕЖНЫХ АМПЛИФИКАТОРОВ С ПОМОЩЬЮ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ ТЕРМОДАТЧИКОВ	
<i>К. А. Шибаев, Н.И. Иванова, К.В. Сидоров</i> .....	294
МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛАСТИЧНОСТИ КОЖИ	
<i>Р.А. Хакимова, К.Р. Уразбахтина</i> .....	298
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АЦП ПО МЕТОДУ СКОЛЬЗЯЩЕЙ ГИСТОГРАММЫ	
<i>А.М. Абрамов</i> .....	303
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ИНТЕГРАЛЬНОЙ НЕЛИНЕЙНОСТИ АЦП ПО МЕТОДУ СВЯЗАННЫХ ГИСТОГРАММ	
<i>А.М. Абрамов</i> .....	306
РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА	
<i>Ю.В. Сидорова, К.А. Шибаев, К.В. Сидоров, Н.И. Иванова</i> .....	309
ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ МЕТОДОВ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ	
<i>С.В. Губарева, А.М. Абрамов</i> .....	313
УСОВЕРШЕНСТВОВАННЫЙ АНАЛИЗАТОР ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ	
<i>А.В. Рочагов, А.В. Жолобов, И.С. Явелов</i> .....	320
МАГНИТОМЕТРИЧЕСКАЯ РЕШЕТКА РЕГИСТРАЦИИ ДИНАМИКИ ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ	
<i>Д.А. Муравьев, Е.М. Прошин</i> .....	323
СИСТЕМА НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА КАРДИОРЕСПИРАТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ОПЕРАТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ	
<i>Ю.С. Воробьева, С.Г. Гуржин</i> .....	326
ОЦЕНКА СПЕКТРА КАРДИОИНТЕРВАЛОГРАММ ПРИ НЕРАВНОМЕРНЫХ ФОТОПЛЕТЕЗМОГРАФИЧЕСКИХ НАБЛЮДЕНИЯХ	
<i>А.С. Новиков</i> .....	331
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ ЯЧЕЙКИ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА «РЕЛАКСМАГ»	
<i>А.С. Тогулов</i> .....	335
ТЕХНОЛОГИЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НОСИМОГО ЭКГ-МОНИТОРА ХОЛТЕРА	
<i>А.А. Курбатова, М.Б. Каплан</i> .....	339
СПЕКТРОСКОПИЯ ИМПЕДАНСА: ПРИНЦИПЫ, ПОДХОДЫ И РАЗРАБОТКА ПРИБОРА ДЛЯ АНАЛИЗА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ	

<i>Г.З. Парещивили</i> .....	343
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ МОНИТОРИНГА СОДЕРЖАНИЯ САХАРА В КРОВИ	
<i>К.Р. Дроздов</i> .....	348
РАЗРАБОТКА НОСИМОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ АНАЛИЗА СОСТОЯНИЯ ВЕН НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПОСЛЕ ОПЕРАЦИЙ	
<i>И.О. Семенов</i> .....	352
ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КИНЕМАТИКИ ДВИЖЕНИЙ КИСТИ ПРИ РЕАБИЛИТАЦИИ	
<i>М.К. Романова</i> .....	355
СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЭГ-ПАТТЕРНОВ В РАЗЛИЧНЫХ СТАДИЯХ СНА	
<i>А.В. Зубрилина, О.В. Мельник</i> .....	358
АДАПТИВНАЯ ИНФОРМАЦИОННО-УПРАВЛЯЮЩАЯ СИСТЕМА ГАШЕНИЯ КОЛЕБАНИЙ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ПОДВЕСКИ	
<i>Л.Г. Блинникова</i> .....	362
ИМПУЛЬСНЫЙ РЕЖИМ ДЛЯ АВТОНОМНОГО УСТРОЙСТВА МАГНИТОПУНКТУРЫ	
<i>М.С. Степанов, М.Б. Каплан</i> .....	365
ПРОЕКТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА ПРЕДОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СЛОЖНЫХ ДИСКРЕТНЫХ ВЫБОРОК	
<i>Ю.А. Булгаков, А.А. Михеев</i> .....	369
РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОННОГО МОДУЛЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО МЕДИЦИНСКОГО ПРОТЕЗА	
<i>Д.В. Мартынович, Н.В. Чикалов</i> .....	372

*Для заметок*

Научное издание

**XXXVIII Всероссийская научно-техническая конференция  
студентов, молодых ученых и специалистов  
«Биотехнические, медицинские и экологические системы,  
измерительные устройства и робототехнические комплексы»  
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2025)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Подписано в печать 01.12.2025. Формат бумаги 60х84/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.- печ. листов 24,125.

Уч.-изд. листов 386. Тираж 100 экз. Зак. 8737

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](mailto:info@bookjet.ru)

Тел.: +7(4912) 466-151

ISBN 978-5-908007-61-0



9 785908 007610 >