

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

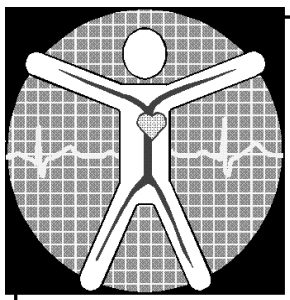
**ФГБОУ ВО «Рязанский государственный
радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина»**

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

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2023

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

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2023

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

Б 63 Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2023 [текст]: сб. тр. XXXVI Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 6-8 декабря 2023 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2023. – 332с., ил.

ISBN 978-5-907811-07-2

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2023). Освещаются вопросы обработки биомедицинской и экологической информации, применения измерительно-вычислительных комплексов в медицине и экологии, автоматизации сбора данных о развитии болезни и состоянии здоровья больных, разработки систем и устройств воздействия на биологические объекты, а также информационно-измерительные устройства и робототехнические комплексы.

Авторская позиция и стилистические особенности публикаций сохранены.

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

Члены оргкомитета: Чиркин М.В. – председатель, ректор РГРТУ, д.ф.-м.н., профессор; 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 ОИО; Матюхин Е.П. – специалист по обеспечению образовательного процесса кафедры ИИБМТ, секретарь оргкомитета.

УДК 615.47:621.37/89

ISBN 978-5-907811-07-2

© ФГБОУ ВО «РГРТУ», 2023

© ИП Коняхин А.В., 2023

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ КИШЕЧНИКА

И.Г. Бакулин¹, Г.А. Машевский², И.А. Расмагина¹, Н.М. Шелякина³

¹ФГБОУ ВО СЗГМУ им. И.И. Мечникова Минздрава России,

г. Санкт-Петербург

²Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет

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

³ЗАО «СП АРМ», г. Санкт-Петербург

Рассмотрены вопросы применения свёрточных нейронных сетей для диагностики воспалительных заболеваний кишечника по данным анамнеза пациентов, а также их эндоскопических и гистологических исследований. Предложены математические модели, с помощью которых удалось достичь высокой точности диагностики, а также система поддержки принятия решений врача-гастроэнтеролога.

Ключевые слова: диагностика воспалительных заболеваний кишечника, обработка медицинских изображений, методы искусственного интеллекта, свёрточные нейронные сети.

APPLICATION OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE TECHNOLOGIES FOR DIAGNOSIS OF INFLAMMATORY BOWEL DISEASES

I.G. Bakulin¹, G.A. Mashevskiy², I. A. Rasmagina², N. M. Shelyakina³

¹Mechnikov North-West State Medical University

²Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

³«SP.ARM», Saint Petersburg

The issues of using convolutional neural networks for diagnosing inflammatory bowel diseases based on patient history data, as well as their endoscopic and histological studies, are considered. Mathematical models with the help of which it was possible to achieve high diagnostic accuracy, as well as a decision support system for a gastroenterologist, are proposed.

Key words: diagnosis of inflammatory bowel diseases, medical image processing, artificial intelligence methods, convolutional neural networks.

Воспалительные заболевания кишечника (ВЗК) являются одной из самых актуальных и нерешенных проблем для современной гастроэнтерологии и мирового здравоохранения в целом. ВЗК, к основным формам которых относят болезнь Крона (БК) и язвенный колит (ЯК), являются сложными, многофакторными заболеваниями с хроническим и рецидивирующим течением [1]. Это обуславливается неизвестной этиологией и патогенезом данных заболеваний, а также неизвестными причинами ежегодного прироста заболеваемости среди лиц трудоспособного возраста (средний возраст

пациентов 25–40 лет) и высокой социальной значимостью.

В России, как и во всем мире, за последние десятилетия отмечается неуклонный рост уровня заболеваемости ВЗК. По данным комитета Совета Федерации по социальной политике за 2018 год распространенность ВЗК в России составляет 19,3–29,8 на 100 тысяч населения для ЯК и 3,0–4,5 на 100 тысяч населения для БК. Заболеваемость ВЗК составляет 4,1 на 100 тысяч населения для ЯК и 0,8 на 100 тысяч населения для БК. Ежегодный прирост заболеваемости составляет 5–20 случаев на 100 тысяч населения, и этот показатель увеличился приблизительно в 6 раз за последние 10 лет. По данным на 2019 год заболеваемость ВЗК ежегодно увеличивается в среднем на 8–10 % для БК и на 5–7 % для ЯК соответственно [2]. В настоящий момент ВЗК занимают одну из ведущих позиций среди заболеваний ЖКТ по тяжести течения, уровню инвалидизации и частоте осложнений.

Своевременная и правильная диагностика является одним из наиболее важных условий для успешного лечения ВЗК. Диагностика ВЗК требует междисциплинарного подхода: верификация диагноза осуществляется на основании комбинации клинических, эндоскопических, радиологических и гистологических данных [3]. Несвоевременное выявление ВЗК приводит к увеличению частоты рецидивов, тяжелых форм заболеваний, оперативных вмешательств, что часто приводит к инвалидизации трудоспособного населения [2]. В реальной клинической практике диагноз ставится после визуального анализа эндоскопических изображений врачом-экспертом, а также клинических данных и результатов лабораторных исследований. Поэтому существует потребность в разработке системы, обеспечивающей поддержку принятия решения (СППР) врача-эксперта при диагностике воспалительных заболеваний кишечника.

В Северо-Западном Федеральном округе средний срок верификации диагноза от появления первых симптомов заболевания составляет от 1 до 1,5 лет при ЯК и 2,5–3,5 года при БК. Такая поздняя диагностика связана в первую очередь с отсутствием единой методики выявления и дифференциации между формами ВЗК, т.н. «золотого стандарта». Особые трудности при дифференциации между БК и ЯК могут возникнуть, если воспаление при БК ограничено толстой кишкой, т.к. эндоскопические и гистологические признаки БК и ЯК могут частично совпадать [4,5].

Таким образом, высокая социальная значимость и отсутствие единого взгляда на проблему диагностики ВЗК, требуют разработки новых алгоритмов и методик для выявления и дифференциации форм ВЗК.

Разработка любой системы поддержки принятия решения должна базироваться на определённой методологии постановки диагноза. В своей работе мы опирались на подход, предполагавший построение математических моделей при помощи обучения с учителем. Для этого у нас имелись размеченные массивы данных анамнеза пациентов, результатов их лабораторных обследований (всего 1006 наблюдений), их эндоскопических обследований (всего 1074 снимков) а также гистологических срезов их

тканей (всего 22760 изображений). В качестве математического метода моделирования данных нами использовались нейронные сети (в том числе и свёрточные).

Помимо этого, в рамках нашей работы, было необходимо решить два принципиальных вопроса. Первый из них вытекал из того, что разрабатываемая система должна как выявлять наличие ВЗК у пациента, так и ставить ему дифференциальный диагноз. Т. е., с математической точки зрения эта задача эквивалентна отнесению наблюдения к одному из трёх классов – «пациент без ВЗК», «пациент с болезнью Крона» и «пациент с язвенным колитом». При этом эти классы были не равнозначными – два последних было возможно объединить в один класс «пациент с ВЗК». Поэтому перед нами стоял выбор – либо строить одну модель с тремя классами на выходе, либо проводить диагностику в два этапа – сначала устанавливать наличие у пациента ВЗК, а затем уже – его разновидность. В тех случаях, когда нам не удалось добиться приемлемой точности постановки диагноза используя первый подход, обработка данных осуществлялась нами при помощи алгоритма, представленного на рис. 1.

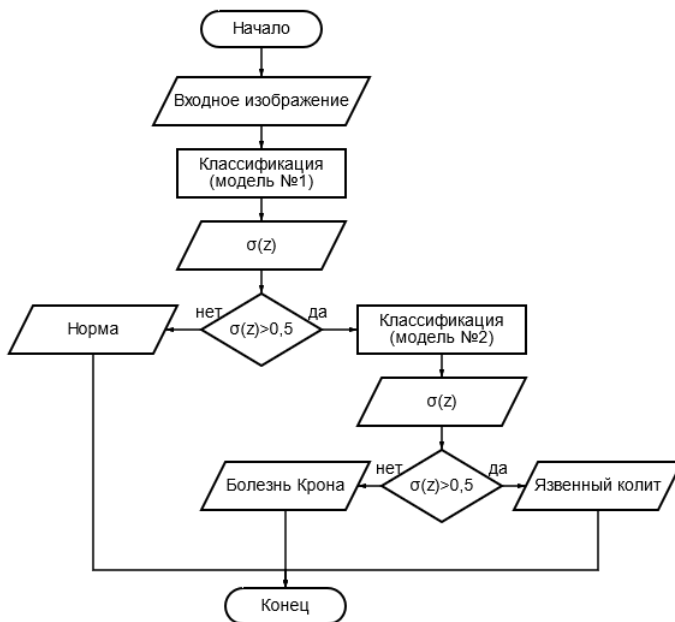


Рис. 1 – Алгоритм принятия решения о наличии и виде ВЗК
На рисунке $\sigma(z)$ – функция активации выходного слоя нейронной сети.

Второй принципиальный вопрос, требовавший решения, заключался в наличии разнообразных обследований, по которым можно было ставить диагноз. Что означает, что в некоторых случаях заключения, полученные, например, по эндоскопическим и гистологическим изображениям будут противоречить друг другу. Поэтому требуется каким-то образом согласовывать диагнозы, полученные разным способом между собой, например, с помощью ещё одной модели. Таким образом структура базы знаний разрабатываемой базы знаний должна иметь вид, представленный на рис. 2.

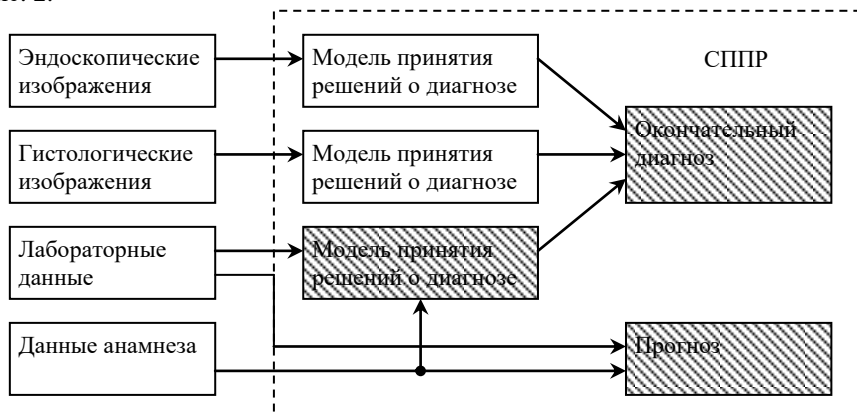


Рис. 2 – Структура базы знаний системы поддержки принятия решений врача-гастроэнтеролога при диагностике воспалительных заболеваний кишечника. Заштрихованы компоненты, разработка которых ещё не завершена

Таким образом, предлагаемый нами подход подразумевает комплексный подход для верификации диагноза ВЗК, который опирается на анализ клинических, эндоскопических и морфологических данных с использованием нейронных сетей. Хотя отдельные элементы подобной методологии уже находили своё применение – например, в попытке постановки диагноза по комплексным данным [6] или использованию нейронных сетей для анализа элементов гистологических срезов [7], в полном виде данный подход применяется впервые.

Рассмотрим отдельные компоненты системы. Первая группа разработанных нами моделей базировалась на обработке снимков, полученных в процессе эндоскопических обследований пациентов. Исследование было проведено на массиве, состоящем из 1074 эндоскопических изображений толстой с разрешением 1350 x 1080 и 1232 x 1048 пикселей в формате JPEG. Изображения в массиве соответствуют эндоскопическим картинкам при отсутствии (класс «норма») и наличии ВЗК

(класс «патология»). Класс «норма» состоит из 304 изображений, «патология» – из 770 изображений, при этом в класс «патология» входят изображения эндоскопической картины как БК, так и ЯК. Класс БК представлен 375 изображениями, а класс ЯК – 395.

Изображения были предоставлены сотрудниками кафедры пропедевтики внутренних болезней, гастроэнтерологии и диетологии им. С.М. Рысса Северо-Западного государственного медицинского университета имени И. И. Мечникова.

Использовавшиеся изображения проходили предварительную обработку, предполагавшую приведение их к размеру 256 x 256 пикселей, затем осуществлялась фильтрация изображений и повышение их качества путём улучшения контраста и удаления бликов. Для фильтрации использовался фильтр нелокального среднего, для улучшения контраста алгоритм CLAHE.

Для построения непосредственно самой модели принятия решений использовались свёрточные нейронные сети (СНС). Т.к. объем имевшихся в нашем распоряжении обучающих данных слишком мал для эффективного обучения глубокой модели с нуля, было принято решение воспользоваться методом переноса обучения, т.е. использовать предварительно обученную модель для решения задачи классификации эндоскопических изображений. В качестве предобученной модели нами была выбрана сеть VGG16, являющаяся одной из самых эффективных при решении задач классификации изображений [8]. Далее путём переобучения этой сети, было построено две модели – одна для выявления наличия у пациента ВЗК, а вторая – для проведения дифференциальной диагностики. Для первой модели обучающая выборка состояла из 834 изображений, 234 из которых относились к классу «норма», а 600 – к классу «патология». Контрольная выборка состояла из 210 изображений, 60 из которых относились к классу «норма», а 150 – к классу «патология». Для второй модели, обучающая выборка состояла из 670 изображений, 326 из которых относились к классу «болезнь Крона», а 344 – к классу «язвенный колит». Контрольная выборка состояла из 80 изображений, 39 из которых относились к классу «болезнь Крона», а 41 – к классу «язвенный колит». Также отдельно была сформирована контрольная выборка, в которую вошло по 10 изображений каждого класса.

В результате были получены две модели. Точность первой из них (о принятии решения о наличии ВЗК) на контрольной выборке составила 95,24%. Точность второй модели (о форме ВЗК – болезни Крона или язвенном колите) на тестовой выборке составила 78,75%. Модели были протестированы на тестовой выборке, результаты представлены в таблицах 1 и 2. Чтобы оценить точность ансамбля из двух точно настроенных моделей принятия решения о наличии и виде ВЗК, он также был протестирован на 30 изображениях тестового массива. Полученный результат показал, что ансамбль моделей принятия решения неверно относит только два изображения класса БК к классу ЯК. Таким образом, общая точность составила 93,3 % [9].

Таблица 1 – Результаты оценки адекватности модели принятия решения о наличии ВЗК

Этап обучения	Класс	Метрика			
		precision	recall	F-score	accuracy
Обучение верхней модели	Норма	0,91	1,00	0,95	0,97
	Патология	1,00	0,95	0,97	
Точная настройка	Норма	1,00	1,00	1,00	1,00

Таблица 2 – Результаты оценки адекватности модели принятия решения о виде ВЗК

Этап обучения	Класс	Метрика			
		precision	recall	F-score	accuracy
Обучение верхней модели	БК	0,88	0,70	0,78	0,80
	ЯК	0,75	0,90	0,82	
Точная настройка	БК	1,00	0,80	0,89	0,90
	ЯК	0,83	1,00	0,91	

Вторая группа разработанных нами моделей базировалась на гистологических изображениях пациента. Для этого нами было использовано 1 133 оцифрованных изображения из различных отделов толстой кишки: из них 288 – при БК, 512 – при ЯК, в 333 случаях – неизменная слизистая оболочка. После автоматической сегментации и удаления неинформативных фрагментов суммарный массив представлял собой 22 760 изображений: из них 6 067 – морфологически неизменная слизистая оболочка, 5 851 – БК, 10 842 – ЯК.

Методика построение моделей принятия решений была аналогично той, которая использовалась при анализе эндоскопических изображений. Таким образом, была получена итоговая модель показавшая следующие результаты [10].

Таблица 3 – Оценка валидности СНС для анализа гистологических изображений

Этапы обучения	Метрики	
	Точность	Функция потерь
Обучение	92,34%	0,1873
Валидация	92,07%	0,2152
Тест	91,04%	-

Таблица 4 – Результаты тестирования модели

Класс	Чувствительность	Специфичность
Норма	0,93	0,93
Болезнь Крона	0,92	0,84
Язвенный колит	0,89	0,95

Для построения третьей группы моделей – базировавшихся на клинических и лабораторных данных может быть использован следующий подход. По результатам анализа историй болезней и амбулаторных карт была создана анкета, включающая в себя клинические симптомы (нарушения стула и патологические примеси, боль в животе, ночные симптомы, снижение массы тела (непреднамеренная и на фоне диетических ограничений), лихорадка в течение 3 месяцев до момента приема или госпитализации), анамнестические и лабораторные показатели. В данные анамнеза включались наличие свищей, стенозов, инфильтратов и абсцессов, ВКП, периаанальные проявления на момент консультации и ранее, наличие семейного анамнеза ВЗК, сопутствующие функциональные заболевания, хирургическое вмешательство на тонкой или толстой кишке (кроме аппендэктомии) и периаанальной области. Также проводились лабораторные исследования, к контролируемым показателям относились уровни гемоглобина, лейкоцитов, общего белка, СРБ и ФК.

Таким образом было проанализировано 1006 пациентов с органическими и функциональными заболеваниями. В группу с ВЗК вошло 686 пациентов: 350 - с ЯК и 333 - с БК; число пациентов с синдромом раздражённого кишечника (СРК), который рассматривался нами как отсутствие патологии, составило 323 человека.

Для дальнейшего построения моделей необходимо сформировать набор входных показателей, исходя из соображений значимых различий их значений для исследуемых групп пациентов. В дальнейшем они могут быть использованы в качестве входных для модели классификации. Сама классификация будет производиться в два этапа – сначала будет установлен факт наличия ВЗК, а затем осуществлена его дифференциальная диагностика. Для построения самой модели, можно применить различные методы машинного обучения (методы обучения с учителем). В частности возможно применение ИНС. Поскольку для тех данных, которые будут использоваться в этом случае, свёрточные сети вероятно избыточно сложны, предполагается для начала попробовать решить задачу использованием более простых типов нейронных сетей – перцептронов и РБФ. Для построения модели классификации ВЗК/СРК эта работа уже фактически выполнена. Модель классификации БК/ЯК будет строиться аналогичным образом.

На основании полученных результатов была разработана система поддержки принятия решений врача-гастроэнтеролога (рис. 3).

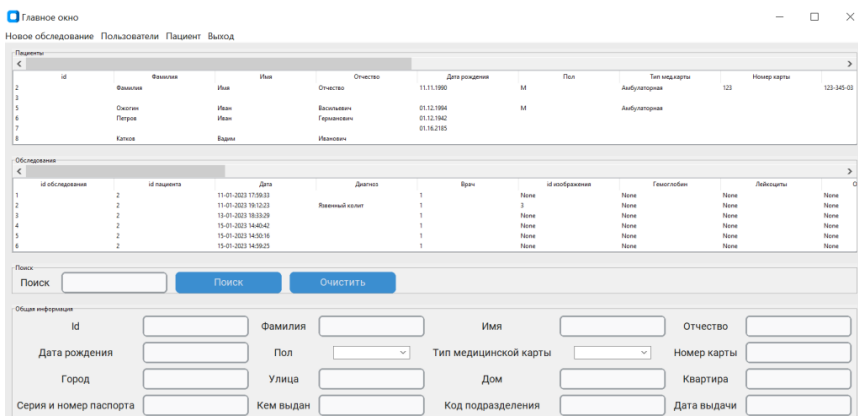


Рис. 3 – Главное окно системы поддержки принятия решений

С помощью данной программы можно регистрировать пациентов, вносить данные их клинического и лабораторного обследования, а также там имеются графы для загрузки эндоскопического и гистологического изображений. Она позволяет вести регистр пациентов, а также получать заключения нейронной сети о наличии или отсутствии патологии, а также о типе ВЗК (рис. 4).

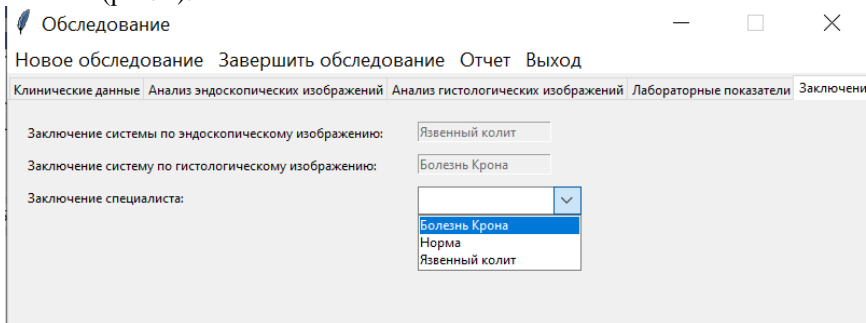


Рис. 4 – Окно заключения системы

Программа имеет удобный интерфейс и позволяет быстро давать заключение о наличии ВЗК у конкретного пациента и его типе. В настоящий момент её прототип проходит испытания на базе СЗГМУ им. И.И. Мечникова. Можно ожидать, что за счёт использования разрабатываемой системы будет достигнут следующий социально-значимый эффект:

1. Увеличится точность диагностики ВЗК.
2. Увеличится производительность работы врача-гастроэнтеролога.
3. Уменьшится число необоснованных направлений пациентов на дополнительные гистологические и эндоскопические исследования, которые являются дорогостоящими и инвазивными.

К дальнейшим путям развития разрабатываемой системы можно отнести создание единой модели, ставящей окончательный диагноз, а также разработку моделей, которые будут позволять осуществить прогноз дальнейшего течения заболевания у пациента.

Таким образом, можно констатировать, что использование методов искусственного интеллекта и искусственных нейронных сетей для диагностики воспалительных заболеваний кишечника показывает хорошие результаты и имеет высокие перспективы.

Библиографический список

1. Воспалительные заболевания кишечника на перекрёстке проблем/ Ткачев А. В., Мкртчян Л. С., Никитина К. Е. и др. // Практическая медицина. 2012, вып. №3 (58). С. 17-22.
2. Безденежных Т. П. и др. Экономическая оценка оптимизации оказания медицинской помощи пациентам с воспалительными заболеваниями кишечника на примере Республики Татарстан // Фармаэкономика. Современная фармаэкономика и фармакоэпидемиология. – 2019. Т. 12. №1.
3. Фармакокинетика и воспалительные заболевания кишечника у взрослых и детей: перспективы диагностики и лечения / Сереброва С. Ю., Прокофьев А. Б., Журавлева М. В. и др. // Антибиотики и химиотерапия 2017, вып № 3-4. С. 37-45.
4. Опыт внедрения Федерального регистра пациентов с воспалительными заболеваниями кишечника в Санкт-Петербурге / Бакулин И. Г., Жигалова Т. Н., Латария Э. Л. и др. // Фарматека 2017, вып № 17. С. 56-59.
5. Воспалительные заболевания кишечника. Карманное руководство/ Бакулин И. Г., Авалуева Е. Б., Сказываева Е. В., Скалинская М. И., СПб.: ООО «Группа Ремедиум», 2018. С. 80.
6. Федулова Э. Н., Жукова Е. А., Федорова О. В., Тутина О. А., Шумилова О. В. Алгоритма дифференциальной диагностике язвенного колита и болезни Крона у детей на разных этапах медицинской помощи (на основе математической оценки клинико-anamnestических и лабораторно-инструментальных данных) //РЖМ. Медицинское обозрение 2014 №11, С. 848.
7. <https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/077021077/publication/WO2023285584A1?q=pn%3DWO2023285584A1>.
8. VGG16 — сверточная сеть для выделения признаков изображений // Neurohive. URL: <https://neurohive.io/ru/vidy-nejrosetej/vgg16-model/>
9. Применение искусственного интеллекта для анализа эндоскопических изображений при воспалительных заболеваниях кишечника. Бакулин И. Г., Расмагина И. А., Скалинская М. И., Машевский Г. А., Шелякина Н. М. // Терапия №7 2022, С. 7-14.
10. Анализ Гистологических изображений биопатов слизистой толстой кишки у пациентов с воспалительными заболеваниями кишечника с помощью искусственной нейронной сети. Бакулин И. Г., Расмагина И. А., Деев Р. В., Машевский Г. А., Шелякина Н. М. // Медицинский вестник МВД № 3 2023 С. 21-25.

СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 621.317.61

ДАТЧИКИ АКТИВНОГО ИНФРАКРАСНОГО ЗОНДИРОВАНИЯ ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

К.Н. Тимофеев, М.А. Трубина, М.А. Шмелева

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, г. Санкт-Петербург

Рассмотрено применение принципов радиолокации, при реализации чувствительных элементов с излучением в инфракрасном диапазоне длин волн, для построения инновационных медико-биологических приборов, которые позволяют проводить качественный и количественный анализ кожного покрова, путем формирования 2D изображений, т.е. создавая карты глубины объекта исследования.

Ключевые слова: обработка сигналов в ИК-диапазоне, 2D и 3D визуализация, лазерный диод, матричные ИК- камеры.

ACTIVE INFRARED SENSING SENSORS FOR BIOTECHNICAL SYSTEMS

K.N. Timofeev, M.A. Trubina, M.A. Shmeleva

Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint Petersburg

The application of the principles of radar, in the implementation of sensitive elements with radiation in the infrared wavelength range, for the construction of innovative medical and biological devices that allow qualitative and quantitative analysis of the skin, by forming 2D images, i.e. creating depth maps of the object of study.

Key words: signal processing in the IR range, radiation receiver efficiency factor, 2D and 3D visualization, laser diod, matrix IR cameras.

Создание современных биотехнических систем с использованием активного инфракрасного зондирования, для диагностики состояния здоровой или пораженной кожи человека, например, в следствии термического воздействия, является актуальной задачей медицинского приборостроения. Одним из диагностических методов исследования состояния кожного покрова, который отражает сложные физико-химические биологические процессы, является использование обратного диффузионного рассеяния излучения в ближнем и среднем ИК-диапазоне длин волн, которые обладают способностью достаточно глубоко проникать в поверхностные биологические ткани.

В настоящее время активно развиваются технологии диагностики по месту оказания медицинской помощи PoC (Point-of-Care DiagnostTechnology and Applications), позволяющие проводить первичную диагностику различных заболеваний в индивидуальном порядке. Важным направлением создания PoC-устройств является разработка портативных, реализованных на современной элементной базе, приборов с активным инфракрасным (ИК) зондированием, предназначенных для экспресс-диагностики термических поражений кожи человека, позволяющая максимально быстро обследовать большие группы людей пострадавших, например, в результате крупного пожара, стихийных или военных действий, провести их дифференциальную диагностику по степени термического поражения, с тем чтобы сконцентрировать силы и средства на оказании помощи тяжелым больным. Такие приборы востребованы в полевых госпиталях и соответствующих подразделениях службы медицины катастроф МЧС. Датчики, использующие активное инфракрасное зондирование, позволяют создать линейку медицинских приборов различной сложности, от простых малогабаритных приборов, с чувствительными элементами на базе некогерентной оптики, до приборов с пространственной когерентностью, для 2D и 3D визуализации и, в перспективе, обработкой данных с применением алгоритмов искусственного интеллекта.

Широко применяемые, в настоящий момент, различные модификации тепловизоров основаны на принципе пассивной локации в инфракрасном диапазоне длин волн, что ограничивает изучение или диагностику процессов протекающих в глубине кожного покрова. От этого недостатка свободен способ активного ИК-зондирования подробно рассмотренный в работе [1], в которой применен подход сравнительного количественного анализа отраженного ИК-сигнала от пораженного участка кожи и ИК-сигнала от проксимального участка здоровой кожи, впервые предложенный специалистами Национального медицинского исследовательского центра детской травматологии и ортопедии имени Г. И. Турнера в АС № 1415189А1 РФ «Способ определения глубины ожога». Использование современной элементной базы позволило создать портативный прибор с чувствительным элементом на некогерентной оптике, реализующий этот способ дифференциальной количественной диагностики, структурная схема которого представлена на рис. 1.

В блоке с ИК-светодиодом, в качестве излучателя, используется светодиод, работающий в ближней области инфракрасного излучения ($\lambda = 0,74\text{—}2,5$ мкм), имеющий, как известно, спонтанное, некогерентное и неполяризованное излучение. Для функционирования прибора светодиод должен иметь малые диаметры выходных пучков ИК - излучения и малую апертуру.

Функция блока с ИК - фотодиодом сводится к преобразованию отраженного от кожного покрова инфракрасного эхо-сигнала в

электрический параметр, который затем, при необходимости, подвергается предобработке и поступает на вычислитель, а затем на индикатор.

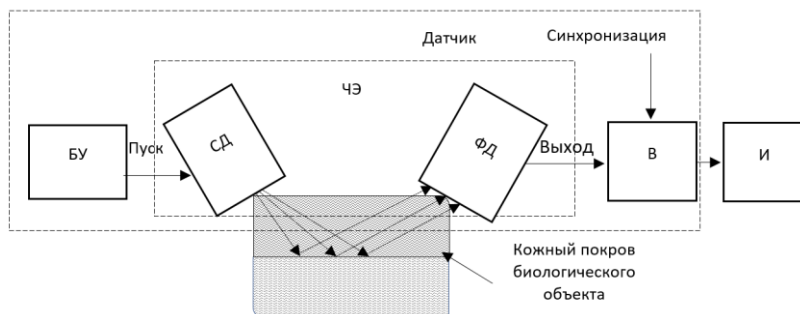


Рис. 1 – Структурная схема прибора с чувствительным элементом на некогерентной оптике:

ЧЭ – чувствительный элемент датчика, БУ – блок управления; СД– блок с ИК-светодиодом, ФД – блок с ИК-фотодиодом, В – вычислитель; И – индикатор.

Применяемый фотодетектор согласован по рабочей длине волны с ИК-светодиодом и обладает нечувствительностью к изменениям параметров внешней среды, в диапазоне температур использования медицинского прибора.

Процесс диагностики степени термического поражения состоит из двух этапов. Первый этап состоит в измерении коэффициента отражения здоровой кожи на проксимальном участке здоровой кожи, смежном с травмированным участком кожи, при этом измерение проводится при внешнем давлении менее 30 мм рт.ст. (для контроля давления используется специально сконструированный динамометр). Полученное показание записывается в ОЗУ вычислителя. На втором этапе датчик переносится на пораженный участок кожи пациента и проводится второе измерение отраженного сигнала, при том же внешнем давлении, с записью полученного показания в ОЗУ. В вычислителе происходит сравнение двух эхо-сигналов, на основании которого делается вывод о степени поражения исследуемого участка кожи. Результат сравнения выводится на индикатор. В приборе предусмотрен режим генерации ИК-излучения пачкой от 5 до 15 импульсов, (в структуре на рис.1 эти блоки не показаны) с последующим вычислением абсолютной и относительной погрешностей эхо-сигнала, для увеличения точности диагноза.

Появление на рынке новых ИК-линеек фотоприемников и ИК-матриц, в совокупности с современными средствами обработки сигналов и специальными алгоритмами, позволяет совершенствовать методику применения активной ИК-локации, в том числе, для формирования 2D и 3D

изображений, что позволяет создавать карты глубины объекта исследования. Для диагностики кожного покрова человека, с применением рассматриваемой активной ИК-локации разработано два вида чувствительных элементов (ЧЭ): ЧЭ с одиночным ИК-фотоприемником и ЧЭ с неохлаждаемой или охлаждаемой ИК- матрицей, для 2D обработки первичной информации [1] и затем формирования 3D модели с использованием отношения Упор. / Уздор. по пикселям, (где Упор. напряжение пораженного, а Уздор. здорового эталонного участка кожи).

Для получение 2D изображения сцены повреждения кожного покрова в качестве приемника эхо-сигнала можно применять неохлаждаемую или охлаждаемую ИК-матрицу. Конкретный вид охлаждения матрицы диктуется требуемой чувствительностью и допустимыми масса-габаритными показателями медицинского прибора.

Структурная схема датчика с чувствительным элементом использующая лазерный диод, представлена на рис.2. Для обеспечения необходимой точности рельефа диагностируемого участка кожного покрова в ЧЭ целесообразно использовать оптические элементы дифракционного качества.

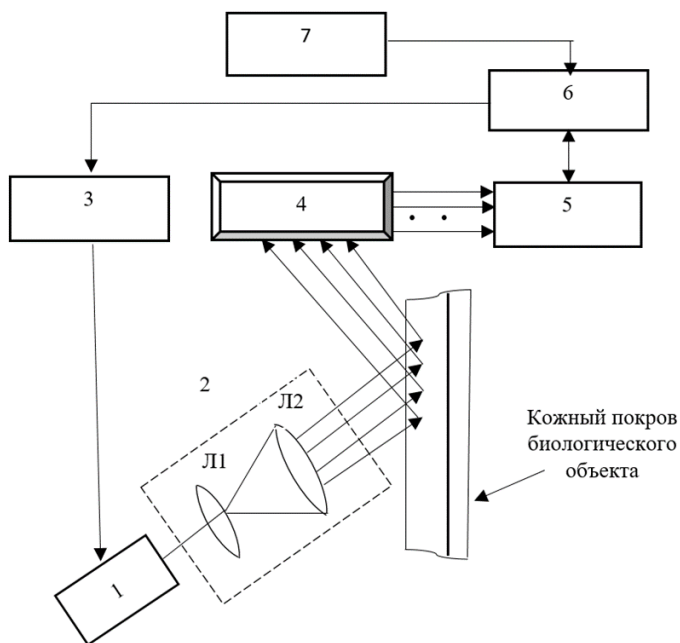


Рис. 2 – Структурная схема датчика с чувствительным элементом на базе когерентной оптики

В рассматриваемой структуре [2], представленной на рис.2 канал ИК-излучения содержит ИК лазерный диод 1, оптический блок 2 (Л1- кондерсор, Л2- коллиматор) блоки 3-6 образуют канал обработки эхо-сигнала, где обозначено: 3 – синхронизатор лазерного диода, 4 – блок ИК-матрицы, 5 – блок коммутатора, АЦП и микроконтроллера, 6 – интерфейс, 7- измеритель пика пульсовой волны. Входное окно ИК-матрицы конструктивно расположено под углом отражения 45° от исследуемого кожного покрова. При необходимости для согласования геометрии зоны обратного рассеяния эхо-сигнала и апертуры рабочей зоны ИК-матрицы может применяться дополнительная оптика. В блоке 5 происходит преобразование аналогового сигнала в цифровой и фильтрация шумов. Для шумоподавления могут применяться алгоритмы временной и пространственной фильтрации. Интерфейс 6, предназначен для передачи сигналов управления и синхронизации на ИК лазерный диод, а также результатов предобработки эхо-сигналов в блоке 5, на компьютер врача, на котором реализуется алгоритм 2D и 3D визуализации.

Для коррекции размытости и/или зашумленности изображения на выходе ИК-матрицы применен алгоритм биннинга, т.е. пиксельной бинаризации. Алгоритм позволяет увеличить отношения сигнал-шум и скорость цифровой обработки сигналов по сравнению с классическими методами.

Применение описанной структуры, некоторых частных случаях позволяет идентифицировать и характеризовать патологические изменения в тканях человека, включая неинвазивный мониторинг ранних изменений в эпителии кожного покрова, вызванных развитием рака.

Основным направлением развития применения технологии активного инфракрасного зондирования является конструирование времяпролетных (ToF) систем для 3D -визуализации картины зоны поражения биологической ткани, в том числе с использованием новой технология FlightSense компании STMicroelectronics, реализующей 3D – визуализацию высокой точности.

Библиографический список

1. Карелина, Д.С., Тимофеев, К. Н. Комплексная диагностика термических поражений кожи / Д. С. Карелина, К. Н. Тимофеев // Радиотехнические, оптические и биотехнические системы. Устройства и методы обработки информации: сб. ст. - СПб, 2021. С. 172-176.
2. Пат. №2787360 РФ, «Устройство дифференциальной диагностики глубины термических поражений кожного покрова человека с активным инфракрасным зондированием» / К.Н. Тимофеев, Д.С. Карелина; заявитель и патентообладатель ГУАП: опубл. 09.01.2023.

УДК 615.12 (075.8)

РОЛЬ ИНФОРМАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ ДЛЯ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИХ ОРГАНИЗАЦИЙ

Д.А. Кузнецов¹, А.И. Григорьева¹, А.В. Захаров²

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет
имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В работе отражена роль информационной безопасности в лекарственном обеспечении населения. Изучены основные угрозы и уязвимости информационной системы фармацевтических организаций, предложены пути повышения информационной безопасности в фармации.

Ключевые слова: фармацевтические организации, информационная безопасность.

THE ROLE OF INFORMATION SECURITY FOR PHARMACEUTICAL ORGANIZATIONS

D.A. Kuznetsov¹, A.I. Grigorieva¹, A.V. Zakharov²

¹Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

The paper reflects the role of information security in the provision of medicines to the population. The main threats and vulnerabilities of the information system of pharmaceutical organizations are studied, ways to improve information security in pharmacy are proposed.

Key words: pharmaceutical organizations, information security.

Технологии настоящего времени позволяют упростить процесс обмена данными между, отделами, подразделениями компании и сотрудниками. Интернет, беспроводная передача данных, локальные сети – служат удобным и эффективным средством документооборота. Выгода от использования цифровых технологий возрастает, и, вместе с тем, роль защиты информации. Для злоумышленников цифровая среда является возможностью для копирования данных и ее модификации, что влечет за собой ущерб для компании. Компьютерные технологии в фармации совершенствуются, и, благодаря искусственному интеллекту, проводится детальный анализ ситуации с целью действенного реагирования на изменения фармацевтического рынка. Правительство Российской Федерации и Минздрав России большое внимание уделяют внедрению цифровизации, телекоммуникационных технологий, о чём свидетельствуют новые нормативно-правовые акты, а также постоянные многочисленные дополнения, поправки и изменения в ранее вышедшие соответствующие документы.

Информация представляет собой объект хранения, переработки и передачи данных. То, как используется информация, ее свойства и структура изучает специальная отрасль – информатика. Фармацевтическая информатика обеспечивает процесс сбора, хранения, обработки, анализа и оценивания фармацевтической информации для принятия решений в фармацевтической отрасли [1].

Одной из актуальных проблем информационной безопасности является проблема определения и реализации требуемого уровня защищённости компьютерных систем, обрабатывающих конфиденциальную информацию.

Защита документооборота и баз данных хранящих практически всю информацию по аптечным сетям является необходимой задачей, без решения которой невозможно нормальное функционирование аптечной сети [2].

Угрозы для информации в фармации:

1. Несанкционированный доступ, а так же умышленное искажение или хищение финансовых данных и документов;
2. Вирусы и иные деструктивные программы;
3. Системные ошибки АС(автоматизированных систем);
4. Угроза целостности хранимых данных.

Комплексная система информационной безопасности (КСИБ) для сети аптек представляет собой совокупность методов и средств, обеспечиваемую необходимую степень защиты информации.

Цели создания КСИБ:

1. Выявление и устранение угроз безопасности персоналом и ресурсом отдела компании.
2. Создание механизмов, которые позволяют оперативно реагировать на угрозы безопасности.
3. Результативное предотвращение угроз для персонала и ресурсов на основе правовых, организационных, инженерно-технических мер средств обеспечения безопасности.
4. Обеспечение безопасной передачи данных по информационным сетям.
5. Ликвидация попыток несанкционированного доступа.

Объектами защиты являются:

1. Компьютеры и содержащаяся в них информация;
2. Локальная сеть офиса аптечной сети;
3. Документы и бумажные носители информации;
4. Сервер и базы данных хранящиеся в нем.

Существует достаточно много возможных направлений утечки информации и путей несанкционированного доступа в системах и фармацевтических организациях. К ним относятся:

1. Чтение остаточной информации в памяти системы после выполнения санкционированных запросов;
2. Копирование носителей информации и файлов информации с преодолением мер защиты;
3. Маскировка под зарегистрированного пользователя;

4. Маскировка под запрос системы;
5. Использование программных ловушек;
6. Использование недостатков операционной системы;
7. Незаконное подключение к аппаратуре и линиям связи;
8. Злоумышленный вывод из строя механизмов защиты;
9. Внедрение и использование компьютерных вирусов.
10. Непреднамеренные действия пользователей повлекшие за собой отказ оборудования или программного обеспечения.
11. Случайные факторы (стихийные бедствия, внезапные отключения электроэнергии, поломка оборудования, гроза).
12. Модификация, либо удаление БД.

Есть несколько актуальных примеров подтверждающих значимость обеспечения информационной безопасности. Так, хакеры атаковали итальянскую фармацевтическую компанию Zambon, хотя службе безопасности удалось оперативно обнаружить угрозу и изолировать информационные системы, однако избежать потерь не удалось – некоторые данные были выложены хакерами в открытый доступ. По утверждению киберпреступников, они смогли скачать примерно 10 ГБ данных компании Zambon Group.

Ранее та же группировка хакеров атаковала французскую биотехнологическую компанию Genethon, а именно ее дочернюю компанию YposKesi, которая занимается разработками в области генной терапии. Киберпреступники зашифровали данные компании и потребовали выплаты денег за дешифратор и за нераспространение данных. Но вскоре, контракты с лабораториями и часть информации оказалась в Сети, что, видимо, свидетельствовало об отказе компании идти на такие условия.

Помимо опасностей извне существуют и угрозы внутри самой фармацевтической компании, такие как несанкционированный доступ к конфиденциальной информации, кража интеллектуальной собственности внутренними сотрудниками, что приводит к негативным последствиям. Это свидетельствует о значимости усиления контроля доступа, сокращения привилегий, а также установлении системы аудита для отслеживания действий персонала [3].

Стоит отметить, что для результативного обеспечения безопасности информационных систем необходимо постоянно обновлять и совершенствовать меры защиты. Например, применение передовых систем управления уязвимостями – они позволяют обнаруживать и устранять новые «слабые места» в инфраструктуре и программном обеспечении компании.

Сотрудничество с другими фармацевтическими компаниями и специалистами также является важным для сохранения информационной безопасности. Обмен опытом, обучение на конференциях позволяют расширять знания в области кибербезопасности.

Целесообразно в первую очередь обеспечить защиту наиболее информативных каналов утечки информации, таких как:

1. Возможность копирования данных с машинных носителей;
2. Каналы передачи данных;
3. Хищение ЭВМ или встроенных накопителей.

Самыми опасными, в отношении размера ущерба, являются непреднамеренные ошибки штатных пользователей, операторов, системных администраторов и других лиц, обслуживающих компьютерную сеть.

Помимо защиты информационных каналов, также требуется дополнительно обезопасить серверы и хранящиеся на них базы данных. Для этого применяют:

1. Установка сетевых фильтров для защиты от пульсаций и скачков напряжения;
2. Установка источников бесперебойного питания для защиты от скачков напряжения и отключения электричества;
3. Установка файрвола, для защиты от внешних сетевых подключений из других сетей;
4. Установка антивирусного программного обеспечения для защиты от вирусов;
5. Установка RAID-массивов на каждый сервер.

В современном мире ни один из этапов обращения ЛС невозможен без информационных технологий. Информационного сопровождения требует и каждая операция связанная, как с планированием экономических показателей фармацевтической организации, учётом и движением товаров аптечного ассортимента, так и с документооборотом. Важную роль информационных технологий в медицине и фармации играет введение электронных рецептов, маркировка лекарственных препаратов, а также справочно-консультативные услуги. Современные компьютерные технологии имеют ряд программных продуктов, которые постоянно модифицируются, что требует и постоянного совершенствования фармацевтического персонала в информационной среде.

Библиографический список

1. Кузнецов Д.А. Фармацевтическая информатика. // Д.А. Кузнецов, А.В. Захаров / Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы– Биомедсистемы-2021 [текст]: сб. тр. XXXIV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 8-10 декабря 2021 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань, 2021. – С. 261-264.
2. Кузнецов Д.А. Обеспечение информационной безопасности фармацевтических организаций // Д.А. Кузнецов, Э.А. Коржавых / Жизнь без опасностей. Здоровье. Профилактика. Долголетие. 2011. Т. 6. № 1. С. 82-89.
3. Кузнецов Д.А. Обоснование и разработка методологии управления экономической безопасностью фармацевтических систем: автореф. дис.... докт. фармац. наук. – М., 2015. – 49 с.

УДК 615.12 (075.8)

ОРГАНИЗАЦИОННО-МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К КЛАССИФИКАЦИИ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ РЕАБИЛИТАЦИИ

Д.А. Кузнецов¹, Д.А. Губанова¹, С.Д. Дихтяренко¹, А.В. Захаров²

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В результате проведенного исследования предложена современная классификация протезно-ортопедических изделий, которая позволяет совершенствовать их закупку для медицинских целей, назначение, использоваться в учебных целях. Изучен ассортимент современных технических средств реабилитации.

Ключевые слова: протезно-ортопедические изделия, технические средства реабилитации, классификация.

ORGANIZATIONAL AND METHODOLOGICAL APPROACHES TO THE CLASSIFICATION OF MODERN TECHNICAL MEANS OF REHABILITATION

D.A. Kuznetsov¹, D.A. Gubanova¹, S.D. Dikhtyarenko¹, A.V. Zakharov²

¹Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

As a result of the conducted research, a modern classification of prosthetic and orthopedic products is proposed, which makes it possible to improve their purchase for medical purposes, appointment, and use for educational purposes. The range of modern technical means of rehabilitation has been studied

Key words: prosthetic and orthopedic products, technical means of rehabilitation, classification.

Целью данной работы является разработка общей классификации, объединяющей различные характеристики технических средств реабилитации. Основные задачи исследования 1) Выделить основные проблемы, снижающие уровень качества жизни лиц с инвалидностью; 2) Определить необходимость технических средств реабилитации для поддержания комфортной жизни лиц с инвалидностью; 3) Разработать классификацию протезно-ортопедических изделий.

На всех этапах своего развития человеческое общество не оставалось безразличным к тем, кто имел физические или психические нарушения. Ограничение жизнедеятельности – это полная или частичная потеря лицом способности или возможности к самообслуживанию, самостоятельно передвигаться, ориентироваться, общаться, контролировать свое поведение,

обучаться и заниматься трудовой деятельностью. К таковым относятся глухие, слепые, немые, а также полностью или частично парализованные. Кроме этого, инвалидами считаются люди, внешне не отличающиеся от обычных здоровых людей, но имеющие патологии, из-за которых они не способны работать в различных областях человеческой деятельности и практики.

Ввиду своего уязвимого положения в современном российском обществе, инвалиды сталкиваются с очень многими и серьезными проблемами, такими как: Ограниченная возможность в получении образования, возникающая из-за слабо развитой системы дистанционного обучения, непригодности учебных заведений, например, отсутствие пандусов, поручней; Трудности в получении профессии и попытке найти работу, так как работодателям невыгодно принимать людей с ограниченными возможностями, которым требуются специализированные рабочие места и льготные условия, в результате это приводит к ухудшению морального состояния инвалидов и не позволяет им самостоятельно содержать себя; Сложности в передвижении, так как большинство жилых домов, учреждений не оснащены техническими средствами, обеспечивающими передвижение инвалидов (специальные перила вдоль стен, сиденья, лифты, пандусы и т.д.); Коммуникативная проблема, которая связана с физическими особенностями человека, его эмоциональным состоянием, реакцией окружающих, личными переживаниями (страх, стресс) [1].

Таким образом, важное значение имеет поиск новых технологий в сфере реабилитации лиц с инвалидностью в современных условиях развития здравоохранения, с целью оптимизации реабилитационного процесса и улучшения качества жизни. При этом основополагающее значение имеет не новизна технологий сама по себе, а сравнение их с традиционными с целью выяснения практической целесообразности и эффективности их внедрения.

В связи с особенностями жизнедеятельности лиц с ограниченными возможностями созданы условия для комплексной реабилитации, с использованием технических средств реабилитации. Технические средства реабилитации (ТСР) – это любое изделие, оборудование, устройство, прибор, приспособление или техническая система, используемые человеком для компенсации ограничений жизнедеятельности, вызванных болезнью или травмой [2, 3].

В зависимости от назначения все ТСР подразделяют на три группы: протезно-ортопедические изделия; средства передвижения; средства, облегчающие жизнь (средства для ухода, быта и досуга).

Протезно-ортопедические изделия – это технические средства для лечения больных с заболеваниями и деформациями опорно-двигательного аппарата, черепа, грудной или брюшной стенки, органов слуха и зрения, а также для возмещения косметических и функциональных дефектов различных областей и органов человека. К средствам передвижения среди ТСР относятся приспособления, помогающие людям преодолеть ограничения

жизнедеятельности, связанные с нарушениями опорно-двигательного аппарата. К данной группе относятся опоры для сидения, стояния, ползания, лежания, ходунки, поручни (ручки-опоры, стойки), кресла-коляски. К наиболее востребованным среди данной группы средствам реабилитации относятся кресла-коляски, вертикализаторы, ортопедические столы-стулья, ходунки, трости, костыли. К средствам, облегчающим жизнь людей с ограниченными возможностями здоровья, относятся санитарные приспособления, такие как абсорбирующее белье, кресла-стулья с санитарным оснащением, кресла-коляски с судном, так же средства для ухода, например, приспособления для одевания, раздевания, приема пищи, захвата предметов, средства быта и досуга - специальная мебель, приспособления для кухни и ванной; специальные средства для ориентирования, общения, обмена информацией; средства для обучения и занятий трудовой деятельностью; и пр.

В данной работе более подробно будет рассмотрена классификация протезно-ортопедических изделий. Протезирование — система медицинских, технических и организационных мероприятий, направленных на восстановление утраченных форм или функций отдельных органов или самих органов. При этом главная задача протезирования — максимально возможное восстановление функций утраченного органа и возвращение человека к активной трудовой деятельности.

По своему назначению протезирование разделяют на: Анатомическое - восстановление главным образом формы утраченного органа и частично функции, например протезы рук и ног, глаз, зубов, ушных раковин и носа, молочных желез и др. Функциональное - предполагает применение посторонних источников энергии для обеспечения функций конечности или органа, например протезы руки с биоэлектрическим управлением, слуховые аппараты и другие активные протезы, движения в которых производятся оставшимися частями конечностей, плечевым или тазовым поясом, движениями туловища. Лечебное - направлено обычно на временное ограничение функции органов, например, применение корсетов при сколиозах, ортопедических аппаратов, ортопедической обуви и др.

Непосредственно протезы классифицируют по следующим характеристикам:

1. По системе построения: Модульные - их главной технической особенностью являются модули, имеющие разные функции. Модульные протезы подстраиваются под скорость ходьбы, преодоление препятствий, естественные движения человека. Немодульные — подразделяются на каркасные, шинно-кожаные и деревянные. Они созданы для малоактивного образа жизни, при котором не требуется ускорять шаг, быстро изменять направление движения, но при этом обеспечивают высокую степень устойчивости в фазе покоя.

2. По способу управления: косметические — это, так называемые, пассивные протезы, выполняющие декоративную функцию восполнения

утраченной конечности. Состоят из культеприемной гильзы, каркаса кисти и перчатки, имитирующей кожные покровы; функционально-косметические допускающие пассивные движения посредством здоровой руки. Они позволяют установить искусственную кисть в удобное для каких-либо действий положение; активные – протезы управляются тягами, которые приводятся в действие определёнными движениями человека, или непосредственно за счёт движений культи или сегмента поражённой конечности.;

3. По анатомической структуре: протезы верхних конечностей, протезы нижних конечностей, протезы глаз, протезы уха.

В свою очередь протезы верхних конечностей подразделяются по уровням ампутации на протезы: кисти, предплечья, пальцев, плеча, протез после вычленения в плечевом суставе.

Протезы нижних конечностей по уровням ампутации подразделяются на протезы: стопы, голени, бедра, протезы при вычленения конечности.

4. По механизму управления различают: Рабочие протезы, которые предназначены для различных по уровню сложности трудовых операций. При таком протезировании верхних конечностей предусмотрено использование дополнительных насадок для конкретных действий на работе или дома: письма, шитья, рисования, захвата инструментов и других задач. Недостатком протезов можно назвать их специфический внешний вид, который не похож на человеческую руку. При необходимости можно использовать косметическую насадку; Тяговые или активные протезы - представлены с активным и пассивным хватом, контролируются усилиями человека без использования электроники. При движении противоположного плеча натягивается или ослабевает трос, что и обеспечивает движение кисти. Благодаря простому и надёжному механизму удастся контролировать скорость хвата и его силу. Со временем с таким протезированием верхних конечностей человек выполняет тонкие движения и может не только удерживать предметы, но и писать, печатать, нести сумку. Постоянная нагрузка на мышцы помогает в правильном формировании культи и адаптации к сложному бионическому протезу; Бионические протезы представляют из себя прогрессивный вид протезирования верхних конечностей. Для работы используется энергия электрического двигателя или аккумуляторной батареи. Управление происходит через сигналы с кожи пациента. Изменение электрического потенциала улавливается ЭМГ-датчиками культеприемной гильзы, которые передают сигнал в микропроцессор, за счет чего протез выполняет конкретное действие.

5. В зависимости от этапа протезирования протезы классифицируют на: Лечебно-тренировочные, которые необходимы для обучения первичным навыкам эксплуатации протеза. Изготавливаться данные протезы должны как можно раньше после ампутации и полного заживления культи. Это позволит быстрее восстановить стереотип стояния, ходьбы (при ампутациях нижних конечностей), ускорит восстановление навыков самообслуживания и

предотвратит изменение осанки (при ампутации верхних конечностей). Постоянные протезы, которые изготавливаются по окончании этапа первичного протезирования. Комплектация для изготовления постоянного протеза подбирается индивидуально для каждого пациента с учетом его физических и функциональных особенностей, а так же с учетом приобретенных навыков на этапе первичного протезирования.

6. В зависимости от используемых материалов в изготовление протезов, подразделяют на:

- Протезы изготовленные из силикона. Часто силикон используют при изготовлении косметических протезов, с целью придания им более реалистичного и эстетичного вида.

- Протезы изготовленные из полимерных материалов. Данные протезы являются более легкими по сравнению с силиконовыми, но в то же время хрупкими и менее удобными в ношении.

- Протезы изготовленные из сплавов титана – к данной группе относятся бионические протезы.

- Протезы изготовленные из волокнистого карбона. Преимуществами данной группы протезов является соединение прочности и легкости в одной модели.

Выводы. В настоящее время в системе здравоохранения существует большое количество протезно-ортопедических изделий, способствующих поддержанию уровня жизни лиц с инвалидностью. Установлено, что в Государственный реестр включено 325 изделий, и их количество неуклонно растет. Постоянные разработки новых методов протезирования приводят к созданию усовершенствованных видов протезов. В ходе проведенного нами исследования предложена современная классификация протезно-ортопедических изделий, которая позволяет совершенствовать их закупку, назначение, а также использоваться в учебных целях.

Библиографический список

1. Приказ Министерства труда и социальной защиты РФ от 24 мая 2013 г. № 214н «Об утверждении классификации технических средств реабилитации (изделий) в рамках федерального перечня реабилитационных мероприятий, технических средств реабилитации и услуг, предоставляемых инвалиду, утвержденного распоряжением Правительства Российской Федерации от 30 декабря 2005 г. N 2347-р»
2. Ключкова Е. В., Покровская И. А. Технические средства реабилитации для поддержания позы и мобильности людей с двигательными и множественными нарушениями. Назначение, подбор и использование. - М., 2020. – 114 с.
3. Кузнецов Д.А. Обоснование и разработка методологии управления экономической безопасностью фармацевтических систем: автореф. дис. докт. фармац. наук. – М., 2015. – 49 с.

УДК 615.12 (075.8)

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ И ДОСТУПНОСТИ ТЕСТ-СИСТЕМ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ COVID-19

Д.А. Кузнецов¹, Е.М. Бабкина¹, Д.Д. Лукашина¹, А.В. Захаров²

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В результате исследования проанализированы тест-системы для диагностики Covid-19. Установлено, что в основу тест-систем положены высокочувствительные методы анализа, что позволяет диагностировать заболевание на ранних этапах. Предложена и дополнена классификация тест-систем для выявления вируса SARS-Cov-2 с учетом его мутационной активности. Изучен ассортимент тест-системы для диагностики Covid-19 в фармацевтических организациях.

Ключевые слова: *тест-системы, Covid-19, фармацевтические организации.*

EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS AND AVAILABILITY OF TEST SYSTEMS USED FOR COVID-19 DIAGNOSTICS

D.A. Kuznetsov¹, E.M. Babkina¹, D.D. Lukashina¹, A.V. Zakharov²

¹Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov, Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

As a result of the study, test systems for the diagnosis of Covid-19 were analyzed. It is established that the test systems are based on highly sensitive analysis methods, which allows diagnosing the disease at an early stage. The classification of test systems for the detection of the SARS-Cov-2 virus, taking into account its mutational activity, is proposed and supplemented. The range of test systems for Covid-19 diagnostics in pharmaceutical organizations has been studied.

Key words: *test systems, Covid-19, pharmaceutical organizations.*

Исследования на тему острой респираторной инфекции Covid-19 не теряют своей актуальности и в 2023 году, что обусловлено мутацией вируса Sars-Cov-2, ростом заболеваемости, увеличением числе побочных эффектов. Опыт пандемии показал, что коронавирусная инфекция распространяется с высокой скоростью и активно проявляет свою мутагенность, в результате чего возникает перегруженность системы здравоохранения. В этой связи возникает необходимость в своевременной диагностике с помощью современных тест-систем позволяет вовремя выявить заболевание и изолировать больного. Непрерывное совершенствование методик определения вируса позволяет с более высокой точностью определить инфицирование. Задачей исследования является установление того, что различные тест-системы отличаются по своей чувствительности и

специфичности, изучение данных характеристик позволит выбрать оптимальный вид анализа при диагностике Sars-Cov-2 [1].

В исследовании представлена классификация тест-систем Covid-19 по различным критериям, исследованы чувствительность и специфичность методик выявления вируса, проанализирован аптечный ассортимент на предмет доступности тестов для населения, оценена доля российских и импортных тест-систем на фармацевтическом рынке. Построение классификации тест-систем Covid-19 это разделение множества тест-систем на подмножества по их сходству или различию в соответствии с принятыми методами. Для разработки классификации нами использовался интернет-ресурс: веб-сайт Росздравнадзора. По данным Государственного реестра медицинских изделий, до 15.03.2022 было зарегистрировано 170 тест-систем; через год их количество возросло до 234 тестов. На данный момент в реестре зарегистрировано 385 тест-систем Covid-19 [2, 3].

В сентябре 2020 г. Всемирная организация здравоохранения выпустила временные рекомендации о роли иммунохимических тестов в диагностике COVID-19. Сообщается, что, несмотря на широкий диапазон показателей чувствительности антигенных тестов различных производителей, для реализации эпидемиологического надзора за коронавирусной инфекцией необходимо, чтобы показатели чувствительности тестов составляли не менее 80%, а специфичности – не менее 97%. Следует учесть, что это минимальные показатели. К настоящему времени с момента начала производства антигенных тест-систем улучшались технические характеристики и, соответственно, качество тестов. В настоящее время рекомендуемые значения для антигенных тестов следующие: чувствительность $\geq 90\%$, специфичность $\geq 97\%$ (у многих тестов этот параметр близок к 100%).

ПЦР отличается чрезвычайно высокой чувствительностью. Теоретически для осуществления реакции достаточно всего одной копии искомой ДНК (РНК) - последовательности в исследуемом материале. Аналитическая чувствительность набора - это предел измерения данного ПЦР-диагностикума. Определяется в копиях ДНК или РНК на мл биологической пробы или в геномных эквивалентах ГЭ/мл. Диагностическая чувствительность – число положительных реакций при тестировании образцов от больных опытной группы с подтвержденным диагнозом.

Метод ПЦР позволяет выявлять единичные клетки бактерий или вирусов. Аналитическая чувствительность ПЦР-анализа составляет 1–100 клеток в пробе, в то время как чувствительность иммунологических и микроскопических тестов – 103–105 клеток. Это позволяет использовать ПЦР, когда серологические и бактериологические исследования не дают положительного результата вследствие крайне низкого микробного титра, например, при количественной (концентрация) оценке содержания НК в биологической пробе, при контроле инфекционной безопасности донорской крови и органов, диагностике хронических и латентных инфекций. Сравнительная оценка диагностической чувствительности различных

методов, проведенная в нескольких зарубежных исследовательских центрах, показала, что экспресс-тесты имеют чувствительность 40–60 %, ИФА – 50–70 %, культуральное исследование – 60–80 %, а ПЦР – 90–100 %.

Данные исследования показывают, что необходимо повышать чувствительность экспресс-тестов для выявления SARS-Cov-2 с целью осуществления надлежащего эпидемиологического надзора за коронавирусной инфекцией. Специфичность большинства тестов ПЦР составляет 100%, поскольку конструкция праймера специфична для геномной последовательности SARS-CoV-2. Иногда ложноположительные результаты могут возникать из-за технических ошибок и загрязнения реагентами.

Основными преимуществами иммунохемилюминесцентный анализ (ИХЛА) являются: невероятно высокая чувствительность (порядка зептомоля), широкий динамический диапазон, высокая селективность (100 % для IgG и 94 % для IgM), а также возможность как полной, так и частичной автоматизации анализа. Однако данный метод может применяться лишь для ограниченного спектра веществ. Кроме того, коммерчески доступное оборудование для ИХЛА является крайне дорогостоящим и поэтому доступно только в крупных диагностических центрах эпидемиологического надзора за коронавирусной инфекцией.

Иммунохроматографический анализ (ИХА) является разновидностью иммуноферментного метода с мечеными компонентами. В ИФА антитела к искомым антигенам метятся ферментом, а в ИХА – коллоидным золотом. Каждый из вариантов имеет свои преимущества. Метка ферментом повышает чувствительность реакции за счет активности самого фермента, усиливающего индикацию положительного результата. Чувствительность ИФА находится в пределах 102–105 КОЕ/мл. ИХА обладает меньшей чувствительностью из-за неактивной метки (104–108 КОЕ/мл), но при этом крайне прост в исполнении, а учет результата осуществляется визуально и не требует наличия сложных дорогих приборов и высокой квалификации исполнителя. Специфичность тест-систем иммунохроматографического анализа (ИХА) составила 100 % для IgG и 100 % для IgM. ИФА-тесты на IgM и IgG антитела имеют более чем 95% специфичности для диагностики COVID-19.

Применение в домашних\лабораторных условиях. Тесты для определения антигена к SARS Cov 2:

ПЦР — это полимеразная цепная реакция. Она может делаться только в лабораторных условиях, поскольку требует изучения молекулярной структуры ДНК.

Суть процедуры сводится к следующему. Берется мазок из носоглотки человека (для большей точности это должен сделать медицинский работник). Выделяется интересующий участок ДНК биоматериала. Осуществляется амплификация (многократное удвоение) этого участка до объема, оптимального для визуализации. Изучаются визуализированные фрагменты.

Если при копировании участка ДНК в нем продолжает появляться вирус, значит, пациент заражен. Получить результаты ПЦР-теста можно через несколько дней. Во время ожидания (особенно при наличии симптомов) лучше соблюдать самоизоляцию. Сегодня это наиболее достоверный диагностический метод.

Экспресс-тест иммунохроматографического анализа (ИХА) можно сделать в домашних условиях. Он не предполагает лабораторных исследований, не требует специального оборудования. Примером такого экспресс-теста является Standard Q Covid-19, он является аналогом ПЦР-теста. При наличии инфекции в организме контакт биоматериала с реактивом приводит к окрашиванию контрольной полоски. Результат появляется через 20-30 минут. Наибольшую точность тест показывает в первую неделю после заражения. В дальнейшем повышается вероятность получения ложноотрицательного результата. Для уточнения диагноза лучше сделать ПЦР-тест.

Тесты для определения антител к SARS Cov 2:

Разные виды тестов на антитела к коронавирусу проводятся дома или в лаборатории. В лаборатории берут кровь из вены и выполняют количественную оценку вырабатываемых иммуноглобулинов. Домашний тест покажет, есть ли антитела в принципе. Сколько их вырабатывается, с его помощью узнать нельзя: для этого требуются познания в биохимии и специальное оборудование для подсчета. В этом случае достаточно капиллярной крови (из пальца). В наборах, продающихся в аптеках, есть специальный ланцет и пипетка для забора крови. Проколоть себе палец может не каждый, поэтому стоит прибегнуть к помощи близких или вызвать медсестру. Примером служит Leccurate SARS-CoV2 Antibody Test (метод иммунохроматографический)

В лабораторных условиях: Наличие иммуноглобулинов означает, что пациент либо болеет сейчас, либо переболел коронавирусом недавно. Если антитела отсутствуют, он либо не заражался никогда, либо микроорганизм попал в тело совсем недавно. Иммунный ответ формируется до двух недель.

Результаты исследования на антитела в количественном выражении интерпретируют так: любые иммуноглобулины отсутствуют — заражения не было; IgA >1,1 — текущее заболевание в острой форме; IgA >1,1 + наличие IgG — начавшееся выздоровление; 1,1 > IgA >0,8 — неопределенность, требуется повторный забор крови через две недели; IgA <0,8 — отсутствие инфекции или совсем недавнее заражение; IgG >1,1 — болезнь преодолена, сформирован иммунитет.

Перечисленные методы диагностики позволяют установить наличие в организме COVID-19 и иммунный ответ на него. Однако у разных людей заболевание протекает неодинаково: меняется набор симптомов, риски возникновения тех или иных осложнений.

Для подбора схемы лечения врач дополнительно может назначить: общий и биохимический анализы крови; рентген и/или компьютерную

томографию легких; кардиограмму; почечные пробы; печеночные пробы; консультации отоларинголога, пульмонолога, кардиолога и других узких специалистов.

Проведен анализ доля российских и зарубежных тест-систем на основании данных интернет-аптек.

1. Аптека 36.6: всего представлено 5 тестов. Россия: 3 теста, диапазон цен 495-1341 руб. Китайская народная республика: 1, 840 руб. Южная Корея: 1, 2700 руб.

2. Максавит: всего 4 теста. Россия - 2, диапазон цен 384 - 406 руб. Китай - 1, цена 605 руб. Корея - 1, цена 655 руб.

3. Еаптека - 2 теста, оба российские, диапазон цен 330-513 руб.

4. Будь здоров: 6 тестов. Россия: 3, диапазон цен 494-631 руб. Китай: 1, цена 723 руб. Корея: 2, диапазон цен 163-723 руб.

5. ЗдравСити: всего 6 тестов. Россия - 4, диапазон цен 350-599 руб. Китай - 1, цена 650 руб. Республика Корея - 1, цена 595 руб.

В результате исследования установлено что в основу тест-систем положены высокочувствительные методы анализа, что позволяет диагностировать заболевание на ранних этапах. Дополнена классификация тест-систем для выявления вируса SARS-Cov-2 с учетом его мутационной активности. Общая тенденция показывает, что в интернет-аптеках в наличии или под заказ по большей мере представлены тесты российского производства, их доля составляет 61% . Помимо отечественных тестов представлены товары из Южной Кореи и Китая. Эти данные позволяют сделать вывод о том, что Россия успешно реализует политику импортозамещения, так как доля импортных тест-систем составляет менее 40%.

Библиографический список

1. Кузнецов Д.А. Роль тест-систем COVID-19 в обеспечении фармацевтической безопасности / Кузнецов Д.А., Бабкина Е. М., Лукашина Д.Д., Захаров А.В.// Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2022, сборник трудов XXXV Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Рязанский государственный радиотехнический университет. Рязань, - 2022. С. 124-127.

2. Кузнецов Д.А. Исследование обеспечения фармацевтической безопасности в условиях пандемии COVID-19 / Д.А. Кузнецов // Кардиоваскулярная терапия и профилактика. 2023, Т-22 № S6. С. 127.

3. Кузнецов Д.А. Обоснование и разработка методологии управления экономической безопасностью фармацевтических систем: автореф. дис. докт. фармацев. наук. – М., 2015. – 49 с.

**КРИТИЧЕСКИЕ ЗАМЕЧАНИЯ О ВЛИЯНИИ НА
ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ И СОСТОЯНИЕ
КРОВООБРАЩЕНИЯ В ОРГАНИЗМЕ ПРОЦЕДУР
ОККЛЮЗИОННЫХ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ АД**

М.И. Забудько¹, А.В. Чашин², И.В. Дроздов²

¹ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

²Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, г. Санкт-Петербург

Рассмотрены причины потенциальной опасности влияния на состояние и функционирование сосудистой системы организма процедур окклюзионных методов измерения артериального давления.

Ключевые слова: окклюзионные методы, артериальное давление, сосудистая система, эндотелий.

**CRITICAL REMARKS ON THE FUNCTIONING EFFECT OF THE
VASCULAR SYSTEM AND THE STATE OF BODY'S CIRCULATION BY
THE BLOOD PRESSURE MEASURING OCCLUSAL METHODS**

M.I. Zabudko¹, A.V. Chashchin², I.D. Drozdov²

¹Saint-Peterburg State Electrotechnical, Saint-Petersburg

²Pavlov University, Saint-Petersburg

The reasons for the potential danger of influencing the state and functioning of the vascular system of the body by occlusive methods of measuring blood pressure are considered.

Key words: occlusive methods, blood pressure, vascular system, endothelium.

Многочисленные исследования последних лет существенно расширили классические представления о сосудистом эндотелии (СЭ), как барьере, анатомически препятствующем прохождению крови через сосудистую стенку. Стало очевидным, что СЭ представляет собой активную метаболическую система, участвующую в поддержании гомеостаза, выполняющего важнейшие функции в организме. Среди них: модулирующее действие на сосудистый тонус, регуляция транспорта растворенных веществ через клеточную мембрану, рост клеток; формирование внеклеточного матрикса; защита сосудов от неблагоприятных воздействий циркулирующих клеток; регуляция хемотаксических, воспалительных и репаративных процессов в ответ на местные повреждения. Экспериментальные и клинические исследования последних лет подтвердили концепцию о важной причинно-следственной взаимосвязи между эндотелиальной дисфункцией (ЭД) и прогрессированием и/или развитием артериальной гипертензии (АГ) [1]. Принципиальным стал важный вопрос о влиянии окклюзионного

воздействия, представляющимся как вмешательство в процесс крово- и лимфообращения в разных отделах сложнейшей системы. При этом инициируется ответная, адаптивную сосудистую реакция [1]. Причём, направленность и последствия проявления реакции не предсказуемы, в особенности для пациентов с жалобами на состояние и при наличии патологических отклонений [2].

Таким образом, существует проблема, заключающаяся в создании механического воздействия на выстилку СЭ. Без рассмотрения воздействий, непосредственно не связанных с процедурой измерения АД, таких как наложения жгута, длительности передавливающего действия на сосудистую систему в случае узкого пространства общественного транспортного средства и т.п., рассмотрим окклюзионные методы.

При использовании тонометра у пациента создаётся пережимающее воздействие на сосудистую стенку, изменяющее естественное условие функционирования эндотелиального слоя. Для здорового организма эта процедура, как правило, проходит без создания заметного изменения состояния организма. В то же время при ЭД у пациентов в ряде фактов отмечались: головокружение, головную боль, общее ухудшение состояния здоровья.

В работе [3] анализировалась поведение системы, включающей различные объёмы тканей, расположенных в подманжетном пространстве. Так общее изменение объёма тканей анализировалось в виде выражения (1), учитывающего объём V_a заполнения сосудистого русла артериальной и венозной кровью V_v ; объёмное заполнение лимфой V_l ; интерстициальной и внутриклеточной жидкостями $V_{инт.}$, $V_{вкл.ж.}$; объёма, занимаемого структурными элементами и соединительной тканью $V_{стр.тк.}$:

$$V_1 = V_a + V_v + V_l + V_{инт.}; \quad V_2 = V_{вкл.ж.} + V_{стр.тк.} \quad (1).$$

Внешнее воздействие манжеты усугубляется наличием твёрдых тканей костей скелет, не поддающихся упругой деформации. Это усиливает давление на жидкостную систему и стенки сосудов. При таком раздражающем СЭ факторе запускается компенсирующие процессы, в числе которых активизирующее действие на синтез окиси азота NO. Обладая рядом важных свойств для физиологии и патофизиологии сердечно-сосудистой системы NO представляет интерес в развитии ДЭ – ведущего патогенетического фактора многих заболеваний сердца и сосудов. В сравнении с крупными сосудами малого круга синтезируют больше молекул NO. Таким образом NO участвует в регуляции периферического сопротивления, АД и распределения кровотока в сети кровеносных сосудов. Кроме механизма, опосредованного активацией растворимой цГМФ, за счет ингибирования синтеза эндотелиального констрикторного фактора эндотелина-1 и ограничения высвобождения норадреналина из симпатических нервных окончаний, NO участвует в регуляции базального

тонуса системных, коронарных и легочных сосудов. Так он оказывает прямое отрицательное инотропное действие на сократимость миокарда, регулирует реакцию кардиомиоцитов на адрено- и холинергические стимулы. NO тормозит пролиферацию гладкомышечных клеток; обладает противовоспалительными свойствами, связанными с ингибированием синтеза и экспрессию цитокинов и молекул адгезии, которые привлекают моноциты к эндотелиальной поверхности и облегчают их проникновение в сосудистую стенку, инициируя атеросклеротический процесс. С участием NO тормозится агрегация тромбоцитов синергично с простаглицлином, но в отличие от простаглицлина ингибируется адгезия тромбоцитов. Наконец, имеются данные о реципрокной регуляции стенок артериоладрен- и нитреггическими вазодилататорными нервами, нарушение которой может участвовать в развитии гипертензии. Эти данные подтверждают участие NO в регуляции параметра АД. Без учёта таких данных воздействие во время создания внешней окклюзии может стать причиной проявлений гипертензии [4, 5].

У здорового человека высокая стабильность эндотелия и сосудистой стенки к различным воздействиям, в результате низкой пролиферации. Однако длительное влияние различных внешних факторов может нарушить функциональность эндотелия, что приведет к развитию гиперплазии интимы, увеличению проницаемости сосудистой стенки для патологических молекул (липидов) и инфильтрации моноцитами и Т-лимфоцитами. А те в свою очередь являются субстратами для развития серьезных заболеваний. Длительное воздействие клеточных элементов воспаления или активного кислорода на гладко мышечные клетки сосудистой стенки приводит к экспрессии различных факторов роста, а соответственно к пролиферации клеток. Из-за этого может происходить постоянный миогенез [6].

В свете имеющихся физиологических данных, окклюзионные методы измерения АД следует относить к влияющим на состояние жизненно важных процессов, на уровне не только СЭ, и связанных в нём процессов.

Существенными недостатками при этом является внесение вмешательства в функционирование организма и отсутствие контроля и учёта множественных проявлений адаптивной сосудистой реакции в ответ на воздействие. Данные подтверждают вовлечение NO в регуляцию АД, следовательно, его недостаток может приводить к гипертензии. Доказано, что пациенты, страдающие гипертонией, имеют меньший вазодилатирующий ответ на интраартериальное введение ацетилхолина по сравнению с контрольной нормотензивной группой. Последствия вмешательства в функционирование организма опасны бесконтрольным изменением его состояния, как в процессе, так и после измерительной процедуры.

Дальше желательно несколько предложений, как следует поступать врачам и какие выдвигать требования к инженерам, то есть речь идёт о создании медико-технических требований к разработке качественно новых устройств.

Библиографический список

1. А.В. Чашин Проблемные вопросы о влиянии на состояние организма // Журнал: биомедицинская радиоэлектроника // Том: 25 Номер: 2-3 Год: 2022 Стр. 31-45
2. Х.М. Марков Молекулярные механизмы дисфункции сосудистого эндотелия // Кардиология. – 2005. – № 12. – С.62–67.
3. А.В. Чашин Системный анализ неучитываемого влияния окклюзионных процедур измерения артериального давления на гемодинамику и состояние организма // Системный анализ и управление в биомедицинских системах, том: 21, № 2, г.: 2022, с.: 98-104
4. А.А. Попова, С.Д. Маянская, Н.Н. Маянская, Е.Н. Березикова, Л.Д. Хидирова Вестник современной медицины том 2 Выпуск 2 (2009) Артериальная гипертензия и дисфункция эндотелия (часть I). С.41 DOI: 10.20969/VSKM.2009.2(2).1-70
5. В.С. Задионченко, Т.В. Адашева, А.П. Сандомирская Дисфункция эндотелия и артериальная гипертензия: терапевтические возможности. РМЖ. 2002;1:11
6. В.А. Косановский, А.В. Чашин, В.И. Дунаева, Л.А. Косановская // Анализ влияния на состояние сосудистого эндотелия процедур окклюзионных методов измерения ад.

УДК 615.47:616–072.7

**ВОПРОСЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭПИКАРДИАЛЬНОГО ПОТЕНЦИАЛА
В МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ
СИСТЕМЕ**

Т.Л.Н. Чыонг

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет
«Московский энергетический институт», г. Москва

Рассмотрены вопросы обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной электрокардиологической системе для визуализации электрического потенциала на поверхности эпикарда. Предложен алгоритм формирования сетки для плоской развертки поверхности сферического квазиэпикарда и алгоритм интерполяции потенциала. Представлена 2D карта эпикардиального потенциала для момента вершины R зубца.

Ключевые слова: электрокардиосигналы, торс, сердце, эпикард, реконструкция.

THE ISSUES IN VISUALIZING THE EPICARDIAL POTENTIAL IN A MULTIELECTRODE ELECTROCARDIOLOGY SYSTEM

T.L.N. Truong

National Research University «Moscow Power Engineering Institute», Moscow

The issues of electrocardiac signal processing in a multielectrode electrocardiological system for visualization of the electric potential on the epicardial surface are considered. The algorithm of grid formation for planar scanning of the spherical quasi-epicardial surface and the algorithm of potential interpolation are proposed. A 2D map of the epicardial potential for the moment of the R-wave apex is presented.

Key words: *electrocardiosignal, torso, heart, epicardium, reconstruction.*

Классические методы электрокардиографии дают полезную и необходимую информацию при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний. Однако, эти методы дают неполную информацию о пространственно-временной динамике процессов возбуждения и реполяризации сердечной мышцы на поверхности сердца. Актуальным является подход, позволяющий получить пространственные распределения электрического потенциала на поверхности сердца на основе обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной кардиологической системе. Представляет интерес визуализация распределения потенциала на плоской развертке сферической поверхности, окружающей сердце (квазиэпикард, [1]). Получаемые при этом 2D карты потенциала могут динамически изменяться в ходе кардиоцикла.

Хотя количество используемых электродов значительно больше, чем при классическом методе (в настоящее время в измерительном приборе установлены 46 электродов, равномерно распределенных по поверхности торса), но для того, чтобы получить более детальные распределения потенциала, нам все же необходимо использовать метод интерполяции потенциала на поверхности торса. Мелкая сетка на поверхности торса формируется при дискретизации вдоль периметра торса в поперечном сечении и по вертикальной координате z . В итоге точки сетки равномерно располагаются на поверхности торса. После интерполяции массив потенциалов на мелкой сетке точек поверхности торса и массив координат этих точек имеют длину не менее 1800.

Для удобства отображения изменения в распределении потенциала одновременно на поверхности сердца, мы предлагаем использовать плоскую развертку сферической поверхности квазиэпикарда, окружающей сердце. Использование плоской развертки позволяет наблюдать электрический потенциал на всех точках поверхности сердца без смены ракурса. В соответствии с рис. 1 центральный меридиан является границей, разделяющей левую и правую половины сердца. Горизонтальная линия разделяет предсердия и желудочки. При реконструкции потенциала на

поверхности квазиэпикарда использовалась сетка с таким разбиением угла места и азимута, при котором реализуются равные по площади элементы поверхности сферы. Это обеспечивает равномерную дискретизацию и наилучшую обусловленность матриц СЛАУ при реконструкции карты потенциала [2].

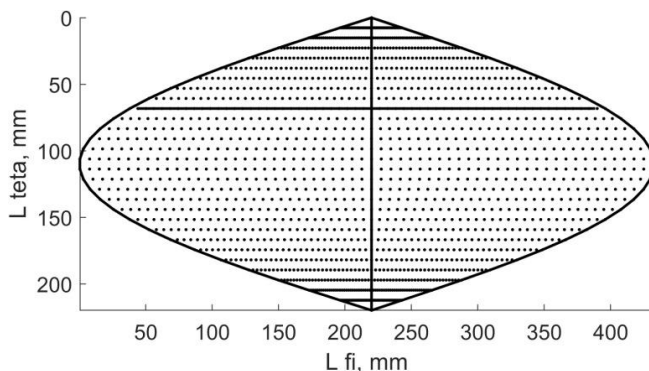


Рис. 1 – Плоская развертка поверхности квазиэпикарда

Ориентации областей сердца на плоской развертке в соответствии с рис.1 определялась по положению электрической оси сердца, которая задается вектором электрического момента M в дипольной модели электрического генератора сердца [3]. Во фронтальной плоскости угол между вертикальной осью z и проекцией вектора M на фронтальную плоскость M_{zy} и в сагиттальной плоскости угол между M_{zy} и вектором M обозначаются φ и θ , соответственно. При этом, для формирования плоской развертки, переход от системы координат торса в систему координат, описывающую поверхность сферического квазиэпикарда, проводится по формулам:

$$\begin{aligned} x' &= -z \cdot \cos(\varphi) \cdot \sin(\theta) + y \cdot \sin(\varphi) \cdot \sin(\theta) + x \cdot \cos(\theta); \\ y' &= z \cdot \sin(\varphi) + y \cdot \cos(\varphi); \\ z' &= z \cdot \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta) - y \cdot \sin(\varphi) \cdot \cos(\theta) + x \cdot \sin(\theta). \end{aligned} \quad (1)$$

После реконструкции распределения потенциалов на поверхности квазиэпикарда проводится их интерполяция на сетке точек плоской развертки (рис. 1). Полученная в результате 2D карта эпикардиальных потенциалов для момента вершины R зубца, показана на рис. 2. В программе предусмотрена возможность наблюдать изменение 2D карты в динамическом режиме для выбранных сегментов кардиоцикла.

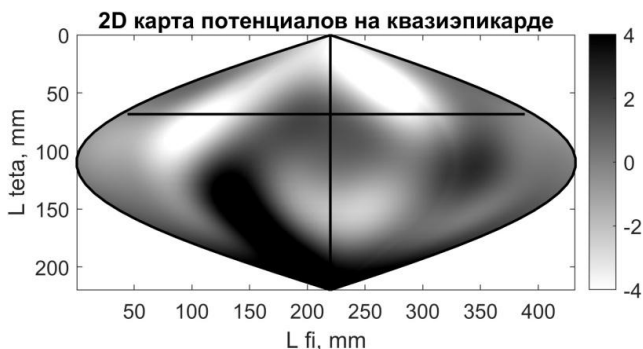


Рис. 2 – 2D карта распределения эпикардимального потенциала для момента вершины R зубца

Таким образом, появляется возможность наблюдения изменений в распределении потенциала на поверхности сердца в течение кардиоцикла, а также оценки изменения размеров областей возбуждения. Ожидается, что эти параметры будут полезны при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний.

Библиографический список

1. Титомир Л.И., Трунов В.Г., Айду Э.А.И. Неинвазивная электрокардиотопография. – М.: Наука, 2003. 198 с.
2. Леонов А.С. Решение некорректно поставленных обратных задач: Очерк теории, практические алгоритмы и демонстрации в МАТЛАБ. –М.: Либроком, 2010.–336 с.
3. Современные технологии неинвазивной кардиодиагностики / Бодин О.Н., Крамм М.Н., Ожигенов К.А., Рахматуллоев Ф.К. // Алматы: ТОО «Лантар Трейд», 2021 – 249 с.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА ПРИБОРА КОНТРОЛЯ И УПРАВЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЕМ В ЭНДОТРАХЕАЛЬНЫХ ТРУБКАХ

П.А. Муравьев, А.С. Поляев

Научный руководитель – В.П. Захаров, д.ф.-м.н., профессор, зав. кафедрой лазерных и биотехнических систем

ФГАОУ ВПО «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева», г. Самара

Разработан прибор контроля и управления давлением в эндотрахеальных трубках. Проведены испытания прибора

Ключевые слова: искусственная вентиляция лёгких, эндотрахеальная трубка.

DEVELOPMENT OF A PRESSURE MONITORING AND CONTROL DEVICE IN ENDOTRACHEAL TUBES

P.A. Muravyev, A.S. Polyayev

Scientific supervisor – V.P. Zakharov, Ph.D., Professor, Head of the Department of Laser and Biotechnical Systems

Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education «Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev», Samara

A device for monitoring and controlling pressure in endotracheal tubes has been developed. Device has been tested.

Keywords: artificial lung ventilation, endotracheal tube.

Ежегодно около одного миллиона россиян находятся на ИВЛ. Пациент подключается к аппарату ИВЛ посредством эндотрахеальной трубки (ЭТТ). ЭТТ напрямую соприкасается со слизистой трахеи и голосовых связок, и уже через 6 часов от начала процедуры ИВЛ начинают развиваться осложнения. Манжета ЭТТ герметизирует дыхательные пути пациента. Рекомендованное давление в манжете ЭТТ составляет 25 см водного столба. Повышение давления в ЭТТ может привести к развитию необратимых осложнений слизистой трахеи. В настоящее время контроль за давлением в ЭТТ осуществляется пальпацией пилотного баллона ЭТТ несколько раз в сутки медицинским персоналом. Для автоматизации и повышения точности процесса измерения давлением в манжете ЭТТ и профилактики осложнений при ИВЛ авторами был разработан прибор контроля и управлением давлением в манжете ЭТТ.

Прибор работает в трёх режимах: режим поддержания постоянного давления в манжете ЭТТ, режим изменения давления в манжете ЭТТ синхронно с ритмом дыхания пациента с частичной дефляцией манжеты ЭТТ, режим изменения давления в манжете ЭТТ синхронно с ритмом дыхания пациента с полной дефляцией манжеты ЭТТ. Второй и третий режим работы прибора предлагается применять для профилактики вентилятор-ассоциированных пневмоний, стенозов трахеи. Манжету ЭТТ можно сдувать в фазу выдоха пациента без ущерба для проводимой вентиляции лёгких.

Прибор состоит из системы управления с интерфейсом, позволяющим задавать режимы работы и отображающей значение давления в манжете ЭТТ, датчика потока воздуха размещенного в дыхательном контуре пациента и пневматического контура.

Пневматический контур включает в себя трубку для подключения ЭТТ или ТТ, два клапана переключения давления, клапан аварийного сброса давления, датчик давления и воздушный насос. Манжета ЭТТ или ТТ является частью одноразовой ЭТТ или ТТ стороннего производителя, подключаемая к патентуемому аппарату посредством Луер Лок разъёма. Клапан переключения давления представляет собой 3-х ходовой клапан.

Система управления получает данные о фазе дыхания пациента по датчику потока, расположенного в дыхательном контуре пациента.

Система управления с интерфейсом состоит из микроконтроллера, подключенного к жидкокристаллической дисплейной панели с соответствующими переключателями управления. Микроконтроллер запрограммирован через программный порт, и считывает через аналоговый вход показания датчика давления в манжете, показания датчика потока и уровень заряда батареи. Показания уровня заряда батареи задаётся системой электропитания, которая включает в себя выносной блок питания на 12 В, и аккумуляторный блок с зарядным устройством. Микроконтроллер постоянно выводит на дисплейную панель считанные через аналоговый порт данные. Микроконтроллер, находящийся в аппарате, непосредственно управляет воздушным насосом и клапанами регулирования давления по контуру обратной связи по давлению. Микроконтроллер напрямую подсоединён к зуммеру и светодиоиду, сигнализирующему об аварийной ситуации.

Предохранительный клапан сброса давления контролирует давление в пневматическом контуре (и, следовательно, давление в манжете) независимо от микроконтроллера. Как только давление в манжете достигает точки срабатывания предохранительного клапана, то он срабатывает, что приводит к снижению давления в манжете до безопасного.

В фазу вдоха микроконтроллер переключает клапаны регулирования давления на накачку манжеты и включает воздушный насос до тех пор, пока не будет достигнут верхний заданный уровень давления.

В фазу выдоха микроконтроллер переключает клапаны регулирования давления на дефляцию манжеты и включает воздушный насос до тех пор, пока не будет достигнут нижний заданный уровень давления.

Микроконтроллер выводит соответствующее сообщение на дисплей и включает светодиодную и звуковую сигнализацию при аварийных ситуациях.

При экстубации (удалении ЭТТ или ТТ из дыхательных путей пациента) специалист по дыханию переводит аппарат в режим дефляции манжеты ЭТТ или ТТ. Тогда микроконтроллер переключает клапаны регулирования давления на дефляцию манжеты и включает воздушный насос до полного откачивания воздуха из манжеты.

Изобретённый прибор способен принимать данные о дыхательном цикле пациента от аппарата ИВЛ посредством последовательного или параллельного интерфейса при наличии у аппарата ИВЛ данной опции.

Медицинский работник задаёт целевое давление в манжете ЭТТ, уровень и частоту дефляции манжеты.

В ходе научной работы была разработана электрическая принципиальная схема аппарата, печатная плата и корпус прибора, написана программа для микроконтроллера и проведены испытания прибора с аппаратами ИВЛ разных производителей и с ЭТТ разных размеров и производителей. В качестве аппаратов ИВЛ были использованы: АВЕНТА-М, ТРИТОН МВ-200, DraegerEvita, MindraySV-300.

Сначала был протестирован первый режим аппарата (поддержание постоянного уровня давления в манжете ЭТТ) в следующих режимах ИВЛ: SIMV, SIMV/ASB, IPPV, VIPAP, VIPAP/ASB, CPAP, CPAP/ASB, MMV, MMV/ASB. Параметры вентиляции: дыхательный объем от 100 до 1000 мл, частота дыхания 8-60 вдохов в минуту, ПДКВ 0-5 см. водного столба. Давление в манжете ЭТТ было постоянным и не зависело от режима и параметров вентиляции. Таким образом, можно сделать вывод, что первый режим работы аппарата подходит для всех режимов вентиляции.

Второй режим работы (с частичной дефляцией манжеты ЭТТ до 15 см H₂O) аппарата был опробован в следующих режимах ИВЛ: SIMV, SIMV/ASB, IPPV, VIPAP, VIPAP/ASB. Аппарат показал свою работоспособность во всех данных режимах вентиляции.

Датчик потока аппарата воспринимает изменение направления потока в контуре пациента при заданном дыхательном объеме от 100 мл. Максимальной границы не зафиксировано.

Аппарат успевает накачивать и сдувать манжету ЭТТ при максимальной частоте дыхания пациента 60 вдохов в минуту и временем вдоха 0,4 с.

Третий режим работы (с частичной дефляцией манжеты ЭТТ до 15 см H₂O) аппарата был опробован в следующих режимах ИВЛ: SIMV, SIMV/ASB, IPPV, VIPAP, VIPAP/ASB. Аппарат показал свою работоспособность во всех данных режимах вентиляции. Далее были изучены граничные условия настроек режимов вентиляции для аппарата для профилактики стенозов трахеи при искусственной вентиляции легких в третьем режиме работы.

Аппарат успевает накачивать и сдувать манжету ЭТТ при максимальной частоте дыхания пациента 60 вдохов в минуту и временем вдоха 0,4 с. Время накачивания манжет ЭТТ от 0 до 25 см H₂O менее 0,5 с. Дефляция манжеты происходит менее 0,5 с.

С помощью эталонного цифрового манометра была оценена погрешность измерения давления в манжете ЭТТ. Абсолютная погрешность измерения давления в манжете составила ЭТТ 2 см H₂O. Рабочий диапазон давления в пневматической части системы составил 1-50 см H₂O.

Результаты работы аппарата не зависят от марки аппарата ИВЛ и производителя ЭТТ. Это обусловлено стандартными режимами ИВЛ и параметрами ЭТТ.

Время работы от аккумулятора в ходе эксперимента составило 5ч 35 минут.

Потребляемый ток аппарата 110мА, мощность 24,2 Вт.

В дальнейшем планируется проведение испытаний прибора на модели дыхательной системы человека для оценки эффективности удаления секрета из дыхательных путей пациента.

Библиографический список

1. Паршин В.Д. Хирургия рубцовых стенозов трахеи / В.Д Паршин. М.: Изд-во РНЦХ, 2003. – 152 с.
2. Патент РФ № 2733 970 С1, МПК А61М 16/04. Система комплексной профилактики осложнений искусственной профилактики лёгких. Опубликовано: 08.10.2020, Бюл. № 28.

УДК 616-71

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕНОЗНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РАЗЛИЧНЫХ ОПТИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ

Н.В. Ремизов, Д.С. Якименко

Научный руководитель – Артемьев Д.Н., к.ф.-м.н., доцент
ФГАОУ ВО «Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева», г. Самара

Рассмотрен метод визуализации венозной системы человека в ближнем инфракрасном диапазоне. Разработан макет экспериментального стенда для проведения экспериментальных исследований. Проведены исследования эффективности метода при использовании различных оптических компонентов: фильтров и источников излучения.

Ключевые слова: *общий анализ крови, флебэктомия, визуализатор вен, венозная система, биоткани, источники излучения, оптические фильтры.*

STUDY OF THE EFFICIENCY OF THE HUMAN VENOUS SYSTEM VISUALIZATION METHOD WITH VARIOUS OPTICAL COMPONENTS

N.V. Remizov, D.S. Yakimenko

Scientific supervisor – D. N. Artemyev, Candidate of Physical and Mathematical
Sciences, Associate Professor
Samara National Research University, Samara

The method of human venous system visualization in the near infrared range is considered. A prototype of an experimental stand for carrying out experimental researches is developed. The research of the method efficiency using different optical filters and light sources is carried out.

Key words: *general blood test, phlebectomy, vein viewer, venous system, biological tissues, light sources, optical filters.*

В современной медицинской практике широко распространены методы общего анализа крови, склеротерапии, флебэктомии. При проведении данных методов требуется обнаружить вену у пациента, что может быть затруднительным, в случае если вены не видны невооруженным глазом. Для обнаружения вен в таких случаях потребуются дополнительные проколы

тела пациента. Ошибка при обнаружении вены, например, при общем анализе крови, приведет к ошибкам на преаналитическом этапе и к недостоверным результатам диагностики.

Для предотвращения ошибок обнаружения вен, а также во избежание болей у пациента, вызванных лишними проколами в поисках вены, применяются визуализаторы вен, позволяющие подсветить невидимую вену и таким образом быстро обнаружить ее [1-4].

Визуализатор вен — это неинвазивный прибор, который позволяет получить картину расположения вен пациента, в том числе и невидимых невооруженным глазом. Основным принципом работы прибора заключается в разном поглощении света гемоглобином крови и окружающими биотканями.

В общем случае, прибор состоит из ИК-источника, детектора излучения, блока обработки изображения и дисплея, как показано на рисунке 1.

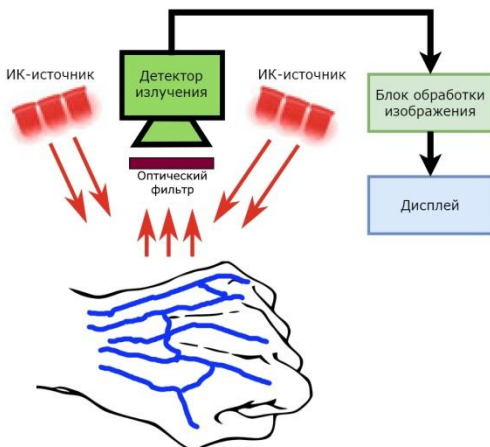


Рис. 1 – Общий принцип оптической визуализации вен

ИК-источник излучает свет в диапазоне 750-950 нм на часть тела пациента. Излучение в данном диапазоне имеет большую глубину проникновения в биоткани, по сравнению с излучением в видимом диапазоне [1,2]. При этом, за счет применения длинноволновых абсорбционных оптических фильтров, снижается влияние внешней засветки на работу прибора. Работа прибора обеспечивается только ИК-источником с известными параметрами, что обеспечивает устойчивость и воспроизводимость показаний.

В качестве детектора используется видеокамера, позволяющая выполнять регистрацию изображения в ближнем ИК-диапазоне. Камера регистрирует свет, отраженный от окружающих вены человека биологических тканей.

Блок обработки изображения выполняет цифровую фильтрацию полученного с камеры изображения для последующего вывода на дисплей.

Коммерческие визуализаторы вен, например Projection Vein Finder VIVO500S или VeinViewer Vision 2, выводят карту вен на пациента при помощи DLP-проектора.

Исследователи отмечают ряд недостатков метода: ухудшение видимости вен при наличии дефектов кожи, у темнокожих пациентов, у пациентов с избыточной массой тела, малая глубина визуализации [1-3].

Совершенствование данной технологии позволило бы облегчить проведение ряда медицинских процедур, повысить комфорт пациента и качество лечения. В существующих исследованиях недостаточно рассмотрены вопросы применения полихроматических источников, мультиспектральной съемки, гиперспектральной съемки, узкополосной визуализации в нескольких диапазонах.

В ходе данного исследования был разработан макет экспериментального стенда визуализатора вен, представленный на рисунке 2. Макет включает в себя корпус, распечатанный на 3D-принтере, обеспечивающий возможность быстрой смены оптических компонентов; 2 светодиодных ИК-источника: один с пиковой длиной волны 840 нм, второй - 950 нм, при оптической мощности 336 мВт; КМОП-матрица Sony IMX335 для регистрации изображения; оптические фильтры HWB780 и HWB830; оптический диффузор толщиной 0,6 мм. Для вывода изображения использовался персональный компьютер.

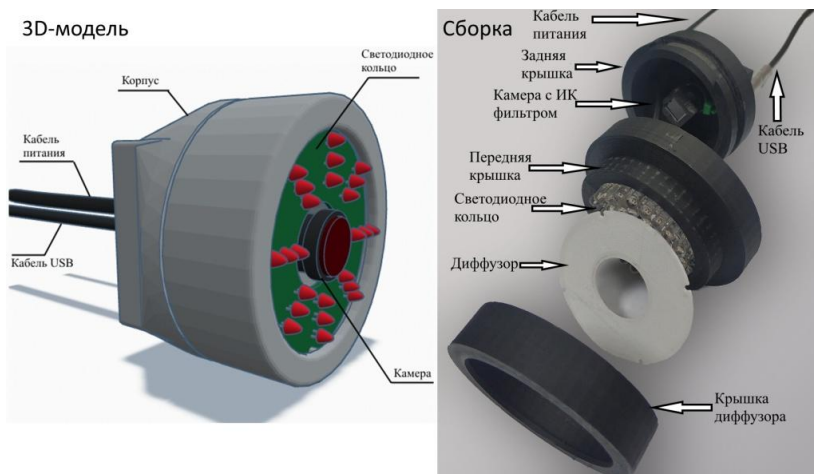


Рис. 2 – Макет экспериментального стенда визуализатора вен

В исследованиях приняли участие 40 добровольцев в возрасте 20-24 года с III фототипом кожи по Фитцпатрику. Оценивалась контрастность вен относительно поверхности кожи при использовании различных ИК-источников и отрезающих фильтров.

Испытуемый подставлял руку под стенд визуализатора вен,

расположенный на штативе на расстоянии порядка 30 см. При помощи камеры были получены фотографии руки при включенной ИК-подсветке при использовании различных объективов и ИК-источников. Дополнительная цифровая обработка изображений не выполнялась. Фотографии руки без подсветки были получены при помощи камеры смартфона. Время экспозиции - 7,7 мс.

Оценивалась контрастность вен относительно поверхности кожи для полученных фотографий следующим образом. На изображениях выделялись схожие области разрешением не менее 200x200 пикселей. Для этих областей оценивалось среднее квадратическое значение контрастности по формуле:

$$C_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad (1)$$

где x_i - нормированное значение яркости i -го серого пикселя, $0 \leq x_i \leq 1$,

n - общее число пикселей изображения,

\bar{x} - средний нормированный уровень серого.

Полученные цифровые фотографии предплечий испытуемых представлены на рис. 3.

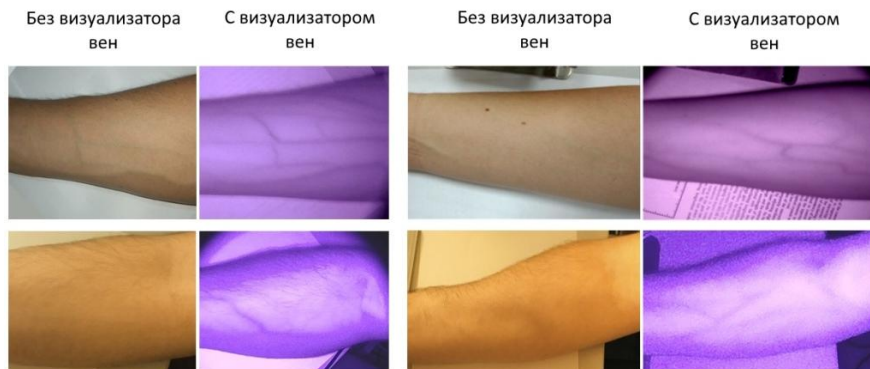


Рис. 3 – Цифровые фотографии предплечий испытуемых

В ходе исследования было получено, что для всех испытуемых контрастность вен относительно поверхности кожи на цифровых фотографиях при использовании визуализатора вен была выше, чем при использовании камеры смартфона. При этом, применение фильтра HNB830, полоса пропускания которого начинается с 830 нм, позволило получить большую контрастность при визуализации, чем применение фильтра HNB780 (780 нм). При использовании разных источников наблюдалось, что для 17 испытуемых наибольший прирост контрастности был получен при

использовании ИК-источника 940 нм, а для 23 испытуемых - при использовании источника на 850 нм. Расхождение можно объяснить индивидуальными особенностями биологических тканей конкретных испытуемых. В большинстве случаев прирост контрастности составил 100% и более. В 14 случаях прирост контрастности составлял 60% и менее, что можно объяснить большей глубиной залегания вен и различающимся составом кожного покрова испытуемых.

Библиографический список

1. Pan, C.-T. Vein Pattern Locating Technology for Cannulation: A Review of the Low-Cost Vein Finder Prototypes Utilizing near Infrared (NIR) Light to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection for Phlebotomy // C.-T. Pan [и др.] // *Sensors*, 2019. – Режим доступа: URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/16/3573> (дата обращения: 23.10.2023).
2. Francisco, M. Competitive Real-Time Near Infrared (NIR) Vein Finder Imaging Device to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection in Venipuncture for Clinical Laboratory Testing / M. Francisco [и др.] // *Micromachines*, 2021. – Режим доступа: URL: <https://www.mdpi.com/2072-666X/12/4/373> (дата обращения: 23.10.2023).
3. Marathe, M. A Novel Wireless Vein Finder / M. Marathe, N. Bhatt, R. Sundararajan // *International Conference on Circuits, Communication, Control and Computing*. – 2014. – pp. 277-280.
4. Tran, L. Designing and Building the Vein Finder System Utilizing Near-Infrared Technique / L. Tran, H. Pham // *IFMBE Proceedings book series*. – Vol. 69, 2019. – pp. 383-387.

УДК 621.317:615.47

СУТОЧНОЕ МОНИТОРИРОВАНИЕ СЕРДЦЕБИЕНИЯ ПЛОДА

О.В. Мельник, К.И. Хижняк

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

Рассмотрен принцип обработки абдоминального ЭКГ беременной женщины для оценки состояния плода путем выделения ЭКГ плода из материнской и последующей оценки его сердечного ритма с помощью портативного устройства. Произведен анализ информации об особенностях регистрации сигнала.

Ключевые слова: электрические сигналы, электрокардиография, абдоминальная электрокардиография, портативная ЭКГ-система, особенности регистрации ЭКГ плода.

DAILY MONITORING OF FETAL HEART RATE

O.V. Melnik, K.I. Khizhnyak

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

The principle of processing the abdominal ECG of a pregnant woman to assess the condition of the fetus is considered by isolating the fetal ECG from the maternal one and then assessing its heart rate using a portable device. An analysis of information about the features of signal registration was carried out.

Key words: *electrical signals, electrocardiography, abdominal electrocardiography, portable ECG system, features of fetal ECG recording.*

На сегодняшний день основным методом оценки нарушения сердечного ритма плода является ультразвуковая эхокардиография, поскольку она позволяет раздельно наблюдать как предсердную, так и желудочковую активность. Однако это достаточно дорогой и трудоемкий метод обследования, который может выполняться только в стационарных клинических условиях. К тому же данный метод является активным и не может применяться в качестве регулярного мониторинга, но иногда случаются осложнения, при которых необходимо непрерывное длительное наблюдение. В таком случае встает задача разработки портативного устройства, которое не оказывало бы негативного влияния на мать и плод, но позволяло бы осуществлять суточное мониторирование.

Использование контроля ЭКГ плода обеспечивает безопасность исследования без временных ограничений, в том числе в режиме мониторинга. В данном методе на переднюю брюшную стенку беременной женщины накладываются электроды и производится регистрация электрических сигналов, из которых затем выделяется ЭКГ плода.

Система мониторинга ЭКГ плода

Разрабатываемая система мониторинга включает в себя носимое портативное устройство сбора, хранения и передачи данных и программное обеспечение для анализа сигналов.

Схема расположения электродов для сбора абдоминальной ЭКГ содержит три абдоминальных электрода, расположенных таким образом, что сердце плода всегда будет находиться внутри треугольника, который ограничивают абдоминальные электроды [1], а также референтный электрод и выравнивающий электрод для компенсации воздействия помех. Выбранное расположение электродов позволит получить качественный сигнал электрической активности матери, и, главное, сигнал сердечной деятельности плода будет получен вне зависимости от его предлежания [2].

На рис. 1 изображена функциональная схема разрабатываемого устройства.

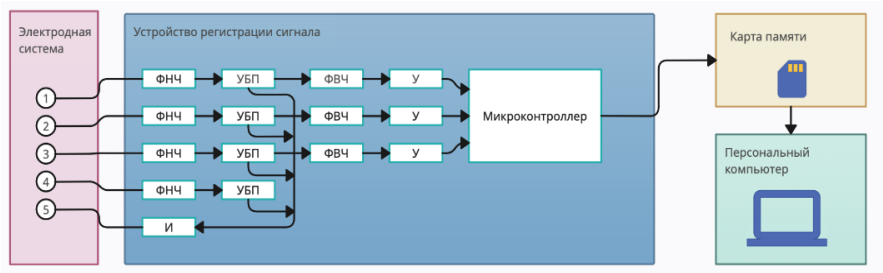


Рис. 2 – Функциональная схема устройства:
 1-3 – абдоминальные электроды, 4 – референтный электрод,
 5 – выравнивающий электрод

В соответствии с рис. 1 сигнал с абдоминальных электродов проходит через фильтр нижних частот и затем поступает на усилитель биопотенциалов, после которого фильтр верхних частот убирает низкочастотную составляющую. Следом после усиления и мультиплексирования сигнал поступает на вход аналого-цифрового преобразователя и уже с него в цифровом виде на микроконтроллер. В цепи обратной связи включен интегратор, чтобы получить необходимую амплитудно-частотную характеристику. После первичной обработки зарегистрированные сигналы записываются на карту памяти. При окончании регистрации данные необходимо передать на персональный компьютер, где производится анализ абдоминального ЭКГ с помощью специализированного программного обеспечения, разработанного в среде LabVIEW [3].

Разработан алгоритм анализа сигналов, включающий предварительную обработку, определение местоположения QRS-комплексов на ЭКГ матери, вычитание ЭКГ матери и обнаружение QRS-комплексов у плода. Программное обеспечение отображает форму волны абдоминальной ЭКГ, а также обрабатывает и анализирует данные длительностей RR-интервалов и частоте сердечных сокращений плода. В результате выделения и подсчета ударов сердца плода программное обеспечение позволяет сделать вывод о возможном наличии гипоксии, дистресса или пороков сердца.

Особенности регистрации суточной абдоминальной ЭКГ

Так как суточное мониторирование предполагает движение матери и плода, необходимо рассмотреть особенности съема сигнала.

Во-первых, важным аспектом получения качественного сигнала является правильный выбор электродов. Рекомендуется использовать хлор-серебряные. Они имеют хорошую проводимость, обладают низким уровнем шума, удобны в использовании и не вызывают неприятных ощущений у пациентов. Однако в режиме мониторирования применения таких электродов может сопровождаться появлением помех, связанных с поляризацией электродов и ухудшением качества контакта. Альтернативным подходом

является использование бесконтактных (емкостных) электродов ЕРІС (Electric Potential Integrated Circuit) [4]. Этот тип датчиков не требует никаких специализированных составов, улучшающих качество контакта. Для получения качественного ЭКГ-сигнала достаточно расположить датчик на теле пациента или в непосредственной близости от него.

Во-вторых, результаты зависят от положения тела беременной женщины, в котором регистрируется ЭКГ. При записи абдоминального сигнала в позе стоя эффективность обнаружения R-зубца плода хуже, чем в положении на спине или сидя. Причиной этого является физиология. В стоящем состоянии у плода больше места и больше времени для движения, что приводит к ухудшению качества сигнала. Согласно [5], достижимая чувствительность и точность обнаружения R-зубца плода при различных положениях тела пациенток представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Точность и чувствительность алгоритмов при различных положениях пациента

Положение пациента	Чувствительность	Точность
Стоя	97,38-100%	92,20-95,05%
Сидя	99,27-100%	98,20-100%
На спине	99,28-100%	96,60-100%

Согласно приведенным данным, точность измерения устройства при положении «стоя» ниже, чем в других положениях. По этой причине важно пояснить пациенткам, что излишняя активность во время суточного мониторинга может привести к неправильной интерпретации результатов.

Таким образом, суточное мониторирование сердцебиения плода с использованием автоматизированного анализа абдоминальной ЭКГ является недорогим и удобным методом, который не причиняет вреда матери и плоду во время беременности. Однако для повышения диагностической эффективности предлагаемых решений необходимо учитывать особенности регистрации длительных записей в условиях повседневной жизни пациенток.

Библиографический список

1. Киселева Е.Ю., Толмачев И.В. Разработка программно-аппаратного комплекса для мониторинга системы мать-плод //Биомедсистемы2007: материалы конференции. – Рязань: 2007. – С. 165-167.
2. Киселева Е.Ю., Толмачев И.В. Основные принципы получения информации о состоянии системы мать-плод // Биомедсистемы-2007: материалы конференции. – Рязань: 2007. – С. 80-84.
3. Мельник О.В., Хижняк К.И. Система регистрации сердцебиения плода на основе анализа электрокардиографического сигнала // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и

- робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2022: сб. тр. XXXV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 7-9 декабря 2022 г. С. 32-35.
4. Searle, A & Kirkup, L. 2000. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. Date of retrieval 7.10.2013.
 5. Yuwei Zhang, Aihua Gu Zhijun Xiao, Yantao Xing and other. Wearable Fetal ECG Monitoring System from Abdominal Electrocardiography Recording // National Library of Medicine: Biosensors (Basel), 2022. Vol. 12, No. 7. pp. 475.

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

УДК658.5.012.7

ПРИМЕНЕНИЕ ДИАГРАММЫ ИСИКАВЫ КАК ИНСТРУМЕНТА АНАЛИЗА ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ БРАКА НА ПРОИЗВОДСТВЕ

Д.М. Лобанов, С.В. Губарева

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

Рассмотрен принцип построения причинно-следственной диаграммы, позволяющей определить источники возникновения брака в производственном процессе.

Ключевые слова: статистические методы, диаграмма Исикавы, производственный процесс.

APPLICATION OF THE ISHIKAWA DIAGRAM AS A TOOL FOR ANALYZING THE CAUSES OF DEFECTS IN PRODUCTION

D.M. Lobanov, S.V. Gubareva

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

The principle of constructing a cause-and-effect diagram is considered, which allows determining the sources of marriage in the production process.

Key words: statistical methods, Ishikawa diagram, production process.

В процессе осуществления любой деятельности, так или иначе, возникают несоответствия. В производственной деятельности это брак изделий, выход производственных процессов из строя и т.д. В деятельности по оказанию услуг и выполнению работ имеют место несоответствия самой услуги/работы, сроков исполнения, несоответствия количества и качества используемых ресурсов. Даже в бытовой деятельности могут быть несоответствия.

Следовательно, нужно предпринимать меры для их устранения или хотя бы минимизации. Для этого необходимо анализировать выходные данные. Это могут быть параметры изделий, зафиксированные параметры процесса, то есть любые количественные и/или качественные данные, которые каким-то образом описывают продукцию или процесс.

Для многогранного анализа данных, по крайней мере, на производственных предприятиях широко распространены и активно применяются статистические методы управления качеством. Они представляют собой набор инструментов для анализа и интерпретации данных. Существующие на данный момент статистические методы

предлагают различные способы описания, анализа и выводов о данных с помощью математических и статистических моделей.

С помощью совокупности инструментов, представляющих собой статистические методы управления качеством методов можно сделать статистические выводы на основе предоставленных данных, а также определить, насколько результаты исследования статистически значимы и применимы к общей популяции. Они позволяют проводить тестирование гипотез и проверять наличие зависимостей или различий между переменными.

Статистические методы также используются для прогнозирования и моделирования будущих событий на основе исторических данных. Они являются основой для принятия решений в различных областях, таких как маркетинг, экономика, наука о данных, медицина и т.д.

Кроме того, статистические методы помогают оценивать вероятности и риски, анализировать тренды и регулярности, а также определять степень значимости и надежности полученных результатов. Они позволяют делать обобщения на основе ограниченных наблюдений и установить статистическую связь между переменными.

На современном этапе развития науки и техники существует 7 основных и 7 новых статистических методов управления качеством.

Основные:

- контрольный листок регистрации данных;
- стратификация данных;
- гистограмма;
- диаграмма Исикавы;
- диаграмма Парето;
- диаграмма рассеяния;
- контрольные карты.

Новые:

- диаграмма сродства;
- древовидная диаграмма;
- матричная диаграмма;
- диаграмма связей;
- диаграмма осуществления программы;
- стрелочная диаграмма;
- диаграмма потока.

Стоит заметить, что такие новые инструменты, как диаграмма сродства, древовидная диаграмма и диаграмма связей, так или иначе, являются производными диаграмма Исикавы.

При управлении любым процессом важно уметь выявлять, классифицировать, структурировать, определять взаимодействия между причинами и факторами, влияющими на процесс. При этом, как правило, подобных причин и факторов может быть множество, а взаимосвязи между

ними не всегда просты и однозначны. Некоторые взаимосвязи можно выявить, осуществляя наблюдение за процессом, его мониторинг, собирая статистические данные. Знание и понимание этих взаимосвязей жизненно необходимо, ведь невозможно управлять чем-либо, не зная, что и как влияет на объект управления. Обеспечить это понимание позволяет диаграмма Исикавы, именуемая также диаграммой причин и результатов, причинно-следственной диаграммой или диаграммой «рыбий скелет» (из-за визуального сходства).

Диаграмма Исикавы – это инструмент, который используется для визуализации и анализа причин возникновения определенной проблемы или ситуации. Цель диаграммы Исикавы – идентифицировать все возможные факторы и причины, которые могут влиять на конкретную проблему, чтобы определить основные и наиболее значимые факторы, которые подлежат улучшению. Эта информация позволяет команде или организации разработать эффективные стратегии и решения для решения проблем. Диаграмма Исикава состоит из нескольких элементов. Основное «рыбье» тело представляет основную проблему, которая отображается в виде горизонтальной линии. К ней прикреплены вертикальные прямые линии, которые представляют различные категории или группы причин, которые могут привести к возникновению данной проблемы.

Эти области, называемые «рыбьими костями», обычно выбираются в соответствии с конкретной проблемой и могут быть, например, «люди», «процессы», «оборудование», «материалы» и «среда».

Существуют установленные методы стратификации данных для построения диаграммы Исикавы.

- 1) Метод 5М: человек, оборудование, материалы, измерения, метод.
- 2) Метод 6М: 5М + производственная среда.
- 3) Метод 7М: 6М + техническое обслуживание.
- 4) Метод 8М: 7М + деньги.
- 5) Метод 9М: 8М + понедельник.

Вариант стратификации 9М является самым новым видом и включает в себя фактор «понедельник», так как считается, что в этот день происходит больше сбоев в работе, возникает больше несоответствий и т.д.

В каждой из категорий «рыбьих костей» происходит дальнейшее разделение на более детализированные причины или факторы, которые могут быть связаны с проблемой. Это отображается в виде меньших линий, и каждая из них представляет отдельный фактор, который может быть потенциальной причиной проблемы.

Процедура построения диаграммы сводится к следующему:

- 1) Справа посередине листа (рабочей области, при построении диаграммы с помощью программных средств) необходимо указать объект исследования, которым, как уже упоминалось выше, может быть показатель, проблема, цель и т.д. Она будет являться «головой» скелета. Для более наглядного выделения ее можно заключить в цветной прямоугольник;

2) Изобразите прямую линию со стрелкой, идущую от левой стороны листа (рабочей области) к прямоугольнику с объектом исследования. Эта линия будет изображать хребт рыбьего скелета (диаграммы Исикавы);

3) Укажите на диаграмме главные причины (факторы), влияющие на объект исследования. Они изображаются линиями (большими костями) со стрелками, проведенными вертикально под наклоном к хребту скелета. Сверху над линиями указываются наименования главных причин (факторов). Согласно приведенному на рис. 1 алгоритму, главные причины должны быть проранжированы, и те из них, которые имеют более высокий ранг (значимость, весомость) располагаются ближе к голове рыбьего скелета;

4) Укажите на диаграмме причины второго уровня. Они изображаются горизонтальными линиями (средними костями) со стрелками, входящими в соответствующие главные причины (причины первого уровня). Их наименования при этом обычно указывают со стороны линии, не имеющей стрелки.

5) Укажите причины третьего уровня. Их следует изображать линиями со стрелками вертикально под углом к соответствующим причинам второго уровня (средним костям). Эти линии называют мелкими костями, а их наименования указывают над линиями.

В качестве примера проанализируем причины появления брака на производстве и построим диаграмму Исикавы согласно алгоритму, приведенному на рис. 1.



Рис. 1 – Алгоритм построения диаграммы Исикавы

Вероятность возникновения брака на производстве зависит от ряда параметров, среди которых можно выделить следующие:

- Рабочий персонал;

- Оборудование;
- Сырьё и материалы;
- Технологический метод.

Рабочий персонал, отвечающий за разработку изделия, должен обладать достаточным опытом работы и качественным профильным образованием. Помимо этого, здоровье рабочего также влияет на производительность его труда, и, следовательно, на вероятность возникновения брака изделия.

Также на вероятность возникновения брака изделия влияет оборудование, на котором оно изготавливалось. Условия эксплуатации и изношенность оборудования могут серьёзно повлиять на конечный результат.

Не менее важным моментом является качество сырья и материалов. Чем лучше условия хранения, устойчивость материала, тем вероятность получить в конечном итоге бракованное изделие уменьшается.

Вероятность брака может быть обусловлена наличием качественных инструментов в процессе производства и технологическим методом, используемого оператором. Если рабочий не будет соблюдать правильной технологии при изготовлении изделия, вероятность брака в разы увеличивается. Пример диаграммы Исикавы приведен на рис. 2.



Рис. 2 – Диаграмма Исикавы

Таким образом, можно сделать вывод о достоинствах причинно-следственного анализа в рамках статистического анализа причин возникновения несоответствий. Диаграмма Исикавы визуализирует качественные данные о процессе, позволяет их систематизировать, а также служит инструментом для удобного использования результатов анализа. В ней легко ориентироваться и наглядно видеть связи между факторами и причинами.

Библиографический список

1. Волкова С.В., Губарев А.В. Роль статистических методов в выявлении несоответствий технологического процесса производства труб // Электронный журнал NovaInfo.Ru – 2016 г. – № 53-1 С. 30-35
2. Клячкин В.Н. Статистические методы в управлении качеством: компьютерные технологии / В.Н Клячкин. - М.: Финансы и статистика, 2009. - 304 с.
3. Логанина В.И. Статистические методы управления качеством продукции / В.И. Логанина и др. - М.: КДУ, 2008. - 242 с.

УДК 65.018

ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ РЕЗУЛЬТАТИВНОСТИ СИСТЕМЫ МЕНЕДЖМЕНТА КАЧЕСТВА

А.А. Рубцова, А.В. Губарев

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

Рассмотрены способы оценки результативности системы менеджмента качества в организациях. Дана краткая характеристика каждого метода оценки результативности СМК и обоснована целесообразность их применения.

Ключевые слова: *система менеджмента качества, СМК, результативность, требования.*

APPROACHES TO ASSESSING THE EFFECTIVENESS OF THE QUALITY MANAGEMENT SYSTEM

A.A. Rubtsova, A.V. Gubarev

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

The methods of evaluating the effectiveness of the quality management system in organizations are considered. A brief description of each method of evaluating the effectiveness of the QMS is given and the expediency of their application is justified.

Key words: *quality management system, QMS, effectiveness, requirements.*

Существует большое количество методов оценки результативности системы менеджмента качества (СМК). В соответствии с требованиями ГОСТ Р ИСО 9001 руководство каждой организации самостоятельно решает, какие способы использовать для оценки и повышения результативности собственной системы менеджмента качества [1].

У большинства Российских предприятий внедренная система менеджмента качества подтверждена сертификатом соответствия ISO 9001.

Кроме ГОСТ Р ИСО 9001, для создания и развития СМК также

применяются другие нормативные документы. В организациях военно-промышленного комплекса построение СМК основывается на принципах, установленных ГОСТ РВ 0015-002-2020 и ОСТ 134-1028-2012, в медицине используется ГОСТ Р 52249-2009, в нефтегазовой отрасли – ГОСТ Р ИСО 29001-2023.

Как правило, оценка результативности СМК строится по иерархической структуре, то есть для оценки результативности используется средневзвешенная оценка критериев, выбранных организацией (показателей первого уровня). В качестве таких показателей, часто выбирают:

- а) удовлетворенность заказчиков (потребителей) качеством выпускаемой организацией продукции;
- б) соответствие продукции определенным требованиям;
- в) соответствие организации (действующей СМК) требованиям нормативной документации;
- г) качество продукции поставляемой поставщиками.

Это далеко не весь список, применяются и другие показатели, выбираемые в зависимости от особенностей деятельности организации.

По способу установки показателей оценки результативности в организациях чаще всего применяются три основных подхода:

- а) по реализации установленных требований;
- б) на основании конкретных показателей;
- в) по степени достижения целей [2].

При оценке результативности по реализации установленных требований СМК считается результативной, если требования выбранного стандарта реализованы и система работает стабильно. Такая оценка применима на этапе внедрения СМК. При таком способе оценка является более формальной и не отражает результатов самой деятельности организации по процессам. Подход удобен для поиска наиболее проблемных мест в организации, совершенствования и развития системы. Для внедренной и развитой системы данный подход оценки результативности является неэффективным, так как все требования уже учтены и реализованы.

Подход, основанный на оценке результативности по конкретным показателям, является удобным для оценки деятельности организации в целом. В данном методе показатели результативности ориентированы на оценку того, насколько успешно и стабильно функционирует СМК. Подход основан на расчете интегрального показателя результативности. Методика расчета и критерии результативности устанавливаются организацией самостоятельно и зависят от направления ее деятельности и степени контроля со стороны руководства процессов СМК. Интегральный показатель сравнивается с установленными критериями результативности. Так как критерии, а также весовые коэффициенты устанавливаются организацией самостоятельно, то интегральный показатель носит субъективный характер. Несмотря на это, данный подход считается удобным, поэтому для оценки результативности СМК иногда достаточно этого метода. При этом он часто

не учитывает быстрое изменение внешней среды организации. В этом случае применяется третий подход.

Оценка результативности по степени достижения цели позволяет более детально рассматривать все процессы СМК, а также проблемы ее функционирования. Оценка результативности СМК проводится на основе оценки степени достижения установленных целевых показателей в области качества за исследуемый год. При использовании этого подхода, определяют процессы СМК и соответствующие показатели, которые оцениваются с определенной периодичностью, и вычисляют комплексный показатель результативности СМК.

Такой подход требует высокой ответственности руководства за установку правильных целей (показателей результативности). Третий метод подходит для организаций с выстроенной и стабильной СМК [3].

Применение каждого из методов зависит от области деятельности организации и целей оценки результативности. Первый метод рекомендован к применению в основном для новых систем.

Второй подход применим для организаций с уже развитой СМК. Он основывается на детальной оценке результатов процессов и рекомендован для организаций с установившейся системой.

Третий подход является наиболее полным, и соответственно, требует хорошей подготовки как на стадии формирования целевых показателей, так и непосредственной оценки результативности.

Сравнение рассмотренных подходов показало, что подходы к оценке результативности СМК являются ситуативными, каждая организация сама выбирает способ оценки результативности, исходя из своих целей и специфики [4].

Таким образом, можно сделать вывод о том, что при оценке системы менеджмента качества необходимо не просто использовать рассмотренные подходы, но и сочетать их для достижения наилучшего представления о функционировании оцениваемой СМК.

Библиографический список

1. Ерлыченкова А.С., Губарев А.В. Совершенствование системы менеджмента качества // Сб. тр. XXXIV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2021». – Рязань: ИП Коняхин (Book Jet), 2021. С. 246-247.
2. Бортникова, К.С. Обзор методов оценки результативности на примере СМК / К.С. Бортникова, Д. М. Спиридонов. // Физика. Технологии. Инновации: сборник статей VIII Международной молодежной научной конференции (Екатеринбург, 17–21 мая 2021 г.). – Екатеринбург: УрФУ, 2021. – С. 77-87.
3. Губарев А.В., Пименова А.В. Система менеджмента риска как инструмент совершенствования деятельности организации // Сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2019».

– Рязань: ИП Коняхин (Book Jet), 2019. С. 311-313.

4. Назарова Д.И., Губарев А.В. Подходы к совершенствованию системы менеджмента качества на предприятии // Качество продукции: контроль, управление, повышение, планирование. Сборник научных трудов 4-й Международной молодежной научно-практической конференции. В 3-х томах. 2017. С. 91-93.

УДК 005.92

ПРИНЦИПЫ И УСЛОВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОННОГО ДОКУМЕНТООБОРОТА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ ДОКУМЕНТАЦИИ

Д.А. Рубцова, А.В. Губарев

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

В статье рассмотрены основные принципы и условия применения электронного документооборота технологической документации. Показано, что применение электронного документооборота технологической документации решает проблемы традиционного документооборота, а также предоставляет дополнительные преимущества в работе организации.

Ключевые слова: *электронный документооборот, система электронного документооборота, документ.*

PRINCIPLES AND CONDITIONS OF APPLICATION OF ELECTRONIC DOCUMENT FLOW OF TECHNOLOGICAL DOCUMENTATION

D.A. Rubtsova, A.V. Gubarev

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

The article discusses the basic principles and conditions for the use of electronic document management of technological documentation. It is shown that the use of electronic document management of technological documentation solves the problems of traditional document management, and also provides additional advantages in the work of the organization.

Key words: *electronic document management, electronic document management system, electronic document.*

Традиционный (бумажный) документооборот уже несколько лет активно заменяется электронным в организациях, занимающихся различными видами деятельности. Это связано с тем, что в настоящее время электронные документы приобретают все большую популярность благодаря сокращению времени их обработки, возможности удаленно заниматься делопроизводством и, как следствие, сокращению бумажной волокиты.

Электронный документооборот (ЭДО) базируется на принципах управления бизнес-процессами, в ходе выполнения которых создаются и перемещаются документы от одного участника к другому. ЭДО технологической документации осуществляется на основе применения специальных систем – систем электронного документооборота (СЭД). Учитывая, что понятия ЭДО и СЭД неразрывно связаны, можно выделить некоторые основные принципы ЭДО [2, 5]:

1) реализация программной платформой, используемой в СЭД, функций хранения, поиска документов, а также поддержание системы обмена сообщениями между пользователями. Это один из важнейших принципов, определяющих саму суть работы любой СЭД, так как хранение, поиск документов и общение между собой пользователей является основой для быстрого создания, обработки и хранения документов;

2) осуществление поддержки распределенной обработки информации, то есть документ должен отправляться только тем пользователям, для которых он предназначен с целью, например, его согласования, утверждения или редактирования. Этот принцип не позволяет ошибочно отправить документ, например, не тому исполнителю, или создать массовую рассылку документа всем пользователям вместо одного строго определенного;

3) масштабируемость – обуславливается набором поддерживаемых платформ, максимальным количеством пользователей, числом уровней структур системы. Данный принцип определяет уровень производительности информационной системы, то есть ее возможность работы с тем потоком и объемом информации, который будет реализован после внедрения СЭД;

4) открытость архитектуры и возможность интеграции с другими приложениями необходима для того, чтобы организация, внедряющая систему ЭДО, имела возможность настраивать систему под конкретную организацию-заказчика, убрав одни элементы и добавив другие;

5) возможность интеграции с другими приложениями, которая нацелена прежде всего на обеспечение удобства использования системы и сокращения времени работы с документами;

6) поддержка различных типов и форматов документов, с которыми работает система, в том числе поддержка работы с несколькими версиями документа и возможность отслеживания связи документов;

7) коллективная работа с документами заключающаяся в обеспечении возможности совместной работы группы исполнителей над одним или несколькими документами;

8) возможность работы по «свободной» схеме (гибкая маршрутизация). Этот принцип означает, что в системе маршрут исполнения документа не должен быть жестко фиксирован. Иногда исполнение для отдельных документов может отличаться от стандартного бизнес-процесса, принятого в организации, что может затруднить работу по его исполнению и обработке;

9) контроль прохождения и исполнения документов. Руководитель организации, или иное лицо, назначенное ответственным за исполнение

документа, должен иметь возможность в полной мере и в режиме реального времени отслеживать на какой стадии исполнения он находится;

10) выявление особенностей настройки продукта под нужды конкретного заказчика. Этот принцип тесно связан с принципом открытости архитектуры систем ЭДО и заключается в возможности учета особенностей ведения делопроизводства в конкретной организации и настройки системы для нее.

Принципы ЭДО позволяют оперативно и объективно вести контроль прохождения документов в организации, а также быстро выяснить, на каком этапе обработки они находятся.

С документами любого содержания необходимо выполнять определенные действия: принимать, отправлять, регистрировать, передавать по назначению, контролировать ход исполнения, накладывать резолюции. Для решения таких задач предназначены специализированные СЭД. Для успешного применения организацией ЭДО существует несколько условий [3]:

- активное участие руководства организации в использовании ЭДО. Оперативное решение организационных вопросов, связанных с внедрением СЭД, а также влияние на руководителей среднего звена и подчиненных, сопротивляющихся инновациям, будут способствовать успешной реализации поставленной цели;

- соблюдение этапов установки, которое позволит выдержать необходимые сроки и уложиться в бюджет;

- заинтересованность ключевых пользователей – одно из ключевых условий успешного применения ЭДО в организации. Рабочей группе по внедрению необходимо учитывать интересы сотрудников, которым в дальнейшем предстоит непосредственно работать в программе;

- грамотная подготовка проектной документации позволит избежать разногласий между исполнителем и заказчиком в процессе эксплуатации системы.

Стоит отметить, что эффективное функционирование СЭД возможно при весьма важном условии, а именно СЭД должна полностью соответствовать и совмещаться со сложной инфраструктурой организации [1].

Соблюдение перечисленных условий и принципов ЭДО гарантирует более результативное внедрение системы ЭДО. Это связано с настройкой системы, которая будет учитывать требования конкретного заказчика, возможностью промежуточного контроля за движением документов, необходимостью наличия специальных возможностей системы по оповещению о нарушениях в процессе работы с документами и их прохождению.

Кроме перечисленных условий, следует отметить, что внедрение любой системы ЭДО требует законодательного урегулирования. При внедрении ЭДО необходимо учитывать следующие основополагающие нормативные правовые акты Российской Федерации, определяющие нормы и требования у организации информационного взаимодействия между субъектами ЭДО: Гражданский кодекс Российской Федерации, Федеральный закон от

06.04.2011 № 63-ФЗ «Об электронной подписи», Федеральный закон от 27.07.2006 № 149-ФЗ «Об информации, информационных технологиях и о защите информации», Федеральный закон от 27.07.2006 № 152-ФЗ «О персональных данных» [1].

Внедрение СЭД в деятельность организации требует пересмотра установленного порядка внутреннего документооборота, возможно даже его реинжиниринга. Это связано с тем, что такая система предполагает определенную степень автоматизации работы с документами, что влечет за собой изменение должностных инструкций и обязанностей. [4] Кроме того, невозможно точно перевести отдельные службы на ЭДО, поскольку это повлияет на внутри и межведомственное взаимодействие структур. Такие последствия обусловлены тем, что каждая организация имеет свои специфические особенности, которые не всегда учитываются при разработке новой системы. Также, процесс перехода на ЭДО может сопровождаться сопротивлением со стороны сотрудников, привыкших работать с бумажными документами, что требует особого внимания руководителей соответствующих структурных подразделений.

Таким образом, ЭДО подразумевает такой способ организации делопроизводства в организации, при котором основная часть технологической документации создается, используется и хранится в электронном виде с помощью использования специализированного класса программного обеспечения – СЭД. ЭДО имеет ряд специфических особенностей, связанных с выделенными в статье принципами ЭДО, а также соблюдением необходимых условий его использования.

Библиографический список

- 1 Беляя Т.Р. Автоматизированная система документационного обеспечения управления: организация создания АС ДОУ // Делопроизводство. – 2010. – № 3. – С. 40-47.
- 2 Кузнецов С.Л. Требования к системам электронного документооборота // Делопроизводство. – 2014. – № 3. – С. 28-31.
- 3 Фот Ю.Д., Каменева Е.В. Электронный документооборот: учеб. пособие для вузов. – Оренбург: ОГИМ. – 2014. – 111 с.
- 4 Чиняков О.Е. Электронный документооборот: свойства и проблемы внедрения // Гуманитарные и политико-правовые исследования. – 2023. – № 1. – С. 43-50.
- 5 Назарцева А.А., Губарев А.В. Совершенствование процесса нормоконтроля технической документации посредством внедрения электронного документооборота // Современные инструментальные системы, информационные технологии и инновации. Сборник научных трудов 14-ой Международной научно-практической конференции. Курск: Юго-Западный государственный университет. 2019. С. 149-152.

СОЧЕТАНИЕ ЭЭГ-БИОУПРАВЛЕНИЯ С МУЗЫКАЛЬНОЙ ТЕРАПИЕЙ

Н.О. Алексеев, Е.Ю. Дикман

ФГАОУ ВО «Национальный Исследовательский Томский Политехнический Университет», г. Томск

Рассмотрен метод терапии, направленный на стабилизацию психоэмоционального состояния пациента за счет цифровой обработки сигналов ЭЭГ и получения пациентом обратной связи в виде аудио-сигнала.

Ключевые слова: биоуправление, электроэнцефалография, музыкальная терапия.

COMBINATION OF EEG-BIOFEEDBACK WITH MUSIC THERAPY

N.O. Alekseev, E.Y. Dikman

The National Research Tomsk Polytechnic University

A method of therapy aimed at stabilizing the patient's psycho-emotional state through digital processing of EEG signals and the patient receiving feedback in the form of an audio signal is considered.

Key words: biofeedback, electroencephalography, music therapy.

В настоящее время существует необходимость создания и совершенствования новых методов терапии психических и неврологических расстройств, не предполагающих медикаментозное лечение. При изучении современных видов немедикаментозной терапии, основанных на использовании технических разработок в области медицины, был выделен метод музыкальной терапии, совмещенной с анализом ЭЭГ-осцилляций пациента, как один из наиболее безопасных и высокоэффективных методов, основанных на использовании технологии биоуправления.

В основу метода положены результаты экспериментальных исследований, изложенных в литературе [1]. Согласно источнику, достижение увеличения мощности альфа-ритма ЭЭГ возможно при оказании музыкаподобных воздействий, основанных на трансформации ЭЭГ пациента. Увеличение мощности альфа-ритма субъекта сопровождается улучшением показателей самочувствия, эмоционального состояния и снижением общего уровня стресса пациента. При этом, наиболее эффективные результаты наблюдались при введении в передаваемые музыкальные сигналы ритма и такта, что позитивно влияло на восприятие сигналов испытуемыми. Отдельно была выделена частота ритма равная 1 Гц, при использовании которой было зафиксировано долгосрочное увеличение мощности альфа-ритма ЭЭГ, а показатели тестирования эмоционального состояния, общего самочувствия и уровня стресса продемонстрировали долгосрочный положительный эффект.

Частота альфа-ритма находится в диапазоне от 8 до 14 Гц, амплитуда 30-70 мкВ, с возрастом амплитуда может снижаться. Альфа-активность представляет собой вибрации между фрагментами коры и зрительным бугром, известным как корково-таламическая петля. Альфа-волны проявляются в период сенсорного покоя, умственной релаксации, глубокой релаксации, медитации или умиротворенного сознания (диссоциации).

Для анализа ЭЭГ характерны комплексные и более сложные спектрально-аналитические методы. Методы частотного анализа, оставаясь наиболее объемными и инвариантными, в то же время являются наиболее универсальными и важными для определения параметров ЭЭГ. Несмотря на то, что данные методы изначально создавались для исследования сигналов и физических процессов, впоследствии они стали активно использоваться в области электрофизиологии и анализе биомедицинских сигналов [2].

Для получения электроэнцефалограммы пациента используется международная система «10-20» (Jasper H. 1957). Данная система устанавливает методику наложения электродов, согласно которой принимаются следующие шаги: измеряется расстояние по саггитальной линии от *inion* и *nasion*, в 10% этого расстояния от *inion* устанавливается нижний лобный (Fp) саггитальный электрод и на таком же расстоянии от *nasion* устанавливается затылочный (O) саггитальный электрод. Саггитальные электроды (Fz, Cz, Pz) располагают между этими двумя на расстоянии 20% от каждого. Вторая основная линия проходит между двумя слуховыми проходами через *vertex* (Cz).

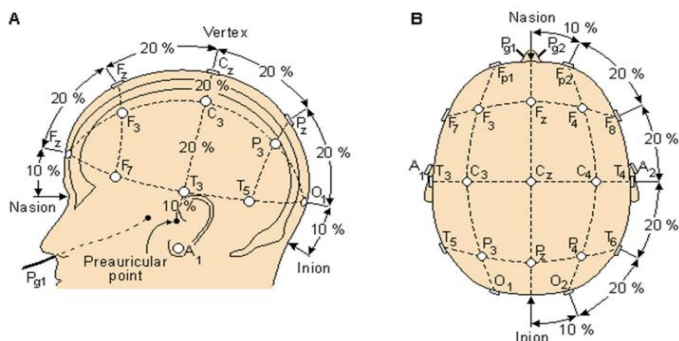


Рис. 1 – Схема расположения электродов на голове пациента

Для экспериментального подтверждения возможности цифровой обработки ЭЭГ-осцилляций с рассматриваемого отведения (Cz), возникла необходимость создания математического алгоритма обработки сигнала ЭЭГ или его записи, в котором имелась бы возможность выделить определенные параметры и частотные характеристики, получение и анализ которых позволит констатировать наличие альфа-ритма в соответствующем отведении ЭЭГ пациента, а также определить степень выраженности ритма, для дальнейших манипуляций с звуковым сигналом на основе параметров

частотных характеристик ЭЭГ. С этой целью была проведена экспериментальная работа на реальной записи ЭЭГ-отведений пациента, имеющей запись с необходимого отведения, с целью выделения доминантной частотной составляющей спектра альфа-ритма и изучения ее характеристик.

В качестве источника реальной записи ЭЭГ человека для проведения экспериментальных работ с сигналом была выбрана открытая база данных physionet.org (<https://physionet.org/>). На данном ресурсе для проведения дальнейшей работы была загружена копия базы данных EEGMAT, содержащая более 30 файлов с записью ЭЭГ. Для дальнейшей работы с записью сигнала была выбрана среда Matlab, располагающая обширным набором функций и инструментов для проведения цифровой обработки сигналов.

В качестве основной рассматриваемой частотной характеристики для выделения доминирующей частотной характеристики была выбрана спектральная плотность мощности сигнала, так как данный параметр отображает вклад различных частотных составляющих сигнала в его мощность. Для оценки спектральной плотности мощности сигнала необходимо получить ее графическое представление – периодограмму. Периодограмма предоставляет информацию о распределении мощности по разным частотам в данном сигнале.

С помощью встроенных инструментов среды Matlab, предоставляющих возможность моделирования цифровых фильтров разных типов, был реализован алгоритм получения периодограммы сигнала с Cz-отведения. В ходе работы было получено значение энергии сигнала и отдельно выделены параметры альфа-диапазона – энергия и доминантная частота (рис. 2).

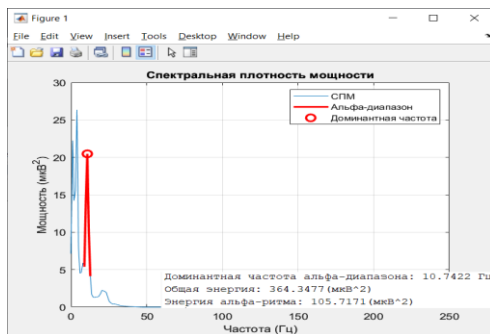


Рис. 2 – Периодограмма сигнала и альфа-ритма с рассчитанными значениями энергии

Однако, полученные значения энергии альфа-ритма могут быть недостаточно точными из-за влияния соседних с диапазоном частот и растекания спектра. Для получения более точных значений имеет смысл разделения периодограмм сигнала и альфа-ритма, используя фильтр.

В первую очередь, был использован полосовой фильтр для выделения альфа-ритма из сигнала и дальнейшего получения его периодограммы. Передаточная характеристика полосового фильтра позволяет выделить небольшой диапазон частот из всего спектра, что необходимо для анализа альфа-ритма с диапазоном 8 – 13 Гц.

После применения фильтра был реализован алгоритм получения периодограммы отфильтрованного сигнала, а также выделения доминирующей составляющей в частотной области. В конце алгоритма была рассчитана энергия отфильтрованного сигнала, соответствующего альфа-диапазону. Так как конечной целью обработки сигнала ЭЭГ является получение величины, относительно которой будет возможно изменение параметров звукового сигнала, было выбрано соотношение энергии альфа-ритма и сигнала в целом. Данное соотношение показывает, какой вклад альфа-ритм вносит в формирование всего сигнала и в явном виде отражает степень выраженности альфа-ритма.

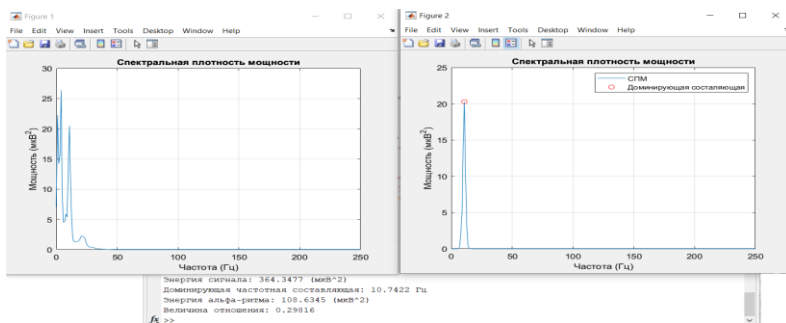


Рис. 3 – Полученное отношение энергии альфа-ритма и сигнала

Если рассматривать реальные условия, то в любом сигнале ЭЭГ альфа-ритм будет присутствовать даже при наличии противоречащих этому условиям. Однако, его влияние на СПМ и энергию сигнала будет значительно отличаться в случае яркой выраженности альфа-частот и их подавления.

Впоследствии полученное отношение может быть преобразовано для использования в качестве параметра управления звуковым сигналом, что является ключевой целью данной работы.

Библиографический список

1. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Бахчина А.В., Григорьева В.Н., Катаев А.А., Парин С.Б., Радченко Г.С., Полевая С.А. Трансформация ЭЭГ-осцилляторов пациента в музыкаподобные сигналы при коррекции стресс-индуцированных функциональных состояний // *Соврем. технол. мед.*. 2016. №1.
2. А.П. Кулаичев. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика. Изд. 4-е, перераб. и доп. - М.: ИНФРА-М, 2007, с.178-230.

УДК 006.013

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СОБЛЮДЕНИЯ ТРЕБОВАНИЙ ГОСТ Р 1.5 В СТАНДАРТАХ, УТВЕРЖДЕННЫХ ДО 2012 ГОДА

Е.Р. Давыдова, Я.Р. Чернецова

Научный руководитель – Губарева С. В., ст. преп. каф. ИИБМТ
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Проведен анализ соответствия требований к построению, изложению и оформлению основных и дополнительных элементов национальных стандартов на примере ГОСТ Р 51969–2002 «Посуда хозяйственная из специального бытового стекла. Общие технические условия».

Ключевые слова: анализ, стандарт, несоответствие, национальный стандарт.

COMPARATIVE ANALYSIS OF COMPLIANCE WITH GOST R 1.5 REQUIREMENTS IN STANDARDS APPROVED BEFORE 2012

E.R. Davydova, Y.R. Chernetsova

Scientific supervisor – Gubareva S.V., senior lecturer of the dep. PIBMT
Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

The analysis of conformity of requirements to the construction, presentation and design of the main and additional elements of the national standard on the example of GOST R 51969-2002 «Household utensils from special household glass. General technical conditions».

Key words: analysis, standard, nonconformity, national standard.

На современном уровне развития стандартизации актуален вопрос соответствия стандартов требованиям к ним.

Требования к построению, изложению, оформлению и обозначению национальных стандартов РФ утверждены в 2012 году. Следовательно, все стандарты, разработанные и утвержденные ранее 2012 года, так или иначе противоречат этим требованиям. Тем не менее, данные стандарты действуют, применяются в организациях, на их основе выпускают продукцию, оказывают услуги.

В данной работе приведен анализ национального стандарта ГОСТ Р 51969–2002 «Посуда хозяйственная из специального бытового стекла. Общие технические условия». Он утвержден ранее 2012 года, поэтому на его примере можно продемонстрировать количество и серьезность несоответствий.

Рассматриваемый документ относится к стандарту на продукцию, распространяется на производство и эксплуатацию посуды хозяйственной из специального бытового стекла, а также устанавливает общие технические условия для данного типа продукции, распространяется на хозяйственную

жаростойкую посуду из специальных бытовых стекол, а также стеклокристаллических материалов, предназначенную для приготовления в ней пищи на открытом огне, в духовых шкафах и бытовых печах типа микроволновых.

Структура ГОСТ Р 51969–2002 содержит следующие элементы:

- а) Предисловие;
- б) Область применения;
- в) Нормативные ссылки;
- г) Определения;
- д) Основные параметры и размеры;
- е) Общие технические требования;
- ж) Правила приемки;
- з) Методы контроля;
- и) Транспортирование и хранение;
- к) Приложение А (Библиография).

ГОСТ Р 1.5–2012 устанавливает правила построения стандартов и общие требования к содержанию элементов, правила изложения стандартов, правила оформления стандартов, правила обозначения стандартов. На соответствие этим правилам далее проанализируем ГОСТ Р 51969–2002. Пункт «Правила построения стандартов и общие требования к содержанию элементов» устанавливает требования к таким элементам стандарта как титульный лист, предисловие, содержание, наименование, нормативные ссылки, библиографические данные.

Анализ правильности построения стандарта

На титульном листе рабочего стандарта отсутствует полное наименование национального органа Российской Федерации по стандартизации и его логотип, что противоречит требованиям ГОСТ 1.5–2012 г части пункта 3.2, также на титульном листе неверно указан статус стандарта: вместо «Государственный стандарт Российской Федерации» должно быть указано «Национальный стандарт Российской Федерации».

Элемент «Предисловие» не соответствует требованиям пункта 3.3 ГОСТ Р 1.5–2012. Неверно обозначены пункты раздела. Пункт 1 должен называться «РАЗРАБОТАН». Пункт 2 «ВНЕСЕН». Пункт 3 «УТВЕРЖДЕН И ВВЕДЕН В ДЕЙСТВИЕ», в пункте 4, «ВВЕДЕННЫЙ ВПЕРВЫЕ», также в предисловии не указана информация о правилах применения стандарта, чего требует пункт 3.3.3.

Элемент «Содержание» не содержит статус приложения А. Элемент «Наименование» не соответствует требованиям пункта 3.5 – в заголовке вместо «Государственный стандарт Российской Федерации» должно быть указано «Национальный стандарт Российской Федерации».

Элемент «Область применения» соответствует пункту 3.7 ГОСТ Р 1.5–2012. Элемент «Нормативные ссылки» согласно требованиям пункта 3.6.4 ГОСТ Р 1.5–2012 должен начинаться со слов «В настоящем стандарте использованы нормативные ссылки на следующие стандарты» (в ГОСТ Р

51969–2002 пропущено слово «нормативные»), – не соответствует. Перечень ссылочных документов изложен в верном порядке в соответствии с пунктом 3.6.1 и пунктом 3.6.5 ГОСТ Р 1.5–2012, так как отсутствуют примечание со следующей информацией: «при использовании настоящим стандартом целесообразно проверить действие ссылочных стандартов...». Согласно требованиям пункта 3.7 ГОСТ Р 1.5–2012, который ссылается на пункт 3.9 ГОСТ 1.5–2001 данный элемент необходимо оформить в виде одноименного раздела с названием «Термины и определения», в рассматриваемом стандарте данный раздел называется «Определение». Также несоответствием является то, что данный раздел должен начинаться со слов «В настоящем стандарте применены термины». Несоответствие заключается в том, что в ГОСТ Р 51969–2002 написано слово «применяют».

Элемент «Основные нормативные положения». Нормативные положения, оформленные в виде разделов, содержание которых соответствует особенностям объекта и аспекта стандартизации (приведены основные параметры и размеры, общие технические требования, правила приемки, методы контроля, транспортирования и хранения).

Элемент «Библиографические данные». В соответствии с пунктом 3.12 ГОСТ Р 1.5–2012 библиографические данные приведены на последней странице стандарта и включает в себя индекс УДК, код ОКС, ключевые слова.

Анализ правильности изложения стандарта

Стандарт соответствует ГОСТ Р 1.5–2012, то есть выполнены общие требования к изложению текста, в частности:

- а) текст стандарта краткий, не допускает различных толкований, включает в себя требования, которые могут быть проверены объективными методами;
- б) применяются термины, определение которых приведены в разделе «определения»;
- в) не применяются обороты разговорной речи и произвольные словообразования.

Стандарт соответствует пункту 4.3 ГОСТ 1.5–2001, то есть выполнены требования к заголовкам (четко и кратко отражают содержание разделов, верно оформлены).

Согласно пункту 4.4.5 ГОСТ 1.5–2001, для детализации перечислений используют арабские цифры, после которых ставят скобку, приводя их со смещением вправо. Несоответствие заключается в том, что перечисления никак не обозначаются во всем документе.

Согласно пункту 4.5 ГОСТ 1.5–2001, таблицы должны иметь название, шапка таблицы должна быть отделена от основной ее части двойной линией, чему соответствует ГОСТ Р 51969–2002.

Согласно пункту 4.7.2 ГОСТ 1.5–2001, каждой формуле должен быть присвоен номер, помещаемый в круглых скобках, чему не соответствует ГОСТ Р 51969–2002.

Проверка на соответствие пункту 4.6 не производилась ввиду отсутствия в тексте стандарта графического материала.

Стандарт соответствует пункту 4.8 ГОСТ 1.5–2001, то есть верно выполнены ссылки на национальные и межгосударственные стандарты. Ссылки на пункты самого документа отсутствуют.

ГОСТ Р 51969–2002 соответствует требованиям пункта 4.8 ГОСТ 1.5–2001, примечания выполнены верно.

Согласно пункту 4.14 единицы величин и интервалы чисел в таблицах указаны верно.

Числовые значения величин указаны верно и соответствуют требованиям пункта 4.15 ГОСТ 1.5–2001.

В анализируемом стандарте используются стандартизированные термины, что соответствует требованиям пункта 4.2 ГОСТ Р 1.5–2012.

Анализируемый стандарт соответствует пункту 4.3 ГОСТ Р 1.5–2012, так как ссылается на стандарты, действующие в РФ.

Анализируемый стандарт соответствует пункту 4.5 ГОСТ Р 1.5–2012, так как не содержит ссылок на стандарты организаций, отраслей, технических условий, статей, монографии и так далее.

Анализ правильности оформления стандарта

Рабочий стандарт соответствует требованиям пункта 5.1 ГОСТ Р 1.5–2012, то есть выполнены требования раздела 6 ГОСТ 1.5–2001, на которые ссылается данный пункт, за исключением тех требований, которые противоречат разделу 6 ГОСТ Р 1.5–2012.

При оформлении рабочего стандарта используется шрифт Times New Roman 14 кегеля, поля с правой стороны не менее 10 мм, с остальных не менее 20 мм, что соответствует правилам оформления стандартов, изложенных в пунктах 5.2 и 5.3 ГОСТ Р 1.5–2012.

Первая страница рабочего стандарта по структуре соответствует пункту 5.5 ГОСТ Р 1.5–2012, однако по содержанию имеется несоответствие: в настоящее время стандарт обозначением ГОСТ Р имеют статус национальных, а не государственных.

Нумерация не соответствует пункту 5.6 ГОСТ 1.5–2001, так как на страницах использованы разные варианты оформления нумерации.

Не выполнены требования пункта 5.10 ГОСТ Р 1.5–2012 на странице, содержащей элементы предисловия, неверно указан текст информации о распространении и тиражировании стандарта.

Приведенный анализ демонстрирует типичные несоответствия, которые содержат стандарты, введенные в действие ранее 2012 года. Выявлено значительное количество несоответствий в части построения, изложения и оформления анализируемого стандарта.

Однако суть стандартов, то есть элемент «Основные нормативные положения», не изменилась с введением ГОСТ Р 1.5–2012. Следовательно, можно сделать вывод, что стандарты, утвержденные до 2012 года вполне применимы даже с учетом несоответствий.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 1.5–2012 Стандартизация в Российской Федерации. Стандарты национальные. Правила построения, изложения, оформления и обозначения. – Взамен ГОСТ Р 1.5-2004; введ. 01.07.2013. – М.: Стандартинформ, 2016. – 25 с.
2. ГОСТ 1.5–2001 Межгосударственная система стандартизации. Стандарты межгосударственные, правила и рекомендации по межгосударственной стандартизации. Общие требования к построению, изложению, оформлению, содержанию и обозначению. – Взамен ГОСТ 1.5-93; введ. 01.09.2002. – М.: Стандартинформ, 2010. – 73 с.
3. ГОСТ Р 51969–2002 Посуда хозяйственная из специального бытового стекла. Общие технические условия. – Введен впервые; введ. 01.01.2004. – М.: ИПК Издательство стандартов, 2003. – 10 с.

УДК 004.032.26

АРХИТЕКТУРЫ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

М.И. Забудько

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

Рассмотрена проблема завышенных ожиданий при использовании моделей нейронных сетей при сегментации медицинских изображений с примером популярных архитектур и указанием их достоинств и недостатков.

Ключевые слова: сегментация изображений, U-Net, SegNet, искусственный интеллект, медицинские изображения.

NEURAL NETWORK ARCHITECTURES FOR MEDICAL IMAGE PROCESSING

M.I. Zabudko

Saint-Peterburg State Electrotechnical, Saint-Petersburg

The problem of inflated expectations when using neural network models for segmentation of medical images with an example of popular architectures and an indication of their advantages and disadvantages is considered.

Key words: image segmentation, U-Net, SegNet, artificial intelligence, medical images.

В настоящее время во все сферы деятельности внедряют использование нейронных сетей. Повсеместное их применение имеет как свои плюсы, так и минусы. Из-за высокой точности во многих областях, как научных, так и рыночных, у неквалифицированных людей в области искусственного интеллекта складывается ошибочное мнение о том, что машинное и глубокое

обучение способно на всё и куда лучше человека. Влияющим на это ложное суждение оказывается точность определения классического теста компьютерного зрения «Кошка или собака». Так, искусственный интеллект на основе сверточных сетей показал результат выше, чем человек.

Медицинские учреждения и врачи оказались также заинтересованы в возможностях машинного и глубокого обучения. Именно этот класс людей попадает под категорию, которая имеет крайне завышенные ожидания в силу своей специализации, не связанной с изучением искусственного интеллекта. В связи со сложностью выполнения определенных ожиданий медицинских учреждений, ниже будут разобраны самые популярные архитектуры для сегментации изображений, а также причины, усложняющие обучение моделей для медицинских нужд.

Наиболее эффективная на сегодняшний день архитектура для сегментации изображения является U-Net. Основная задача обученной модели, как данной, так и других архитектур – это классификация каждого пикселя изображения по его метке класса. Пример такой сегментации представлен на рис. 1.

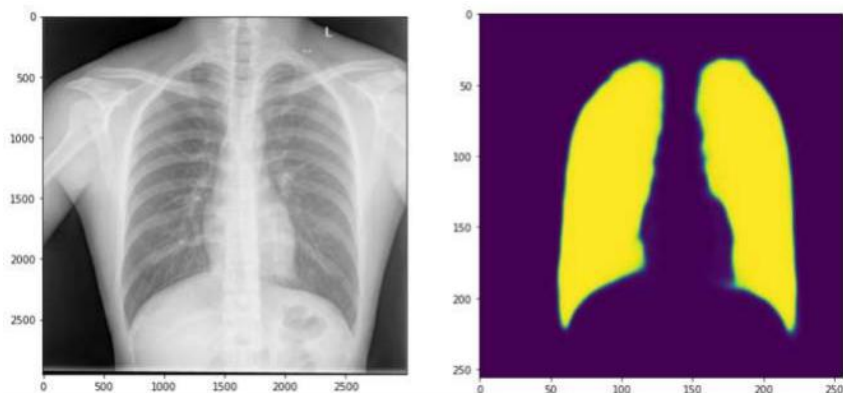


Рис. 1 – Результат классификации пикселей по классам

Сеть U-Net является наиболее популярной для работы с медицинскими данными, так как она устроена таким образом, что не требует большого количества обучающих данных, однако это не значит, что она способна получить высокую точность на десяти тестовых изображениях. Модели обучаются с помощью сквозного метода, что соответствует архитектуре кодер-декодер. Происходит постепенное уменьшение пространственного измерения с помощью объединения слоёв, а затем восстановление как пространственного измерения, так и детализации. Из архитектуры U-Net (рис. 2) можно заметить, что используется такая техника как skip connection, когда верхние блоки слоев содержащие низкоуровневые паттерны (линии, изгибы), соединяются с глубокими слоями той же размерности, но которые

содержат высокоуровневую информацию о снимке (контуры, силуэты). Важным моментом является то, что увеличение размера путем Transposed Convolution осуществляется до применения блоков сверток к соединенным частям. Также возможно использование слоев BatchNorm и Dropout в комбинации со сверточными слоями [1].

Если сужающаяся часть архитектуры имеет стандартный тип сверточной сети, а именно многократное применение ядра 3×3 с последующим применением функции активации ReLU, где на каждом шаге понижающей дискретизации удваивается количество каналов признаков, в расширяющей части видно следующее:

1. Свертка размером 2×2 («свертка вверх»), которая вдвое уменьшает количество каналов признаков;
2. Объединение с соответствующим образом обрезанной картой признаков из сокращающейся части;
3. Две свертки размера 3×3 ;
4. За каждой сверткой следует функция активации ReLU [2].

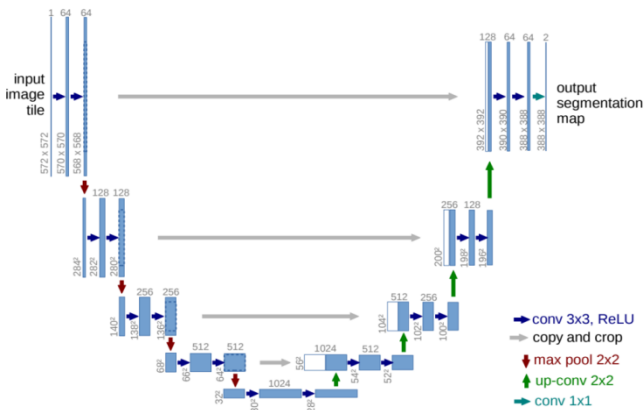


Рис. 2 – Архитектура U-Net

Вторая популярная модель компьютерного зрения SegNet. Архитектура состоит из сети кодировщика и соответствующей сети декодеров, после которых следует последний слой классификации по пикселям. Сеть кодировщика включает в себя 13 сверточных слоев, которые соответствуют первым 13 сверточным уровням в сети VGG16, используемой для классификации объектов. В SegNet полностью отсутствуют полносвязные слои, вместо этого используются функциональные карты с более высоким разрешением на выходе самой глубокой части кодировщика. Это также позволяет существенно уменьшить размер сети кодировщика SegNet (с 134 Мбайт до 14,7 Мбайт) по сравнению с другими современными архитектурами. Каждому уровню кодировщика соответствует

соответствующий уровень декодера, поэтому сеть декодера также состоит из 13 уровней. Итоговый вывод декодера подается на мульти-классификатор softmax, чтобы получить независимые вероятности классов для каждого пикселя. Главное отличие SegNet от других автокодировщиков состоит в том, что его Up Sampling слои декодера соединены с соответствующими Max Pooling слоями декодера, поэтому Up Sampling слои не обучаются, а получают нужную информацию о том, как повысить размерность и как восстановить сжатую топологию от соответствующих MaxPooling слоев (рис. 3) [3].

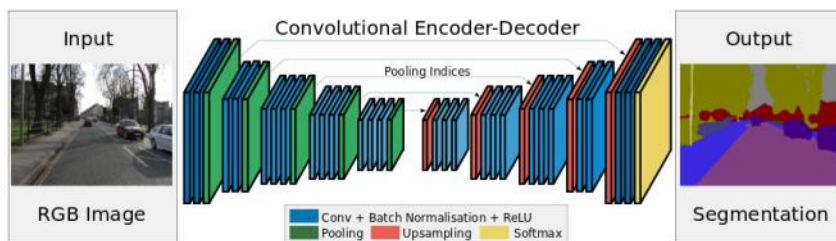


Рис. 3 – Архитектура SegNet

При высокой производительности, архитектура имеет существенный недостаток, а именно невысокая точность сегментации, что крайне важно для медицинских целей, а также необходимость существенного объема тренировочных данных.

Именно необходимость наименьшего числа тренировочных данных выводит архитектуру U-Net на лидирующие позиции. Ведь согласно закону о соблюдении врачебной тайны [4], без оформления всех разрешающих документов, нельзя предоставлять данные о пациентах, даже после их смерти, для обучения моделей, которые послужат развитию медицины в целом. Из всех этих факторов и складывается сложность реализации запросов медицинских учреждений. Высокая точность моделей без понимания принципов их обучения создают иллюзию, что добиться такой же точности возможно при любом количестве обучающих данных для специалистов других областей. Что в будущем может привести к упадку развития искусственного интеллекта в целом из-за отсутствия финансирования, связанного с утратой доверия к направлению из-за завышенных ожиданий.

Библиографический список

1. Белозеров И.А., Судаков В.А. Исследование моделей машинного обучения для сегментации медицинских изображений // Препринты ИПИМ им. М.В.Келдыша. 2022. № 37. 15 с. <https://doi.org/10.20948/prepr-2022-37> <https://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2022-37>
2. О.В. Козлова, Е.Ю. Куница, М.М. Лукашевич U-Net для решения задачи сегментации медицинских изображений // Пятая Международная научно-

практическая конференция «BIG DATA and Advanced Analytics. BIG DATA и анализ высокого уровня», Минск, Республика Беларусь, 13-14 марта 2019 г.

3. И.И. Березовский, С.В. Аксёнов Обзор свёрточных нейронных сетей для сегментации медицинских изображений // Трибуна ученого г. 2022 с. 1 – 10.

4. Федеральный закон от 21.11.2011 N 323-ФЗ (ред. от 24.07.2023) "Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации" (с изм. и доп., вступ. в силу с 01.09.2023)

УДК 53.08, 612.1

ЦИФРОВОЙ СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ НА ФОНЕ НЕСТАЦИОНАРНЫХ СВЕТОВЫХ ПОМЕХ

В.Г. Андреев, Е.А. Жирков

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

В данной работе рассматривается решение проблемы оценки спектральных характеристик лазерного сигнала фотоплетизмографа на неравномерном световом фоне. Предлагаемый метод фильтрации сигнала предназначен для анализа нестационарных временных рядов с выраженным моментом разладки, имеющей конечную длительность. Полученная в результате применения данного метода периодограммная оценка спектральной плотности мощности имеет лучшее в 1,5...3 раза приближение к контрольной модели по критерию минимума среднего квадрата ошибки по сравнению с традиционными параметрическими методами.

Ключевые слова: *фотоплетизмография, измерители пульса, разладка, спектральная плотность мощности.*

DIGITAL SPECTRAL ANALYSIS OF PHOTOPLETYSMOGRAPHIC SIGNALS ON THE BACKGROUND OF NON-STATIONARY LIGHT INTERFERENCE

V.G. Andrejev, E.A. Zhirkov

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

This paper discusses a solution to the problem of assessing the spectral characteristics of a photoplethysmograph laser signal against an uneven light background. The proposed signal filtering method is intended for the analysis of non-stationary time series with a pronounced moment of disorder that has a finite duration. The periodogram estimate of the power spectral density obtained as a result of applying this method has a 1.5...3 times better approximation to the control model according to the criterion of minimum mean square error compared to traditional parametric methods.

Keywords: *photoplethysmography, pulse meters, disorder.*

Введение. В современной медицине находит своё применение множество различных электронных приборов, в том числе ориентированных на анализ сигналов радиотехнического характера. Фотоплетизмограф — это устройство, предназначенное для анализа пульсовой кривой [1]. Как и прочие оптические датчики, фотоплетизмограф чувствителен к световому фону, резкое изменение которого (например, если датчик ненадёжно закреплён на диагностируемом или он находится в движении) приводит к неверным показаниям. Решение проблемы оценки энергетического спектра пульсограммы и построение её адекватной спектральной модели лежат в основе данной работы [2]. Поставленная задача исследования заключается в совершенствовании математического аппарата обработки оптических сигналов на фоне нестационарных световых помех.

Для нестационарного светового фона характерно изменение во времени как интенсивности (дисперсии), так и среднего значения (математического ожидания) светового потока. Изменение статистических характеристик наблюдаемого случайного процесса называется разладкой [3]. Определение момента разладки необходимо для того, чтобы учесть искажения фотоплетизмограммы и, если они стали значительными, модифицировать соответствующие им отсчёты для последующего анализа.

Для дальнейших рассуждений удобно перейти к математической модели (см. рисунок 1), описывающей сигнал, поступающий с фотоплетизмографа. Пусть период наблюдения за пульсом пациента — это интервал времени от 0 до T , где T — общее время наблюдения. Тогда момент θ разладки — это случайный момент времени, принадлежащий отрезку $[0; T]$. Априорно неизвестно, когда именно наступила разладка, однако на временной диаграмме наблюдаемого случайного процесса её можно увидеть на 5-й секунде. Пусть до момента θ разладки случайный гауссовский процесс $x_0(t)$ имеет математическое ожидание (МО) m_0 и дисперсию σ_0^2 , а после разладки — гауссовский процесс $x_1(t)$ с параметрами m_1 и σ_1^2 . Таким образом, наблюдаемый составной процесс $x(t)$ можно описать следующим выражением:

$$x(t) = \begin{bmatrix} x_0(t) \\ \text{---} \\ \Delta x(t) \\ \text{---} \\ x_1(t) \end{bmatrix}, \quad (1)$$

где $x(t)$ — исходный процесс; $x_0(t)$ — процесс до разладки; $\Delta x(t)$ — случайный процесс, описывающий переходную зону; $x_1(t)$ — процесс после разладки.

На рис. 1 сплошной линией показана неискажённая фотоплетизмограмма, жирным пунктиром — фотоплетизмограмма с удаленной изолинией (трендом), тонкой пунктирной линией — искажённые шумами фотоплетизмографические данные, которые и приняты в качестве исходных для дальнейшего анализа.

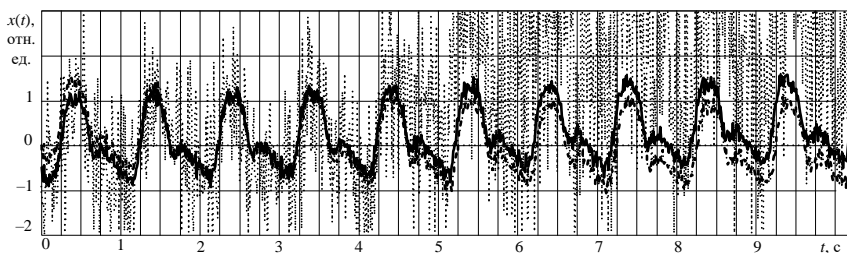


Рис. 1 — Временные диаграммы исследуемого процесса $x(t)$

Как было упомянуто ранее, математическая модель шума основана на гауссовском описании с параметрами: математическое ожидание μ и дисперсия σ^2 . Тогда переходный участок $\Delta x(t)$ предполагает изменение данных параметров (μ, σ^2) от фиксированных начальных значений μ_0 и σ_0^2 , характеризующих компоненту $x_0(t)$ процесса $x(t)$, до фиксированных конечных значений μ_1 и σ_1^2 , соответствующих компоненте $x_1(t)$. Изменение данных параметров в общем случае носит нелинейный характер, но может быть аппроксимировано линейным законом в пределах $t \in [\theta - \Delta T/2; \theta + \Delta T/2]$:

$$\begin{aligned} E[\Delta x(t)] &= \mu(t) = \mu_0 + \frac{\mu_1 - \mu_0}{\Delta T} (t - \theta + \Delta T/2), \\ D[\Delta x(t)] &= \sigma^2(t) = \sigma_0^2 + \frac{\sigma_1^2 - \sigma_0^2}{\Delta T} (t - \theta + \Delta T/2), \end{aligned} \quad (2)$$

где $E[\bullet]$ и $D[\bullet]$ — операторы математического ожидания и дисперсии соответственно; $\mu(t)$ и $\sigma^2(t)$ — мгновенные значения математического ожидания и дисперсии переходного процесса $\Delta x(t)$; μ_0 и σ_0^2 — параметры составного процесса $x(t)$ до разладки; μ_1 и σ_1^2 — параметры составного процесса $x(t)$ после разладки; ΔT — длительность переходного процесса $\Delta x(t)$.

Подобная математическая модель хорошо описывает ситуацию, когда уровень светового фона фотоприёмника линейно возрастает (прибор неплотно надет на палец пациента, и в какой-то момент времени происходит засветка приёмника от источника внешнего освещения).

Научная новизна. Предлагается учитывать изменение постоянной составляющей и дисперсии случайного мешающего процесса при анализе данных от фотоплетизмографа.

Цели, задачи и методы. Наблюдаемый случайный процесс $x(t)$ световых отражений является аддитивной смесью полезного сигнала и шума. Целью работы является выделение полезной компоненты, содержащей информацию о пульсовой кривой. Для этого над оцифрованным процессом $x(t)$ предлагается провести ряд операций:

- 1) вычесть тренд, выравнивая излолинию;
- 2) обнаружить разладку в виде линейного роста постоянной составляющей и дисперсии, см. выражение (2);

3) разделить выборку на две последовательности отсчётов: $x_0(t)$ до и $x_1(t)$ после разладки, применив к ним алгоритм цифрового спектрального анализа, учитывающий отсчёты из двух последовательностей $x_0(t)$ и $x_1(t)$ с различным весом.

В медицинской практике размер N выборки \mathbf{x} , на основе которой принимается дальнейшее решение, должен быть такой, чтобы охватывать запись кардиологических данных, продолжительностью около 1 минуты [2]. Далее рассматривается выборка, которая содержит в себе 10 сердечных ударов (при нормальном пульсе человека 60...70 ударов в минуту — это несколько секунд). В силу того, что биомедицинские процессы относительно медленные [2], частота дискретизации может составлять несколько килогерц. С учётом данного условия объём N анализируемой выборки \mathbf{x} состоит из нескольких тысяч отсчётов.

Для исключения влияния постоянной составляющей используется калмановский $\alpha\beta$ -фильтр [4]: он вычисляет тренд, который в последствии вычитается из анализируемой выборки \mathbf{x} . Таким образом удаляется постоянное смещение показаний датчика во времени (удаляется изолиния).

Поиск момента θ разладки осуществляется на основе ранее предложенного алгоритма [5], учитывающего совокупное изменение статистических параметров наблюдаемого случайного процесса. При этом размер q скользящего окна представляет собой фрагмент анализируемой выборки \mathbf{x} и принят в данном случае $q=100$ отсчётов. Величина q в общем случае оптимизируется и зависит от частоты дискретизации, а также от характера процесса разладки [2].

Анализируемая выборка \mathbf{x} разбивается на две подпоследовательности $x_0(t)$ и $x_1(t)$ данных, разграниченных во времени моментом θ разладки. Отсчёты из каждой подпоследовательности берутся с различным весом, учитывающим уровень искажений (дисперсию шума): чем сильнее зашумление, тем меньший вес имеет отсчёт. Таким образом, сильно зашумлённая часть записи фотоплетизмографа (например, соответствующая ситуации, когда датчик отошёл от пальца пациента) может быть автоматически исключена из последующего анализа либо её влияние на дальнейший результат уменьшено.

Выбор весовых коэффициентов w_0 и w_1 для незашумлённого участка $x_0(t)$ и искажённого $x_1(t)$ шумами (соответственно) может быть осуществлён согласно различным правилам. Так, в работе предлагается использовать отношение дисперсий: $w_0/w_1 \sim \sigma_0^2/\sigma_1^2$, т.е. при $w_0=1$ весовой коэффициент w_1 для зашумлённой части $x_1(t)$ рассчитывается по формуле:

$$w_1 = \sigma_0^2 / \sigma_1^2. \quad (3)$$

При этом открытым остаётся вопрос о выборе весов для тех отсчётов анализируемой выборки, которые принадлежат так называемой переходной зоне $\Delta x(t)$, имеющей в общем случае нелинейно изменяющиеся во времени статистические параметры (математическое ожидание и дисперсию).

Эксперимент. Целью эксперимента является сравнение известного способа и предлагаемого метода спектральных оценок — с контрольной

моделью искусственно зашумлённых данных, искажения которых соответствуют ранее введённой математической модели (1) и (2). Алгоритм цифровой обработки включает в себя последовательную фильтрацию сначала калмановским α -фильтром, затем — взвешивание выборок из x весовыми коэффициентами w_0, w_1 . Они выбираются из соотношения дисперсий частей наблюдаемого процесса: до и после момента разладки θ , согласно (3).

Спектральная плотность мощности (СПМ) сигнала вычисляется с помощью дискретного (ДПФ) или быстрого преобразования Фурье (БПФ) и представляет собой «сырые» периодограммы для анализируемой выборки x , ограниченной скользящим окном размера $N=1000$ [6].

Известный способ заключается в прямом вычислении ДПФ или БПФ выборки x без учёта разладки. Предлагаемый в данной работе метод, как уже было сказано ранее, оперирует знанием момента разладки θ анализируемого временного ряда и позволяет учитывать этот факт для получения более точных спектральных оценок [7].

В качестве контрольных моделей (рисунок 2) используются нормированные СПМ тестовой последовательности данных (с удалённым трендом) от фотоплетизмографа и авторегрессионной (АР) параметрической модели порядка 60 [6].

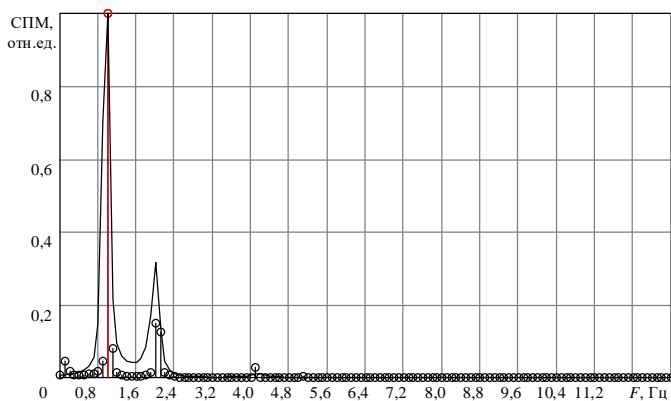


Рис. 2 — СПМ контрольных моделей

На рис. 2 сплошной линией показана СПМ, полученная с помощью контрольной АР-модели, а столбчатой диаграммой — контрольный спектр, синтезированный на основе сырой периодограммы [6].

Мерой отклонения от контрольной модели является оценка среднего квадрата ошибки (СКО или MSE, mean square error) [6] — квадрат нормы вектора отклонения оценочной СПМ от контрольной.

В ходе эксперимента использовались следующие условные обозначения:

SPD_{test} — СПМ тестовой последовательности;

SPD_{AR} — СПМ, полученная на основе АР-модели;

SPD_{direct} — СПМ искажённых данных, полученная прямым преобразованием выборки x без учёта разладки (рисунок 3);

SPD_{filter} — СПМ данных, полученная с применением предлагаемого метода (рисунок 4).

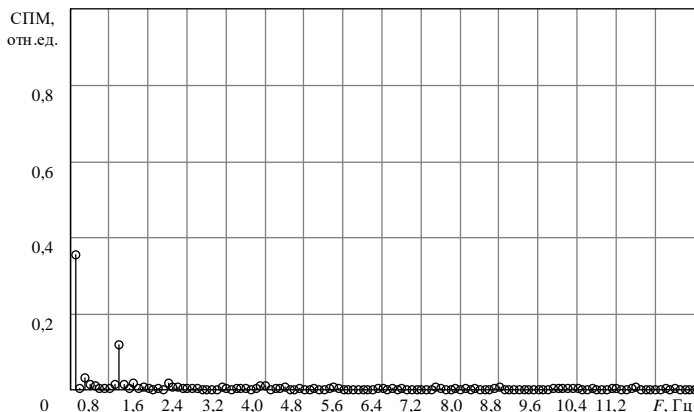


Рис. 3 — СПМ, построенная известным периодограммным способом

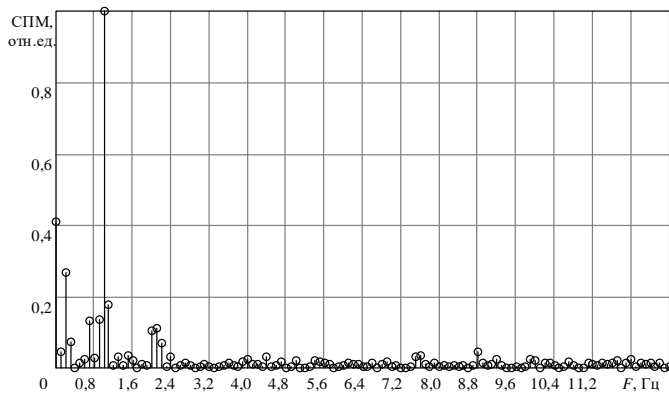


Рис. 4 — СПМ, полученная предлагаемым методом

В таблице представлены результаты сравнения точности спектральных оценок по критерию СКО от контрольных спектров.

Таблица — Значение СКО для спектров на различных этапах фильтрации

	SPD_{test}	SPD_{direct}	SPD_{filter}
СКО (SPD_{test})	—	1,9	1,24
СКО (SPD_{AR})	0,83	2,0	0,7

Различие известного способа и предлагаемого метода получения спектральных оценок заключается в том, что во втором случае выборка анализируется на предмет наличия разладки и модифицируется путём взвешивания её отдельных частей $x_0(t)$, $x_1(t)$ соответствующими коэффициентами w_0 и w_1 , тем самым становится возможным получить более точные оценки СПМ, что и демонстрируют результаты таблицы. В среднем, СКО уменьшается в 1,5...3 раза при применении вышеописанного алгоритма цифровой обработки фотоплетизмограммы, искажённой нестационарным шумом.

Заключение. Предлагаемый метод оценки спектральных характеристик обладает большим приближением к истинным значениям СПМ фотоплетизмографических наблюдений по сравнению с известным подходом, представляющим собой прямое Фурье-преобразование анализируемой выборки, не учитывающее её нестационарность. Отметим, что относительно длительные отрезки времени (медленные во времени процессы), характерные для медицинских исследований, позволяют применять более сложные математические алгоритмы, открывающие дополнительные возможности для повышения качества спектральных и иных оценок биомедицинских сигналов. В рамках данной особенности медицинских исследований предлагаемый метод может быть рассмотрен как альтернатива известным более грубым подходам к исследованию биомедицинских и, в частности, фотоплетизмографических сигналов.

Библиографический список

1. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Система оперативного измерения информативных параметров биологического объекта в электромагнитотерапии // Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы — Биомедсистемы-2018 [текст]: сб. тр. XXXI Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2018 г. / Под общ. ред. В.И. Жулева. — Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2018, 520 с., ил.
2. Баевский Р.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. — М.: Наука, 1984. — 221 с.
3. Ширяев А.Н. Стохастические задачи о разладке. — М.: МЦНМО, 2016. — 392 с.
4. Балакришнан А. Теория фильтрации Калмана: пер. с англ. — М.: Мир, 1988. — 168 с.
5. Андреев В.Г., Жирков Е.А. Анализ шумовой дорожки фотоплетизмографа // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2022 [текст]: сб. тр. XXXV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 7-9 декабря 2022 г. / Под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2022. — 484 с., ил.
6. Марпл.-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с

англ. — М.: Мир, 1990. — 584 с.

7. Андреев В.Г., Нгуен Т.Ф. Обработка кардиосигналов на фоне комбинированных помех // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета.— № 2.— Выпуск 48.— Рязань: РГРТУ, 2014.— С. 60-64.

УДК658.5.012.7

АЛГОРИТМ КОМПЛЕКСНОГО ПРИМЕНЕНИЯ СТАТИСТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ УПРАВЛЕНИЯ КАЧЕСТВОМ

Д.М. Лобанов, С.В. Губарева

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

Разработан алгоритм применения статистических методов управления качеством на производстве. Приведено обоснование каждого его этапа.

Ключевые слова: *статистические методы, диаграмма Исикавы, диаграмма Парето, контрольный лист, дефект, брак.*

ALGORITHM OF COMPLEX APPLICATION OF STATISTICAL METHODS OF QUALITY MANAGEMENT

D.M. Lobanov, S. V. Gubareva

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

An algorithm for the application of statistical methods of quality management in production has been developed. The rationale for each of its stages is given.

Key words: *statistical methods, Ishikawa diagram, Pareto diagram, checklist, defect, marriage.*

Современный этап развития промышленных предприятий предполагает применение различных инструментов и методик управления качеством продукции и процессов в организации. Все они используются с разной целью: контроль над количеством брака на производстве, снижение вариабельности процессов, выявление причин несоответствий и многое другое. Единоы они в одном – контроль качества изготавливаемой продукции, оказываемых услуг или выполняемых работ.

Наибольшей популярностью среди прочих пользуются статистические методы управления качеством за счет своей многогранности и универсальности применения.

Статистические методы управления качеством – это инструменты, используемые для сбора, анализа и интерпретации данных с целью исследования и понимания различных явлений и процессов. Они позволяют выявить закономерности, сформулировать выводы и сделать прогнозы на основе статистических данных.

Каждый из 14 существующих статистических методов эффективен сам по себе, однако комплексное их применение позволит добиться максимальных результатов.

Ниже разработан универсальный алгоритм применения статистических методов с целью выявления первопричины возникновения брака на производстве.

Данный алгоритм включает в себя следующие инструменты.

Контрольный листок используется для систематического контроля качества и отслеживания соответствия продукции установленным стандартам. Он позволяет убедиться, что все необходимые шаги и проверки были выполнены, предотвращая возможные ошибки и дефекты.

Диаграмма Парето используется для определения основных причин возникновения бракованных изделий. Она способствует идентификации наиболее значимых факторов, которые вносят наибольший вклад в неприемлемое качество продукции, тем самым позволяя предприятию сосредоточиться на решении наиболее важных проблем.

Причинно-следственная диаграмма (диаграмма Исикавы) используется для анализа и классификации причин возникновения дефектов. Она представляет собой графическое изображение, в котором основные причины представлены в виде «рыбьих костей». Этот инструмент помогает визуализировать и разобраться в множестве факторов, которые могут быть причиной проблемы, и искать решение для каждой из них.

Алгоритм представляет собой последовательное применение контрольного листка, диаграммы Парето и диаграммы Исикавы с целью выявления причины несоответствий и дальнейшей разработки направленных корректирующих действий.

Первым этапом исследования является сбор данных, то есть заполнение контрольного листка. Для построения контрольного листка регистрации видов несоответствий нужно:

- 1) Разработать список видов несоответствий, которые могут возникнуть в процессе или объекте;
- 2) Установить критерии и стандарты, которым должно соответствовать каждое несоответствие. Критерии могут включать требуемые уровни качества, безопасности, эффективности и т. д.;
- 3) Создать контрольный листок с перечислением видов несоответствий.

В качестве примера используем общие виды дефектов, которые могут встречаться у значительной части продукции: трещины, царапины, сколы, вмятины и вздутия.

При выявлении дефекта контролер ставит наклонную черту в соответствующей графе. Когда обнаруживается пятый дефект, то данное событие отмечается перечеркиванием предыдущих наклонных черточек, тем самым упрощается последующий подсчет количества дефектов.

Упорядочивание данных о качестве подобным образом позволяет наглядно оценить возможные виды дефектов и их количество.

Следующим этапом анализа данных является отображение полученной информации в виде диаграммы Парето.

Количество проконтролированных изделий		1500
Вид несоответствия	Результат контроля	Итого
Трещины	### ### ### ### ### ###	30
Царапины	### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### ### //	92
Сколы	### ### ### /	16
Вмятины	### ### ///	13
Вздутия	//	2
Прочие	###	5
Итого		158
Уровень дефектности (несоответствий)		10,53 %

Для этого потребуется стандартная таблица (табл. 1). Виды дефектов вносятся в таблицу по убыванию значимости, т.е. по мере убывания частоты их проявления. Исключение составляет вид дефекта «Прочие», его следует поместить последним вне зависимости от числа проявлений.

Таблица 1 – Таблица для построения диаграммы Парето

Вид дефекта (фактор)	Зарегистрированное количество дефектов	Накопленная сумма числа дефектов	Процент количества дефектов	Накопленный процент
Трещины	30	30	18,99	18,99
Царапины	92	122	58,23	77,22
Сколы	16	138	10,13	87,35
Вмятины	13	151	8,23	95,58
Вздутия	2	153	1,26	96,84
Прочие	5	158	3,16	100
Итого	158	-	100	-

По данным табл. 1 построена диаграмма Парето (рис. 1).

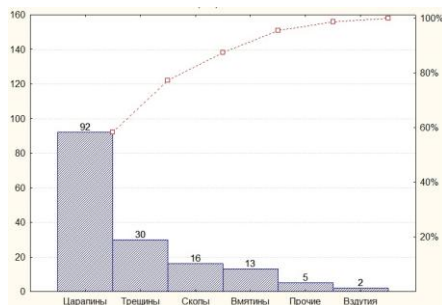


Рис. 1 – Диаграмма Парето

Из представленной диаграммы видно, что дефект «Царапины» появляется значительно чаще остальных и составляет порядка 60% от общего количество дефектов. Следовательно, снижения влияния именно этого дефекта позволит существенно улучшить ситуацию на производстве.

Третьим этапов является выявление причин возникновения царапин. Для этого разрабатывается диаграмма Исикавы (причинно-следственная диаграмма). При разработке учитываются все возможные факторы, влияющие на проблему.

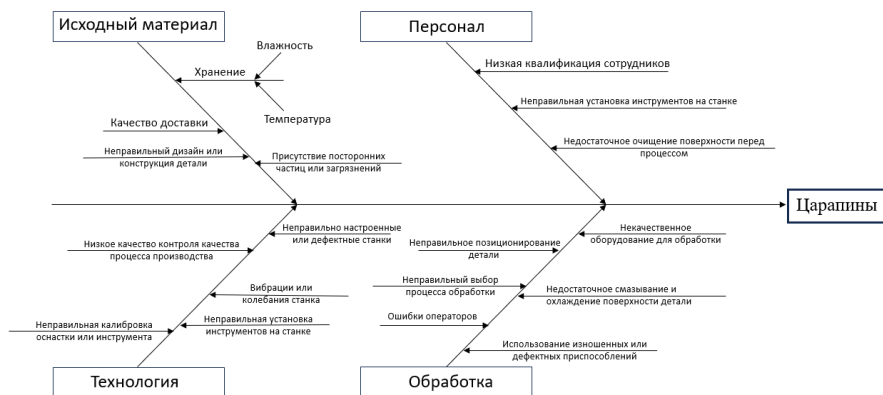


Рис. 2 – Диаграмма Исикавы

Таким образом, на дефект «Царапины» влияют следующие основные причины:

- Исходный материал;
- Технология;
- Персонал;
- Обработка.

На данном этапе уже может быть понятна причина возникновения дефекта и пути устранения. В этом случае разрабатываются целенаправленные корректирующие действия и после их реализации снова оценивается ситуация на производстве.

Однако чаще всего не удается сразу назвать конкретную причину возникновения дефекта. В этом случае нужно собрать численные данные о том, какие причины чаще влияют на дефект и составить контрольный листок, опираясь на эти данные.

Количество проконтролированных изделий		200
Вид несоответствия	Результат контроля	Итого
Исходный материал	/// /// /// /// /// ///	30
Технология	/// ///	107
Персонал	/// /// /// /// /	21
Обработка	/// /// /// /// /// /// /// /// ///	42

Далее с помощью диаграммы Парето выявим группу факторов, влияющих на дефект в наибольшей степени.

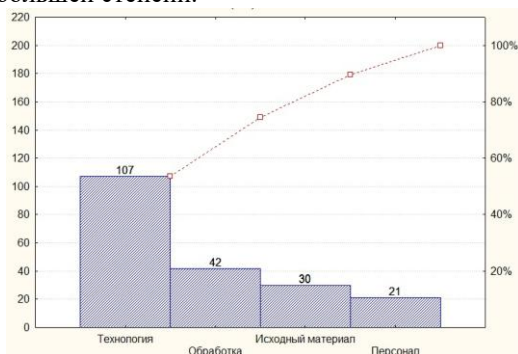


Рис. 3 – Диаграмма Парето

Из данной диаграммы видно, что первопричиной брака на производстве является фактор «технология». Следовательно, корректирующие действия должны быть направлены на факторы, составляющие данную группу:

- Контроль качества процессов;
- Калибровка оборудования;
- Настройка оборудования;
- Внешние условия, влияющие на работу оборудования;
- Установка и расположение частей оборудования.

Таким образом, с помощью алгоритма комплексного применения статистических методов можно добиться обнаружения первопричины появления дефекта на производстве. Это позволит предпринять необходимые шаги для устранения дефекта, повышая эффективность производства и улучшая качество конечной продукции.

Библиографический список

1. Волкова С.В., Губарев А.В. Роль статистических методов в выявлении несоответствий технологического процесса производства труб // Электронный журнал NovaInfo.Ru – 2016 г. – № 53-1 С. 30-35

2. Клячкин В.Н Статистические методы в управлении качеством: компьютерные технологии / В.Н Клячкин. - М.: Финансы и статистика, 2009. - 304 с.
3. Логанина В.И. Статистические методы управления качеством продукции / В.И. Логанина и др. - М.: КДУ, 2008. - 242 с.

УДК658.5.012.7

РЕКОМЕНДАЦИИ ПО РЕАЛИЗАЦИИ 14 ПРИНЦИПОВ Э. ДЕМИНГА

У.А. Печурина, С.В. Губарева

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

В статье проанализированы 14 принципов Деминга, возможность их реализации в современных условиях.

Ключевые слова: *принципы Деминга, улучшение производства, повышение конкурентоспособности, повышение качества, статистические методы.*

RECOMMENDATIONS FOR THE IMPLEMENTATION OF THE 14 PRINCIPLES OF E. DEMING

U.A. Pechurina, S.V. Gubareva

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

The article analyzes 14 principles of Deming, the possibility of their implementation in modern conditions.

Key words: *Deming principles, production improvement, competitiveness improvement, quality improvement, statistical methods.*

В современном мире каждое предприятие нуждается в постоянном совершенствовании. Ещё в 20 веке американский учёный Уильям Эдвардс Деминг разработал 14 принципов управления качеством, которые были успешно применены в японской промышленности и позднее стали широко распространены во всём мире. Эти принципы помогают компаниям повышать качество продукции, снижать издержки и улучшать производительность. Каждый из них имеет свою ценность и может быть использован для достижения определённых целей. Тем не менее, 14 принципов Деминга это не перечень инструкций, не контрольный список и не методики. Они лишь служат средством подготовки разума для нового мышления, для понимания того, что существуют лучшие пути организации бизнеса и работы с людьми.

1 принцип. Цель организации должна быть направлена на улучшение качества продукции и услуг, а также на повышение эффективности процессов

Этот принцип подразумевает, что организация должна стремиться к постоянному улучшению своих процессов и продукции, чтобы удовлетворять потребности и ожидания клиентов, а также повышать свою конкурентоспособность на рынке. Для этого необходимо использовать систему управления качеством и проводить постоянный мониторинг и анализ результатов работы.

Особенностью данного принципа является факт того, что он противоречит главной цели любой организации – получение прибыли. Это на первый взгляд, однако на деле он способствует повышению прибыли, так как изготовление качественной продукции и оказание качественных услуг привлекают и удерживают клиентов.

2 принцип. Примите новую философию: откажитесь от низкого качества во всём

Данный принцип подчёркивает необходимость изменения мышления организации и перехода к постоянному улучшению качества продукции или услуг. Для того чтобы применить этот принцип, организации должны пересмотреть свой подход к производству и обслуживанию, а также к обучению и развитию персонала. Они должны стремиться к тому, чтобы каждый процесс был выполнен на высоком уровне качества, а каждый сотрудник был готов к постоянному улучшению своей работы.

3 принцип. Покончите с зависимостью от массового контроля

В этом принципе Деминг утверждает, что инспекция не может гарантировать качество продукции или услуг, так как она не устраняет причины дефектов. Вместо этого, организация должна сосредоточиться на предотвращении дефектов путём улучшения процессов и методов работы. Это может быть достигнуто путём использования статистических методов контроля качества, обучения персонала и улучшения системы управления. Организация должна стремиться к тому, чтобы качество было встроено в процесс производства или предоставления услуг, а не проверять его после того, как продукция уже была изготовлена или услуга была предоставлена.

4 принцип. Покончите с практикой закупок по самой низкой цене

Этот принцип подчёркивает, что закупка по самой низкой цене не всегда является наилучшим выбором для организации. Вместо этого, организации должны выбирать поставщиков на основе качества и надёжности их продукции или услуг. Применение этого принципа помогает организациям улучшить качество своей продукции или услуг, а также установить долгосрочные отношения с надёжными поставщиками. Он также способствует повышению удовлетворённости клиентов и укреплению позиций организации на рынке.

5 принцип. Постоянное улучшение процессов

Деминг утверждает, что организация должна постоянно стремиться к улучшению своих процессов и методов работы, чтобы повысить качество продукции или услуг и удовлетворить потребности клиентов. Для этого необходимо использовать системный подход к управлению, анализировать

данные и принимать решения на основе фактов. Организация должна также обучать свой персонал и включать его в процесс улучшения, чтобы достичь максимального эффекта. Постоянное улучшение процессов является ключевым фактором успеха организации в современном бизнесе.

6 принцип. Обеспечение обучения и развития персонала

Данный принцип заключается в том, что организация должна обеспечивать персонал необходимыми знаниями, навыками и компетенциями для выполнения своих задач и достижения целей. Для этого необходимо создать систему обучения и развития персонала, которая будет ориентирована на потребности организации и её сотрудников. Обучение и развитие персонала должны быть постоянными процессами, которые будут способствовать повышению квалификации сотрудников и повышению эффективности работы организации в целом. Кроме того, организация должна стимулировать свой персонал к саморазвитию и самообразованию, чтобы он мог успешно адаптироваться к изменяющимся условиям работы и достигать новых высот в своей профессиональной карьере.

7 принцип. Учредите лидерство

Этот принцип подчёркивает важность руководства организации в создании и поддержке культуры непрерывного улучшения и инноваций. Руководители должны быть активно вовлечены в управление организацией, устанавливать цели и стратегии, а также создавать условия для развития сотрудников. Применение этого принципа помогает организациям стать более гибкими и адаптивными к изменяющимся условиям рынка, а также улучшить эффективность своих процессов. Он также способствует повышению мотивации и удовлетворённости сотрудников, что в свою очередь может привести к улучшению результатов организации.

8 принцип. Устранение страха

Деминг утверждает, что организация должна создавать условия, при которых сотрудники не испытывают страха при выполнении своих задач. Страх может возникать из-за низкой заработной платы, неопределённости в будущем, боязни потерять работу или из-за недостаточной поддержки со стороны руководства. Устранение страха может быть достигнуто через установление открытой коммуникации между руководством и сотрудниками, предоставление обратной связи и поддержки, а также путём обучения и развития персонала. Это позволяет создать благоприятную рабочую среду, в которой сотрудники могут чувствовать себя уверенно и могут сосредоточиться на своих задачах, что в свою очередь способствует повышению качества продукции или услуг и улучшению производительности.

9 принцип. Устранение барьеров между отделами

Суть этого принципа заключается в следующем. Организация должна стремиться к устранению барьеров между различными отделами и функциями, чтобы обеспечить более эффективное взаимодействие и сотрудничество. Это может быть достигнуто через установление единой

системы целей и показателей, общих процессов и процедур, а также открытого обмена информацией и опытом между отделами. Устранение барьеров между отделами также способствует повышению качества продукции или услуг, улучшению производительности и снижению издержек. Кроме того, это позволяет создать единую команду, работающую на достижение общих целей организации.

10 принцип. Откажитесь от пустых лозунгов и призывов

Данный принцип подчёркивает важность использования научного подхода к управлению, основанного на анализе данных и фактов, а не на субъективных ощущениях и предположениях. Он также подчёркивает необходимость избегать пустых обещаний и лозунгов, которые не подкреплены действительными результатами и доказательствами. Вместо этого компании должны сосредоточиться на поиске реальных решений, которые будут основаны на чётких целях и конкретных планах действий.

11 принцип. Устраните произвольные количественные нормы и задания

Установление произвольных количественных норм и заданий может привести к нежелательным последствиям, таким как недостаточное внимание к качеству продукции или услуг, а также неэффективное использование ресурсов. Вместо этого компании должны использовать системный подход к управлению, основанный на анализе данных и фактов, чтобы определить реальные потребности клиентов и улучшить процессы производства или оказания услуг. Компании также должны стремиться к постоянному улучшению своих процессов и продуктов на основе обратной связи от клиентов и анализа данных.

12 принцип. Дайте сотрудникам возможность гордиться своей работой

Этим принципом Деминг подчёркивает важность того, чтобы сотрудники чувствовали себя уважаемыми и ценными для компании. Когда сотрудники гордятся своей работой, они более мотивированы и склонны к тому, чтобы работать более эффективно. Для достижения этой цели компании должны создавать условия, которые позволяют сотрудникам чувствовать себя уважаемыми и признанными за свои достижения, например, предоставлять им возможности для профессионального роста и развития, а также признавать их достижения и успехи. Кроме того, компании должны создавать положительную рабочую среду, которая способствует уважению и признанию достижений всех сотрудников.

13 принцип. Поощряйте стремление к образованию

Данный принцип указывает на важность постоянного обучения и развития сотрудников. Компании должны создавать условия, которые позволяют сотрудникам получать новые знания и навыки, а также развиваться профессионально. Это может включать в себя предоставление обучающих программ, курсов и тренингов, а также возможности для участия в конференциях и семинарах. Поощрение стремления к образованию не только помогает сотрудникам улучшить свои навыки и знания, но также

способствует улучшению качества продукции или услуг компании и повышению её конкурентоспособности на рынке.

14 принцип. Вовлеченность высшего руководства и его действия

Этот принцип подчёркивает важность активного участия высшего руководства в управлении компанией и внедрении принципов качества. Руководство должно быть вовлечено в разработку стратегии и целей компании, а также в создание системы управления качеством. Они должны действовать как лидеры, которые вдохновляют и мотивируют сотрудников на достижение общих целей и постоянное улучшение. Кроме того, высшее руководство должно обеспечивать ресурсы и инфраструктуру для реализации принципов качества, а также контролировать и оценивать их эффективность. Вовлеченность высшего руководства является ключевым фактором успеха в достижении высокого уровня качества продукции или услуг компании.

Применение проанализированных принципов способствует улучшению качества продукции, снижению издержек и повышению производительности. Они основаны на философии постоянного улучшения и включают использование статистических методов, обучение работников и лидерство, основанное на знаниях. Реализация этих принципов может привести к значительному улучшению результатов бизнеса и удовлетворённости клиентов.

Библиографический список

1. Волкова С.В., Губарев А.В. Реализация 14 принципов Э. Деминга в трубной промышленности / NovaInfo.Ru – 2017 г. – № 59-1.
2. Губарева С.В., Губарев А.В., Чаплыгина Я.М. Анализ процесса «Управление средствами измерений» на соответствие принципам Э. Деминга / Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2020. Материалы XXXIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Рязань, 2020. С. 279-282.

УДК 330.131.7

УПРАВЛЕНИЕ РИСКАМИ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИХ И ОПЫТНО-КОНСТРУКТОРСКИХ РАБОТ

И.А. Сухорукова

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

Рассмотрен процесс управления рисками применительно к выполнению научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ.

Ключевые слова: *риск, риск-ориентированный подход, процесс управления рисками.*

RISK MANAGEMENT FOR REALIZATION OF RESEARCH AND DEVELOPMENT ACTIVITY

I.A. Sukhorukova

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

The risk management process for realization of research and development activity is considered.

Keywords: *risk, risk-oriented approach, risk management process.*

В настоящее время при заключении контрактов (договоров) на выполнение научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ (далее – НИОКР) все чаще устанавливают требование об анализе и оценке рисков и принятии соответствующих мер по обработке рисков. Это связано с тем, что факторы внешней и внутренней среды, влияющие на организацию, постоянно меняются, а заказчику нужна уверенность, что его требования будут выполнены.

Понятия риска и риск-ориентированного мышления прочно вошли в системы менеджмента качества с момента введения в действие стандартов ISO серии 9000 версии 2015 года. Хотя в прежних версиях одним из требований являлось выполнение предупреждающих действий, которые отчасти решали задачи, связанные со снижением риска возникновения несоответствий, новая версия обязывает организации направлять усилия на определение рисков и планировать действия по реагированию на риски с учетом влияния внешних и внутренних факторов, а также потребностей и ожиданий заинтересованных сторон [1].

В соответствии с ГОСТ Р ИСО 31000-2019 риск – это следствие влияния неопределенности на достижение поставленных целей [2]. В примечании к данному определению указывается, что следствие влияния неопределенности может быть позитивным и/или негативным. Однако в целом на практике под риском подразумевают возможность возникновения неблагоприятной ситуации.

Универсальный процесс управления рисками, предлагаемый стандартами ИСО серии 31000, представлен на рис. 1.

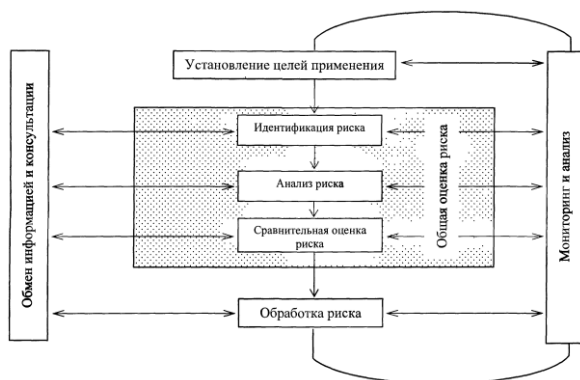


Рис. 1 – Процесс управления рисками

Однако в практике организации часто ограничиваются следующими этапами данного процесса:

- идентификация риска;
- анализ риска;
- оценка риска;
- обработка риска.

Следует отметить, что при выполнении НИОКР управление рисками осуществляют исполнители под руководством ответственного исполнителя, а в целом за процесс управления рисками отвечает научный руководитель этих работ.

На этапе идентификации рисков должен быть составлен всесторонний перечень рисков, которые могут отрицательно повлиять на результаты научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ: задержать или ускорить выполнение НИОКР, понизить степень соответствия результатов НИОКР установленным требованиям или сделать выполнение НИОКР невозможным. На данном этапе важно не только определить риски, но и установить возможные источники рисков и индикаторы наступления рисков, чтобы своевременно принять меры по реагированию на риски. Часто в организациях составляют базовый перечень рисков, который затем используют как основу для идентификации рисков конкретной НИОКР.

На этапе анализа рисков необходимо изучить последствия наступления рисков. При этом последствия рассматриваются как по отношению к организации, выполняющей НИОКР, так и по отношению к заказчику НИОКР.

На этапе оценки рисков, как правило, проводят количественную оценку вероятности возникновения рисков и значимости последствий с использованием 10-балльной шкалы. Такая оценка часто проводится экспертным методом. Примером могут служить шкалы, представленные в табл. 1 и 2.

Таблица 1 – Оценка вероятности возникновения риска

Обозначение категории вероятности	Вероятность возникновения риска (балл от 1 до 10)	Частота возникновения риска	
		Количество событий в год	Количество событий на НИОКР
Е	Максимальная (9-10)	Более 7 раз	1 раз на одну НИОКР
D	Высокая (7-8)	6-7 раз	1 раз на две-три НИОКР
С	Средняя (5-6)	4-5 раз	1 раз на четыре-пять НИОКР
В	Низкая (3-4)	2-3 раза	1 раз на шесть-семь НИОКР
А	Минимальная (1-2)	0-1 раз	1 раз на восемь и более НИОКР

Таблица 2 – Оценка значимости последствий риска

Обозначение категории последствий	Значимость последствия (балл от 1 до 10)	Последствие	
		Для организации	Для заказчика
5	Катастрофическое (8-10)	Прекращение работ по НИОКР Финансовые потери	Срыв заказа
4	Критическое (5-7)	Несоответствие результатов НИОКР требованиям контракта (договора) Нарушение сроков выполнения работ Финансовые потери	Нарушение срока выполнения заказа Дополнительные затраты, связанные с повторной приемкой результатов НИОКР
3	Значительное (3-4)	Несоответствие отдельных результатов НИОКР требованиям контракта (договора), устранить которые можно в кратчайшие сроки без нарушения сроков выполнения работ	Дополнительные затраты, связанные с повторной приемкой результатов НИОКР
2	Незначительное (1-2)	Неравномерность выполнения работ по времени	Нет последствий
1	Нет последствий (0)	Нет последствий	Нет последствий

По результатам оценки вероятности возникновения и значимости последствий составляют сводную таблицу оценки рисков, в которой описывают риск, присваивают ему номер и регистрируют оценку вероятности возникновения и значимости последствий риска.

На этапе оценки также проводится ранжирование рисков. Для

ранжирования можно использовать карту рисков, приведенную в табл. 3.

Таблица 3 – Карта рисков

Вероятность возникновения		Значимость последствий				
		Нет последствий	Незначительное	Значительное	Критическое	Катастрофическое
		1	2	3	4	5
Максимальная	E	Низкий	Средний	Высокий	Очень высокий	Очень высокий
Высокая	D	Низкий	Низкий	Средний	Высокий	Очень высокий
Средняя	C	Очень низкий	Низкий	Низкий	Средний	Высокий
Низкая	B	Очень низкий	Очень низкий	Низкий	Низкий	Средний
Минимальная	A	Очень низкий	Очень низкий	Очень низкий	Очень низкий	Низкий

Темно-серым обозначена зона высоких и очень высоких рисков, светло-серым – зона средних и низких рисков, белым – зона очень низких рисков. Ячейки таблиц заполняют номерами рисков, присвоенными им при формировании сводной таблицы оценки рисков. Карта рисков помогает графически отобразить, какие риски необходимо учитывать и обрабатывать в приоритетном порядке. Сводная таблица оценки рисков и карта рисков являются информационной базой для принятия решений по обработке рисков.

Варианты обработки риска могут включать одно или несколько из следующих действий:

- избежать риски, т.е. не заключать контракт на выполнение НИОКР;
- устранение риска и (или) его источника посредством внесения соответствующих изменений в техническое задание на НИОКР при его согласовании;
- уменьшение последствий и/или вероятности возникновения риска путем предупреждающих действий;
- разделение риска с другой стороной, т.е. заключение договора с организацией-соисполнителем на составную часть НИОКР;
- принятие риска.

Выбор наиболее приемлемого варианта обработки риска включает в себя установление баланса между затратами на осуществление каждого варианта обработки риска и полученными при этом преимуществами.

Управление рисками при выполнении НИОКР дает следующие преимущества:

- меньшее количество замечаний со стороны заказчиков к результатам НИОКР;
- меньшее количество несоответствий результатов НИОКР требованиям технического задания;
- соблюдение объема финансирования;
- улучшение взаимоотношений с заказчиком;
- увеличение объема выполняемых НИОКР;
- обеспечение прибыли.

Таким образом, управление рисками обеспечивает улучшение планирования, повышение результативности и эффективности процесса выполнения НИОКР.

Библиографический список

1. Сухорукова И.А. Риск-ориентированный подход к выполнению научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ // В сборнике: Мировой опыт и экономика регионов России: Сборник научных работ молодых ученых по материалам 19-ой Всероссийской студенческой научной конференции с международным участием (18-19 марта 2021 года, г. Курск) / Курский филиал Финансового университета при Правительстве РФ. – Курск: ЗАО «Университетская книга», - 2021. – С. 221-224.
2. ГОСТ Р ИСО 31000-2019 Национальный стандарт Российской Федерации. Менеджмент риска. Принципы и руководство. – М., 2020. – 19 с.

УДК 658.562.64

КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ПРОГРАММНЫХ ИЗДЕЛИЙ, РАЗРАБАТЫВАЕМЫХ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ОПЫТНО-КОНСТРУКТОРСКИХ РАБОТ

И.А. Сухорукова

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

Рассмотрен процесс контроля качества программных изделий в соответствии с требованиями стандартов системы разработки и постановки продукции на производство и единой системы программной документации (ЕСПД).

Ключевые слова: программное изделие, контроль качества, нормоконтроль программной документации, характеристики качества программного обеспечения.

QUALITY CONTROL OF PROGRAM PRODUCT FOR REALIZATION OF RESEARCH AND DEVELOPMENT ACTIVITY

I.A. Sukhorukova

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

The process of quality control of software product is considered in accordance with a system of product development and launching into manufacture and unified system for program documentation.

Keywords: *software product, quality control of software product, standard control of program documentation, quality parameters of software product.*

Обеспечение конкурентоспособности выпускаемой продукции – главная задача, которую необходимо решать организациям, чтобы завоевать доверие потребителей (заказчиков). Основными критериями конкурентоспособности являются качество продукции и цена, при этом качество стоит на первом месте [1].

Опытно-конструкторские работы представляют собой комплекс работ по разработке конструкторской и технологической документации для опытного образца изделия. Под изделием, как правило, понимают сложное техническое изделие, но для функционирования и управления такое изделие оснащают соответствующим программным обеспечением. К программному обеспечению сложных технических изделий предъявляют очень жесткие требования, т.к. от его качества зависит работоспособность изделия в целом.

Согласно [2] качество программного обеспечения можно оценить следующими характеристиками:

- функциональная пригодность;
- надежность;
- уровень производительности;
- совместимость;
- сопровождаемость;
- переносимость (мобильность);
- защищенность;
- удобство использования.

Программное обеспечение для сложных технических изделий в нашей стране разрабатывается в рамках выполнения опытно-конструкторских работ в соответствии с требованиями стандартов системы разработки и постановки продукции на производство и единой системы программной документации (ЕСПД). В совокупности программное обеспечение на носителе данных в упаковке с соответствующими эксплуатационными документами, прошедшее испытания установленного вида и предназначенное для поставки потребителю (заказчику) представляет собой программное изделие.

Для подтверждения соответствия такого программного изделия требованиям технического задания на соответствующих этапах необходимо

проводить его контроль и испытания, которые устанавливаются в программах и методиках испытаний, разрабатываемых согласно ГОСТ 19.301-79 [3].

Контроль качества и испытания программных изделий в целом предусматривают:

– контроль качества при разработке и изготовлении программного изделия;

– нормоконтроль программной документации;

– испытания и приемка программного изделия.

Контроль качества при разработке и изготовлении программного изделия включает два этапа:

а) тестирование программы;

б) контроль качества носителя данных.

В [4] отмечено, что разработчики часто используют системы тестирования для повышения качества программного обеспечения.

Тестирование программы проводят в объеме и последовательности, установленной в программе и методике испытаний. Если получены отрицательные результаты тестирования, разработчик осуществляет доработку программы и подвергает ее повторному тестированию. Контроль качества носителя данных осуществляют по следующим параметрам: отсутствие внешних повреждений и отсутствие загрязнений на поверхности носителя данных.

Программная документация является неотъемлемой частью программного изделия и включает в себя согласно ГОСТ 19.101-77 документы, содержащие сведения, необходимые для разработки, изготовления, сопровождения и эксплуатации программного обеспечения [5].

Для проверки соблюдения требований стандартов ЕСПД проводят нормоконтроль программной документации. Нормоконтролер проверяет:

а) комплектность программной документации в соответствии с техническим заданием;

б) правильность применения сокращений слов;

в) наличие и правильность ссылок на нормативные документы;

г) полноту заполнения атрибутов реквизитной части;

д) наличие установленных подписей;

е) внешний вид проверяемой документации;

ж) соответствие номенклатуры граф в ведомостях и спецификациях формам, установленным ЕСПД, соблюдение правил их заполнения;

и) правильность наименований и обозначений документов, записанных в ведомости и спецификации;

к) полноту и соответствие содержания документов требованиям стандартов ЕСПД.

Т.к. программное изделие создается в рамках выполнения опытно-конструкторских работ, то согласно порядку их выполнения программное изделие должно пройти предъявительские испытания, прямо-сдаточные

испытания и окончательную приемку программного изделия потребителем (заказчиком). Объем и последовательность этих испытаний устанавливается в программе и методике испытаний, разрабатываемых согласно ГОСТ 19.301-79 [3]. На испытаниях и приемке, как правило, проверяют следующие параметры: внешнюю упаковку, состав программного изделия, комплектность и качество программной документации, маркировку и упаковку носителя программы, проверку состава и формата записи файлов программы, проверку носителя программы на наличие инфицированных файлов, тестирование программы в условиях эксплуатации и др.

Таким образом, процесс контроля качества программных изделий, разрабатываемых при выполнении опытно-конструкторских работ, является сложным и охватывает все стадии разработки программных изделий.

Библиографический список

1. Сухорукова И.А. Контроль качества и испытания программных изделий, разрабатываемых при выполнении опытно-конструкторских работ // В сборнике: Качество в производственных и социально-экономических системах: сборник научных трудов 9-й Международной научно-технической конференции (16 апреля 2021 года) / редкол.: Павлов Е.В. (отв. ред.); Юго-западный государственный университет, в 2-х томах. Том 2, Курск, 2021. – С. 223-226.
2. ГОСТ Р ИСО/МЭК 25010-2015 Национальный стандарт Российской Федерации. Информационные технологии. Системная и программная инженерия. Требования и оценка качества систем и программного обеспечения (SQuaRE). Модели качества систем и программных продуктов. – М., 2015. – 36 с.
3. ГОСТ 19.301-79 Межгосударственный стандарт. Единая система программной документации. Программа и методика испытаний. Требования к содержанию и оформлению. – М., 2010. – 3 с.
4. Струбакин П.В., Фатьянова А.А. Управление качеством программного обеспечения [Электронный ресурс]. – 2019. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/upravlenie-kachestvom-programmnogo-obespecheniya/viewer> (дата обращения 15.10.2023).
5. ГОСТ 19.101-77 Межгосударственный стандарт. Единая система программной документации. Виды программ и программных документов. – М., 2010. – 4 с.

УДК 615.471:617.7

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ МЕЛОДИЧНОЙ И РИТМИЧНОЙ МУЗЫКИ НА СЕРДЕЧНЫЙ РИТМ ЧЕЛОВЕКА ПО РЯДУ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬСОМЕТРИИ

А.З. Яфаров, О.Н. Лифанова, В.Г. Супрун

ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный университет
аэрокосмического приборостроения», г. Санкт-Петербург

Проведен эксперимент с участием трёх испытуемых, во время которого проводился съём электрокардиограммы и прослушивание музыки разного вида (классической мелодической и современной ритмичной). Влияние иных воздействий было минимизировано. Была создана программа для комплексного анализа вариабельности сердечного ритма. Был рассчитан ряд показателей вариационной пульсометрии, включая индекс напряжения, индекс вегетативного равновесия и показатель активности регуляторных систем Р.М. Баевского для оценки влияния вида музыки на состояние регуляторных систем.

Ключевые слова: *показатель активности регуляторных систем, индекс напряжения, индекс вегетативного равновесия, анализ реакции на внешнее воздействие, анализ сердечного ритма*

ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF MELODIC AND RHYTHMIC MUSIC ON HUMAN HEART RATE ACCORDING TO VARIATION PULSOMETRY INDICATORS

A. Z. Yafarov, O.N. Lifanova, V.G. Suprun

Saint Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg

An experiment was conducted with the participation of three subjects, during which they took an electrocardiogram and listened to different types of music (classical melodic and modern rhythmic). The influence of other influences was minimized. A program was created for a comprehensive analysis of heart rate variability. A number of indicators of variational pulsometry were calculated, including the tension index, the autonomic balance index and the indicator of the activity of regulatory systems R.M. Baevsky to assess the influence of the type of music on the state of regulatory systems.

Key words: *indicator of activity of regulatory systems, stress index, vegetative balance index, analysis of reaction to external influences, analysis of heart rate*

Согласно современным представлениям о регуляции параметров жизнедеятельности человека механизмами гомеостаза каждая из систем регуляции организма функционирует не отдельно, а при взаимном влиянии процессов функционирования других систем. И к настоящему времени сформировано представление о том, что вариабельность сердечного ритма отражает не только состояние сердечно-сосудистой системы, но и влияние

других систем на функциональное состояние организма [1]. Значительное распространение получили работы по анализу сердечного ритма методами вариационной пульсометрии по Р.М. Баевскому при физической нагрузке [2,3]. При этом работ, посвященных изучению влияния психоэмоционального воздействия на динамику сердечного ритма, значительно меньше. В качестве одного из наиболее доступных и безопасных видов психоэмоционального воздействия может быть рассмотрено воздействие прослушивания музыки различных видов на динамику сердечного ритма, но подобных исследований сравнительно немного[4]. В то же время, широко известны наблюдения того, что при прослушивании разных видов музыки человеком проявляются индивидуальные реакции на её воздействие [5]. Воздействия могут быть благоприятными (например, улучшение настроения, нормализация режима сна, снижение болевой чувствительности), но могут быть и негативными (например, повышение утомляемости, нарушение режима сна [6]), которые ведут к активному избеганию данного вида воздействия. Для исследования возможности оценить влияние двух видов воздействия (прослушивания фрагментов мелодичной и ритмичной музыки, признанных испытуемыми по предварительному опросу благоприятными для восприятия) на динамику сердечного ритма на базе ФГБНУ «ИЭМ» был поставлен эксперимент в рамках инициативной научно-исследовательской работы студентов ГУАП согласно договору о сотрудничестве организаций.

Для проведения эксперимента были сформированы необходимые условия и обеспечена регистрация электрокардиограммы (ЭКГ) с последующим извлечением данных динамики сердечного ритма высокой точности. Использовалось помещение лаборатории, оснащённое автоматизированным аппаратно-программным комплексом КАП-01 «Кардиотехника ЭКГ» для записи ЭКГ, кушеткой для пребывания в положении лёжа в покое, портативным музыкальным проигрывателем и беспроводными наушниками для минимизации возможного воздействия от проводных наушников. В качестве участников эксперимента выбраны три испытуемых добровольца (пол – женский, возраст от 20 до 21 года, без патологий сердечно-сосудистой и иных систем организма, с уровнем слуха в пределах нормы), обозначенных как «Испытуемый А», «Испытуемый В» и «Испытуемый С». Базовой подготовкой испытуемых к эксперименту и критерием включения являлось соблюдение испытуемыми рекомендаций: нормальный сон не менее 8 часов и отсутствие сильных психофизиологических воздействий различной природы накануне исследования. В качестве воздействия были выбраны следующие аудиозаписи: предъявляемый фрагмент мелодичной музыки – Л. Бетховен «Лунная соната» (1 часть), предъявляемый фрагмент ритмичной музыки – Madcon «Beggin'». При отборе композиций было установлено, что их звучание является приемлемым для испытуемых и не вызывает негативной психоэмоциональной реакции.

Разработан план эксперимента, включающий в себя две основные стадии: подготовительная стадия и стадия предъявления акустического воздействия.

Содержание плана эксперимента раскрывается в таблице 1. На подготовительной стадии было реализовано приведение испытуемых к единому функциональному состоянию (ФС) в комнате отдыха и регистрация ЭКГ в состоянии покоя без акустического воздействия. На стадии предъявления акустического воздействия было реализовано последовательное предъявление фрагментов мелодичной и ритмичной музыки с одновременной регистрацией ЭКГ и обеспечением перерывов между предъявлением фрагментов для минимизации риска развития утомления от длительного пребывания в положении лёжа в покое. Для каждого испытуемого эксперимент проводился в равнозначных условиях: в первой половине дня, влияния иных воздействий было минимизировано для обеспечения возможности сопоставления полученных данных.

Таблица 1 – Содержание плана эксперимента

Стадии	Подготовительная		Предъявления акустического воздействия				
	Этапы	Нормализации ФС	ЭКГ в покое	Перерыв № 1	Воздействие мелодичной музыки	Перерыв № 2	Воздействие ритмичной музыки
Длительность (минуты)		30	7	3	7	3	7

После проведения исследований записи ЭКГ были проанализированы на предмет отсутствия значительных нарушений ритма (в ряде записей было выявлено небольшое количество единичных экстрасистол), что позволило произвести расчёт и экспорт кардиоритмограммы (КРГ) для последующего исследования динамики ритма сердца с применением методов анализа вариабельности сердечного ритма Р.М. Баевского [7, 8, 9]. Отличительной особенностью метода вариационной пульсометрии является то, что он объединяет подходы к анализу ритма сердца как геометрического распределения в пространстве, волновой структуры и меняющегося со временем сигнала [10]. Также метод позволяет рассчитывать ряд индексов и показателей, позволяющих интерпретировать вклад в регуляцию организма симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы.

Для обеспечения сопоставимых результатов было принято решение использовать в каждой записи КРГ начальный сегмент записи, как имеющий наиболее яркое проявление реакции на предъявление акустического воздействия. Также были использованы сведения литературных источников, что оценка достоверности волновой структуры зависит от длительности записи и считается статически значимой, если в эпоху анализа попало не менее 10 волн [11]. В данной работе для получения достоверных оценок был выбран сегмент записи длиной в 300 интервалов между сокращениями сердца во всех записях (от 1 до 300).

Для реализации методов анализа variability сердечного ритма была разработана компьютерная программа на языке MATLAB, позволяющая загружать записи КРГ как последовательность интервалов между сокращениями сердца (RR-интервалов), проводить их сегментация путём выбора начального и конечного отсчёта для фрагмента записи, подлежащего автоматизированному анализу и расчёту показателей вариационной пульсометрии. Окно компьютерной программы для анализа данных КРГ, позволяющей отображать результаты анализа по методу вариационной пульсометрии и расчёт индексов показан на рисунке 1.

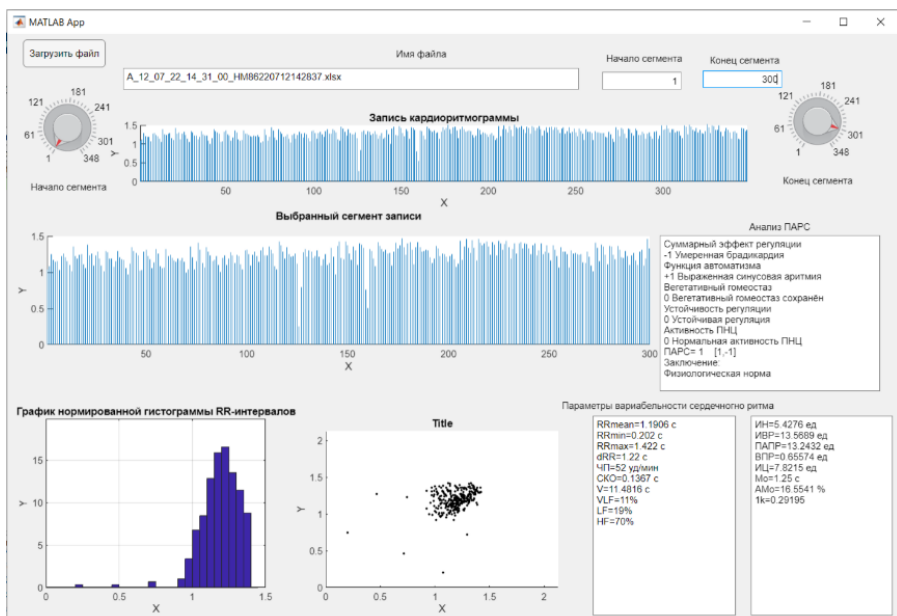


Рис. 1 – Вид графического интерфейса программы анализа данных КРГ

Разработанная компьютерная программа позволяет рассчитать первичные и комплексные показатели variability сердечного ритма:

- среднее (RRmean), максимальное (RRmax) и минимальное (RRmin) значение кардиоинтервала (RR-интервала) на сегменте записи;
- вариационный размах (dRR) и среднеквадратическое отклонение кардиоинтервалов (СКО), коэффициент вариации (V);
- соотношение спектральных оценок динамики сердечного ритма как высокочастотных (HF), низкочастотных (LF) и очень низкочастотных компонент (VLF);
- индекс напряжения (ИН), индекс вегетативного равновесия (ИВР), показатель адекватности процессов регуляции (ПАПР), вегетативный показатель ритма (ВПР), индекс централизации (ИЦ);

- крутизна автокорреляционной функции на первом сдвиге (1k), величина моды (АМо) и амплитуды моды (АМо);
- показатель интегрирующий оценки по ряду показателей в показатель активности регуляторных систем (ПАРС), величина которого считается пропорциональной степени напряжения регуляторных систем организма.

Для каждого из трёх испытуемых на каждом этапе эксперимента результаты были сведены в таблицу (табл. 2), результаты округлены с точностью до двух знаков после запятой.

Таблица 2 – Показатели variability сердечного ритма на трёх этапах

Этапы	Регистрация КРГ в покое без акустического воздействия			Воздействие мелодичной музыкой			Воздействие ритмичной музыкой		
	Испытуемые			Испытуемые			Испытуемые		
Параметр	А	В	С	А	В	С	А	В	С
ИВР	30,45	68,79	122,45	13,57	35,92	229,59	13,08	158,37	173,66
ВПП	1,45	2,23	3,91	0,65	1,31	6,36	0,66	4,20	4,86
ПАРС	3 [3,-1]	3 [4,0]	2 [2,0]	1 [1,-1]	3 [4,0]	2 [2,0]	2 [1,-2]	4 [3,-1]	3 [3,0]
HF (%)	7	55	43	70	50	45	6	26	43
LF (%)	40	25	26	19	38	16	20	40	27
VLF (%)	53	20	32	11	12	39	74	34	30
RRmin (с)	0,88	0,68	0,68	0,2	0,25	0,72	0,28	0,61	0,66
RRmax (с)	1,43	1,27	0,98	1,42	1,27	0,9	1,48	0,95	0,92
ПАПР	13,42	54,84	43,36	13,24	48,61	49,97	12,57	76,92	55,79
Мо (с)	1,25	0,75	0,85	1,25	0,75	0,85	1,25	0,7	0,8
ИН	12,18	45,86	72,03	5,43	23,94	135,05	5,23	113,12	108,53
ЧП (уд/мин)	52	79	73	54	79	76	54	87	78
СКО (с)	0,12	0,06	0,05	0,14	0,07	0,04	0,16	0,05	0,04
ИЦ	13,46	4,02	2,13	7,82	7,61	1,59	16,09	1,97	2,37
1k	0,18	0,59	0,57	0,29	0,51	0,62	0,17	0,78	0,36
dRR (с)	0,55	0,59	0,30	1,22	1,015	0,18	1,20	0,34	0,25
АМо (%)	16,78	41,14	36,86	16,55	36,45	42,47	15,72	53,85	44,63
V (с)	10,39	9,15	6,51	11,48	9,14	4,63	13,92	7,65	5,63

Анализ полученных результатов позволил установить отсутствие значительных изменений ПАРС при прослушивании мелодичной и ритмичной музыки относительно сравниваемых значений в покое. При этом малые изменения его величины помогают анализировать реакции каждого испытуемого на предъявляемые акустические воздействия мелодичной и ритмичной музыкой.

Проведение анализа для каждого испытуемого выявило ряд индивидуальных реакций на предъявляемое воздействие:

Испытуемый А. Фоновая запись КРГ (в покое без воздействия) характеризуется стабильной частотой пульса (СКО 0,12 секунды) со средним значением 52 удара в минуту и значительной изменчивостью

кардиоинтервалов (АМо 16%), при этом среди спектральных составляющих особенно велико влияния (VLF 53%), величину которого соотносят с гиперадаптивным состоянием, в данном случае – умеренным. Индекс вегетативного равновесия (ИВР 30,45) находится в норме, увеличение показателя соотносят с преобладанием симпатического отдела вегетативной системы над парасимпатическим. Показатель активности регуляторных систем (ПАРС 3) соотносят с пребыванием на границе нормы и функционального напряжения.

При воздействии мелодичной музыкой произошли следующие изменения variability сердечного ритма относительно фоновой записи: ИВР снизился (ИВР 13,57), что связывают с преобладанием влияния парасимпатического отдела вегетативной нервной системы и часто соотносят с реакцией подобной спокойствию и умиротворению. При этом появились единичные экстрасистолы (RRmin 0,2 с) с сохранением общих параметров пульса (ЧП, АМо), увеличились соотношения высокочастотных составляющих (HF 70% по сравнению с 7% в покое) и уменьшилось соотношение очень низкочастотных составляющих (VLF 11% по сравнению с 53% в покое), что говорит об увеличении вклада дыхательных волн в динамику сердечного ритма и снижении состояния готовности к внешнему воздействию.

При воздействии ритмичной музыкой величина ИВР осталась на уровне предшествующего воздействия, сохранились единичные экстрасистолы, а также основные показатели сердечного ритма (ЧП, АМо и другие) остались на уровне, сопоставимом с фоновой записью и воздействием мелодичной музыкой, но возросла величина показателя (VLF 74%).

Совокупность полученных изменений показателей variability сердечного ритма для Испытуемого А можно интерпретировать как пребывание при снятии фоновой ЭКГ в активном ожидании воздействия, адаптации к воздействию с увеличением вклада дыхательных волн в сердечном ритме на этапе воздействия мелодичной музыкой с некоторым эффектом расслабления за счёт увеличения вклада в спектральную составляющую дыхательных волн, и переход на этап готовности к иным стимулам при воздействии ритмичной музыкой, при сохранении средних параметров сердечного ритма на сопоставимых уровнях.

Испытуемый В. При воздействии мелодичной музыкой произошли следующие изменения variability сердечного ритма относительно фоновой записи: ИВР снизился (ИВР 35,92 относительно величины 68,79 при фоновой КРГ), что указывает на преобладание влияния парасимпатического отдела вегетативной нервной системы, соотношения частотных компонентов сердечного ритма значительно не изменились, но так же как и у Испытуемого А появились единичные экстрасистолы при сохранении основных параметров variability в целом.

При воздействии ритмичной музыкой возрос индекс вегетативного равновесия (ИВР 157, 37 по сравнению с 35,92 при воздействии мелодичной

музыкой и 68,79 при фоновой КРГ), что говорит об увеличении влияния симпатической нервной системы над парасимпатической, и косвенно говорит о готовности к активным действиям.

Совокупность полученных изменений показателей variability сердечного ритма для Испытуемого В можно интерпретировать как переход к состоянию покоя, которое можно оценить по уменьшению показателя ИВР относительно фоновой записи, и последующего перехода к состоянию активности для воздействия ритмичной музыкой без значительного изменения основных показателей variability сердечного ритма и частотных компонент спектрального анализа.

Испытуемый С. Не выявлено значимых отличий между показателями variability сердечного ритма для случая воздействия мелодической и ритмической музыкой для выделения их специфического влияния, при этом показатели variability сердечного ритма значительно отличаются от фоновой КРГ. Индекс вегетативного равновесия при фоновой записи составлял большую среди трёх испытуемых величину (ИВР 122,45), а затем увеличивался при воздействии мелодичной музыки (ИВР 229,59) и остался на достаточно высоком уровне относительно фоновой при воздействии ритмичной музыкой (ИВР 173,66), что говорит о преобладании влияния симпатического отдела вегетативной нервной системой и увеличении её влияния на любое акустическое воздействие. При сохранении основных показателей variability сердечного ритма в норме это может говорить о возникновении состояния «настороженности» при предъявлении любого акустического воздействия, то есть о возникновении неспецифической реакции на воздействие прослушиванием музыкальных фрагментов (как мелодичных, так и ритмичных).

Полученные результаты позволяют установить наличие принципиальной возможности оценки специфического отклика на психоэмоциональные воздействия в виде предъявляемых фрагментов мелодичной и ритмичной музыки и представления его интерпретации. Предполагается, что точность интерпретации может быть повышена путём увеличения количества испытуемых и предъявления более разнообразных воздействий для установления значимости совместного изменения величин показателей variability сердечного ритма и реализации более дифференцированного анализа влияния психоэмоциональных воздействий.

Библиографический список

1. Variability сердечного ритма. URL: <https://cardiograf.com> (дата обращения: 07.07.2023)
2. Гаврилова Е.А. Использование variability ритма сердца в оценке успешности спортивной деятельности // Практическая медицина. Т.1. №15. 2015. 165-172 с.
3. Похачевский А.Л., Петров А.Б., Глушков С.А., Фомичев А.В., Воробьев А.Н. Теоретические подходы и практические возможности изучения

- сердечного ритма при физической нагрузке // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. Т.1. №11. 2015. 2011-2019 с.
4. Катаранова А.Ю., Моляренко Т.Н., Татарко Т.Н. Влияние музыки с разными ритмическими составляющими на регуляцию сердечного ритма у юношей и девушек // Вестник российских университетов. Т.4. №1. 1999. 70-75 с.
 5. Буй Минь Зиеп, Таратухин Е.О. Возможности вариабельности сердечного ритма // Российский кардиологический журнал. Т.6 № 6. 2011. 69-75 с.
 6. Влияние музыки на человека. URL: veinik.ru/science/any/article/928.html (дата обращения: 09.07.2023)
 7. Басевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука, 1984, 222С.
 8. Баевский Р.М. Теоретические и прикладные аспекты оценки и прогнозирования функционального состояния организма при действии факторов длительного космического полёта, актовая речь, Институт медико-биологических проблем РАН, Москва, 2005г.
 9. Хаспекова Н.Б. Регуляция вариативности ритма сердца у здоровых и больных с психогенной и органической патологией мозга // Автореферат диссертации д-ра мед. наук. М., 1996. 48С.
 10. Яфаров, А. З. Обзор современных методов анализа вариабельности сердечного ритма в интересах контроля влияния внешних факторов на человека по данным длительного кардиомониторинга / А. З. Яфаров // Российские биомедицинские исследования. – 2017. – Т. 2, № 1. – С. 38-44.
 11. Берёзный Е.А., Рубин А.М., Утехина Г.А. Практическая кардиоритмография. СПб: «НЕО». 2005. 140 с.

УДК 621.317.619

ИЗМЕРЕНИЕ СОСУДОВ ЧЕЛОВЕКА НЕИНВАЗИВНЫМИ ОПТИЧЕСКИМИ МЕТОДАМИ

Е.В. Тяжолова, Л.Р. Григорьян

ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар

В работе рассматривается метод оптического исследования кровенаполнения сосудов человеческого организма. Проведенные математические расчеты позволили определить геометрические размеры датчиков измерения кровенаполнения.

Ключевые слова: *плетизмография, фотоплетизмография, кровеносные сосуды, кровоток, измерительный зонд.*

MEASUREMENT OF HUMAN VESSELS BY NONINVASIVE OPTICAL METHODS

E.V. Tyazholova, L.R. Grigoryan
Kuban State University, Krasnodar

The paper considers the method of optical investigation of blood filling of the vessels of the human body. The mathematical calculations made it possible to determine the geometric dimensions of the blood filling measurement sensors.

Keywords: *plethysmography, photoplethysmography, blood vessels, blood flow, measuring probe.*

В процессе жизнедеятельности человека его сердце и кровеносные сосуды могут быть подвержены различным заболеваниям, вызывающие высокую смертность среди развитых стран. Поэтому для снижения смертности необходимо проводить обследование (диагностику), своевременно выявляющее возникшие заболевания. В настоящее время для диагностики состояния кровеносных сосудов существует достаточно большое количество методов от обычного сбора анамнеза до аппаратного обследования.

Для получения информации о деятельности сердца без принесения какого-либо вреда организму, изучают внешние проявления этой деятельности, регистрируемые с помощью соответствующего оборудования. Данный метод исследования называется неинвазивным. Распространенными неинвазивными методиками исследования кровеносных сосудов являются: сфигмография, плетизмография, доплерография и дуплексное сканирование сосудов, ультразвуковая диагностика сосудов и другие. В нашей статье более подробно остановимся на изучении оптического метода исследования артериальной пульсации крови – плетизмографии.

Плетизмография является методом исследования, который позволяет изучать изменения объема органов, тела или сосудов в зависимости от пульсового кровенаполнения. Для этого используются электрические сигналы, которые регистрируются специальными приборами - плетизмографами. Оценка сосудистого тонуса и определение природы сосудистых изменений осуществляется с помощью различных проб.

Плетизмографы различаются по своей конструкции, существуют водяные, электро- и фотоплетизмографы. Каждый плетизмограф имеет свой плетизмографический рецептор и датчик измерительного устройства. [1].

В зависимости от характера сигнала, получаемого при изменении кровенаполнения, плетизмографию разделяют на:

- механическую, в которой обследуемую часть помещают в твердый герметически закрывающийся сосуд, и колебания объема регистрируются передачей воздуха или воды;

- электроплетизмографию, отражающую динамику электропроводности в зависимости от кровенаполнения (включая импедансную плетизмографию или реографию с разновидностями);

- фотоэлектрическую плетизмографию или денсографию, основанную на оценке светопрозрачности органов или части тела в зависимости от кровенаполнения.

Среди плетизмографических методов в настоящее время наиболее распространенным является фотоплетизмографический, так как он малоинвазивный и малотравматичный при получении данных пульсовых колебаний.

Метод фотоплетизмографии основан на том, что световой поток световода и светофильтра монохроматически проходит через исследуемую ткань и, отражаясь, попадает на фотоприемник [2]. При этом изменения интенсивности света отражают изменения в объеме крови в сосудах. Поскольку при сокращении сердца и протекании крови по сосудам изменяется коэффициент поглощения инфракрасного света, то фотоплетизмографом регистрируется и обрабатывается только изменение содержания крови без учета тканей исследуемой области. При этом рассеивание света происходит в основном за счет отражения от поверхности эритроцитов.

Фотоплетизмографы включают в себя источник излучения с определенной длиной волны, фотоприемник, формирователь сигнала, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рис. 1).

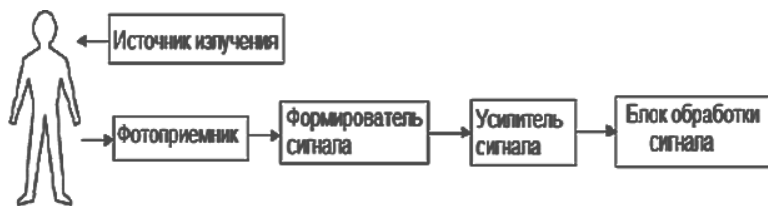


Рис. 1 – Структурная схема работы фотоплетизмографа

Определенная длина волны источника излучения связана со способностью гемоглобина поглощать определенную длину волны, а именно красный и зеленый цвета, 660 и 525 нм соответственно [3].

Световой поток источника излучения рассеивается на капиллярах со степенью рассеивания прямо пропорциональной кровенаполнению сосуда, который меняется от характера распространения пульсовой волны, зависящей от сокращений мышц сердца и стенок аорты. Отраженный световой поток регистрируется фотоприемником, который передается через микроконтроллер на персональный компьютер. При этом происходит обработка полученного сигнала и расчет ряда параметров.

На основе фотоплетизмографического метода исследования в работе представлен новейший, но довольно простой и доступный метод исследования сосудов человека – компьютерный анализ состояния сосудов (определение скорости распространения пульсовой волны и индекса

аугментации). Метод основан на том, что высокочувствительный датчик пульса Pulse Sensor, размещённый на первой фаланге пальца улавливает мельчайшие колебания стенки сосудов (сосудистые волны), который передает данные пульсовой волны на монитор жизненных показателей человека (кардиомонитор), осциллограф и систему сбора данных (рис. 2). Важно отметить, что чувствительность датчика настолько высока, что его измерения сравнимы с измерениями, проводимыми непосредственно внутри сосуда.

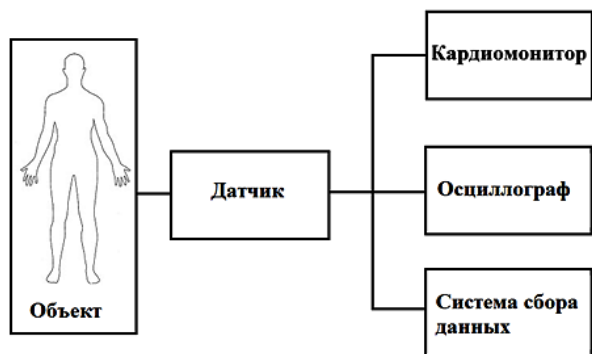


Рис. 2 – Структурная схема экспериментальной установки

Проведем расчеты для выбора оптических датчиков измерительных каналов, а также оптимального конуса для проведения измерений кровотока в пищеводе человека, используя известные данные. Идеей по построению данной геометрической системы являются реальные проводившиеся операции. Основной целью расчетов является определение точности результатов при различных значениях [4].

Для повышения эффективности сбора информации в канале измерения кровотока в пищеводе необходимо установить прямой круговой конус между источником и приемником излучения. Диаметр основания конуса должен соответствовать диаметру измерительного зонда. Необходимо определить оптимальный угол при вершине конуса.

Для расчета оптимального угла при вершине конуса возьмем исходные данные:

- a=2 мм;
- b=4 мм;
- c=3 мм;
- d=5 мм;

где a – расстояние от вершины конуса до приемной площадки фототранзистора, b – диаметр зонда канала измерения кровотока в пищеводе, c – расстояние от источника оптического излучения до конуса; d – расстояние от источника излучения до стенки пищевода (рис. 3).

Для расчета угла θ , представляющего угол обхвата облучаемой

поверхности, при использовании непрозрачной пластинки вместо конуса, вначале примем диаметр данной пластинки равным 0. Также сделаем допущение, что источник излучения точечный.

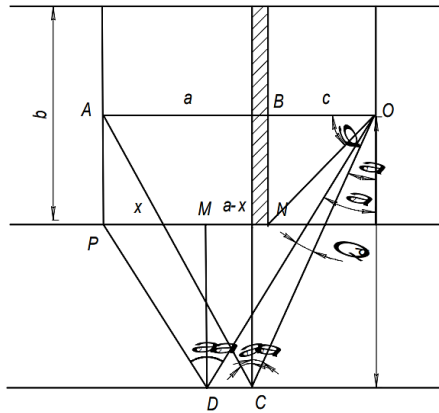


Рис. 3 – Графическое пояснение математического аппарата, когда между источником и приемником излучения находится непрозрачная пластинка

$$\theta := \alpha_2 - \alpha_1$$

$$\operatorname{tg} \alpha_1 := \frac{\left[\frac{(a+c)}{2} \right]}{d}$$

$$\operatorname{tg} \alpha_2 := \left[\frac{x}{\left[d - \left(\frac{b}{2} \right) \right]} \right]$$

$$\operatorname{tg} \alpha_2 = \frac{1,875}{5 - \frac{4}{2}} = \frac{1,875}{3} = 0,625;$$

$$\alpha_2 = 32,005^\circ;$$

$$\theta = \alpha_2 - \alpha_1 = 32,005^\circ - 26,56^\circ = 5,445^\circ. \quad (1)$$

Таким образом, если отсутствует конус, то угол охвата облучаемой поверхности равен $5,445^\circ$.

Теперь рассчитаем угол θ для случая, показанного на рисунке 4.

$$\theta := \alpha_2 - \alpha_1$$

$$\operatorname{tg} \alpha_2 := \frac{a+y}{d - \frac{b}{2}}$$

$$\begin{aligned}
 \operatorname{tg} \alpha_2 &:= \frac{x - y + c}{d} \\
 \operatorname{tg} \alpha_2 &:= \frac{5}{8} + \frac{1}{4 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right)} \\
 \alpha_2 &:= \operatorname{atan} \left(\frac{5}{8} + \frac{1}{4 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right)} \right) \\
 \operatorname{tg} \alpha_1 &:= \frac{(c - g)}{d} \\
 \theta = \alpha_2 - \alpha_1 &= \operatorname{arctg} \left[\frac{5}{8} + \frac{1}{4 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right)} \right] - \\
 &- \operatorname{arctg} \left[\frac{6 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \sin^2 \left(\frac{\beta}{2} \right) + 5 \cos \beta \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) + 2 \cos \beta}{16 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \sin^2 \left(\frac{\beta}{2} \right) + 8 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \cos \beta + 2 \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \sin \beta + 2 \sin \beta} \right]; \quad (2)
 \end{aligned}$$

Для того, чтобы узнать, как изменится угол охвата облучаемой поверхности при удалении от нее, зададимся расстоянием $d=10$ мм, и проведем тот же расчет, не изменяя остальные исходные данные.

Аналогично предыдущему эксперименту сделаем допущение в виде точечного источника излучения и непрозрачной пластинки с диаметром принятым 0.

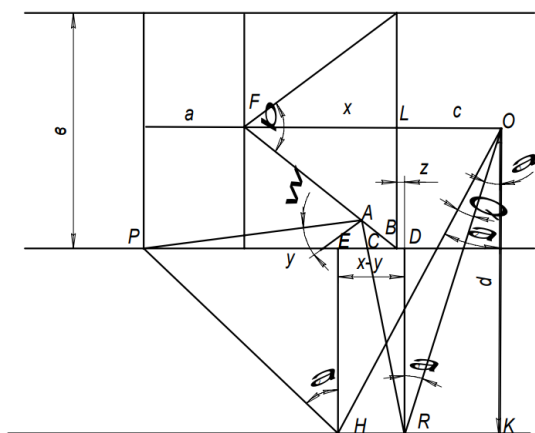


Рис. 4 – Графическое пояснение математического аппарата, когда между источником и приемником излучения находится конус

Подставляя в формулу (1) полученные значения получаем:

$$\theta := \alpha_2 - \alpha_1$$

$$\theta := \operatorname{atan} \left(\left(\frac{5}{18} + \frac{1}{9 \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right)} \right) \right) -$$

$$- \operatorname{atan} \left[\frac{\left[6 \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \left(\sin \left(\frac{\beta}{2} \right) \right)^2 + 5 \cdot \cos \beta \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) + 2 \cdot \cos \beta \right]}{36 \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \left(\sin \left(\frac{\beta}{2} \right) \right)^2 + 18 \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \cos \beta + 2 \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\beta}{2} \right) \cdot \sin \beta + 2 \cdot \sin \beta} \right] \quad (3)$$

По результатам вычислений, выведенных из формулы 3, можно построить график зависимости угла охвата облучаемой поверхности от угла при вершине конуса с расстояниями 5 мм и 10 мм (рис. 5).

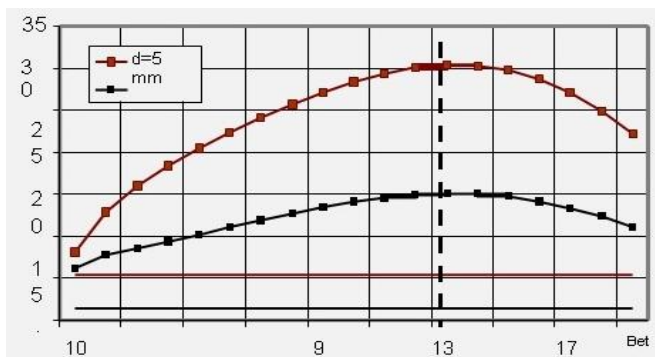


Рис. 5 – Зависимость угла охвата облучаемой поверхности от угла при вершине конус

Из графика видно, что обе функции имеют максимум в одной области, следовательно, оптимальный угол θ не зависит от удаления зонда от исследуемой поверхности. Отсюда следует, что оптимальный угол при вершине конуса $\theta = 133^\circ$. Также из графика можно сделать вывод, что чем дальше зонд находится от облучаемой поверхности, тем меньше угол охвата. Применение конуса для $d=5$ мм при угле при вершине конуса $\beta=133^\circ$ дает увеличение угла охвата облучаемой поверхности \approx в 5.5 раза, а для $d=10$ мм при угле при вершине конуса $\beta=133^\circ$ дает увеличение угла охвата облучаемой поверхности \approx в 10 раз.

Библиографический список

1. Усанов Д.А. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечнососудистой системы по характеристикам пульсовой волны / Д.А.

Усанов, А.В. Скрипаль, А.Ю. Вагарин, А.П. Рытик// – Саратов: Изд-во Саратовского университета, 2009. – 96 с.

2. Математические модели квази-одномерной гемодинамики / В. Б. Кошелев, С. И. Мухин, Н. В. Соснин, А. П. Фаворский. – Москва : МАКС Пресс, 2010. – 114 с.

3. Тяжолова Е.В. Фотоплетизмографический метод исследования пульсовых волн в сосудах человека / Е.В. Тяжолова // Научные достижения студентов и учащихся. Сборник статей III Всероссийского научно-исследовательского конкурса. – Пенза, 2020. – С. 83-87.

4. Браун Т.В., Тяжолова Е.В. Исследование сосудов человека плетизмографией / Т.В. Браун, Е.В. Тяжолова // Фундаментальные и прикладные научные исследования в современном мире. Сборник научных статей по материалам II Международной научно-практической конференции. Т. 1. Уфа, 2023. – С. 149-155.

УДК 681.78 (504.4.062.2)

НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ ВЛАГООБЕСПЕЧЕННОСТИ РАСТЕНИЙ В ЦЕЛЯХ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ

Л.А. Бондарева, М.В. Суханова

ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева»,
г. Орёл

Рассмотрена возможность применения неразрушающего контроля влагообеспеченности растений на основе метода определения зеркальной составляющей отраженного излучения от их листьев для реализации задач экологического мониторинга и экологической безопасности. Предложен алгоритм функциональной диагностики растений.

Ключевые слова: отражение, зеркальная составляющая, листья, растения, экологическая безопасность.

NON-DESTRUCTIVE CONTROL OF PLANT MOISTURE AVAILABILITY IN ORDER TO ENSURE ENVIRONMENTAL SAFETY

L.A. Bondareva, M.V. Sukhanova

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

The possibility of applying non-destructive control of the moisture supply of plants based on the method of determining the mirror component of reflected radiation from their leaves for the implementation of environmental monitoring and environmental safety tasks is considered. The algorithm of functional diagnostics of plants is proposed.

Key words: reflection, mirror component, leaves, plants, environmental safety.

Проблемы с водными ресурсами, сохранение которых является основополагающей составляющей обеспечения экологической безопасности в мире, нарастают с каждым годом, засухи и дефицит воды подрывают усилия по достижению устойчивого развития мировой экономики. В решении конференции ФАО ООН (июль, 2023 г.) говорится: «следует признать, что в условиях острого дефицита воды... водные ресурсы эксплуатируются на пределе их возможностей, что сказывается на продовольственной безопасности и жизни миллиардов людей» [1].

Экологическая безопасность окружающей среды заключается в предупреждении её истощения, засорения и загрязнения. В частности, истощение водных ресурсов происходит из-за неэффективного их использования (в том числе, слишком интенсивного развития сельского хозяйства). На сегодняшний день именно сельское хозяйство является основным мировым водопользователем, т.к. на долю поливного земледелия приходится порядка 70 % забора воды в мире. Одним из способов предотвращения истощения водных ресурсов является увеличение эффективности использования воды и внедрение рациональных водосберегающих технологий, т.к. уже сегодня более трех миллиардов человек живут в сельскохозяйственных районах, где проблема перебоев с водой и ее дефицита стоит остро или очень остро [2].

Такой уникальный ресурс, как вода, в значительной мере определяет экологическую безопасность и экономическое благополучие человека. Учитывая то, что ресурсы поверхностных пресных вод ограничены, при существующих тенденциях развития общества вода станет лимитирующим фактором его развития со всеми вытекающими отсюда последствиями [3].

Исследования ряда отечественных и зарубежных ученых показали, что снижение расхода воды при использовании систем капельного орошения составляет порядка 30-70% в сравнении с методами поверхностного орошения и дождевания, если при этом учитывать состояние самого растения и его потребность в воде, а не косвенные факторы, такие как влажность почвы, то коэффициент полезного использования влаги будет более 95% [4]. Это связано, в первую очередь с тем, что при данном виде орошения практически отсутствуют потери воды на сток и сброс, которые могут достигать порядка 30...40% на глубинный сброс и 50...60% на поверхностный сброс [2]. Следовательно, в условиях дефицита водных ресурсов требуется рациональное использование пресной воды путем разработки и внедрения научно-обоснованных водосберегающих режимов орошения и полива, а также разработка и внедрение новых, прогрессивных способов оценки состояния растений с целью определения их потребности в воде, обеспечивающих повышение урожайности и увеличение выхода продукции.

Так как растительный организм на 70-90% состоит из воды, которая является основной частью клеток, тканей и органов, большое значение для его правильного функционирования имеет показатель влагообеспеченности.

Определить потребность растений во влаге можно с помощью трех основных методов: расчета водного баланса с учетом почвенно-климатических факторов; использованием сенсоров для определения влажности почвы; прямого определения состояния растений. На практике широко используются только два первых метода, так как ни один из методов измерения потребности самого растения во влаге не готов к практическому применению.

Оценка состояния растений на сегодняшний день проводится, как правило, путем визуального контроля, заключающегося в наблюдениях за растениями и определении их состояния по ряду внешних признаков (метод Тони Фишера), присваивая от 1 до 5 баллов. Однако, серьезным недостатком визуальной диагностики является ее субъективность, результативность метода требует от человека большого практического опыта и ограничивается его физиологическими возможностями. Кроме того, часто внешние признаки, свидетельствующие о негативных изменениях в состоянии растений, проявляются поздно и говорят о необратимости процессов, приводящих к потере урожая и качества продукции. Вследствие этого наряду с традиционными методами анализа важную роль приобретают методы функциональной диагностики, ориентированные на осуществление ранней оценки состояния растений, когда внешние проявления не столь значительны и не так заметны, а оперативные меры вмешательства существенно эффективнее. Это определяет необходимость проведения инструментального контроля, предполагающего объективизацию получаемой информации и возможность регистрации изменений на более ранней стадии их проявления.

Целью проводимого исследования является повышение качества функциональной диагностики растительных объектов за счет разработки неразрушающего оптического метода и устройства, способствующих увеличению достоверности, точности и оперативности проводимой диагностики, а также направленные на автоматизацию контроля и подготовку к внедрению в цифровые информационные технологии. При этом в качестве интегрального критерия оценки функционального состояния растительных объектов предложено использование зеркальной составляющей смешанного инфракрасного излучения на длине волны 860 нм, отраженного от шероховатой поверхности листьев растений [5] (рис. 1).

Наличие зеркальной составляющей порядка 5-30% в смешанном отраженном световом потоке от листьев растений говорит о том, что оно находится в состоянии, которое не требует внешнего вмешательства со стороны человека, в состоянии «комфорта», которое характеризуется высоким тургором и блеском поверхности листа и не требуется ни полив, ни подкормка, ни какие-либо иные формы ухода за растением, независимо от состояния, например, почвы, в которой оно произрастает. Состояние листовой поверхности в данном случае таково, что микронеровностей практически нет, а амплитуда имеющихся столь незначительна, что часть

падающего излучения отражается направленно под углом, равным углу падающего светового потока.

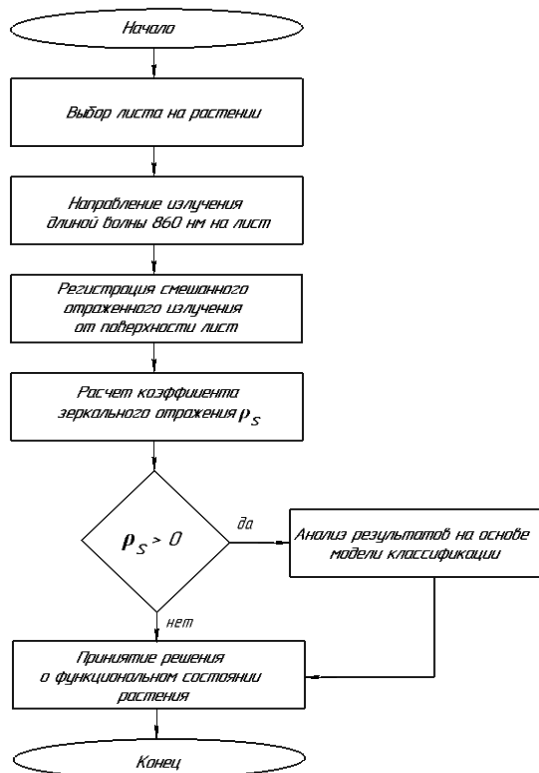


Рис. 1 – Схема алгоритма функциональной диагностики растений

Снижение зеркального отражения, связанное с появлением дополнительных шероховатостей, соответствует ухудшению функционального состояния растений и будет информировать о начале процесса его увядания. Полное отсутствие в отраженном потоке зеркальной составляющей характеризует увядающее состояние с существенным дефицитом воды у растительных объектов.

Принципы классификации растительных объектов (рис. 2), проводимой в рамках предложенного метода, позволяют не только автоматизировать интерпретацию полученных результатов, но и создают основу для осуществления автоматизированного регулирования состоянием растений в процессе их выращивания. В процессе измерения проводится разделение всех результатов, а, следовательно, и самих растительных объектов на три класса, границами которых выступают 0,2 и 0,6 от максимального

зарегистрированного значения коэффициента отражения для объектов данной группы. Проводимая классификация состояний растительных объектов позволяет автоматически определять рекомендации по их дальнейшему поливу, а также создает условия для разработки системы, которая способна не только контролировать состояние растений, но и осуществлять автоматическое регулирование вносимыми ресурсами, например, регулировать орошение в соответствии с влагообеспеченностью растений.

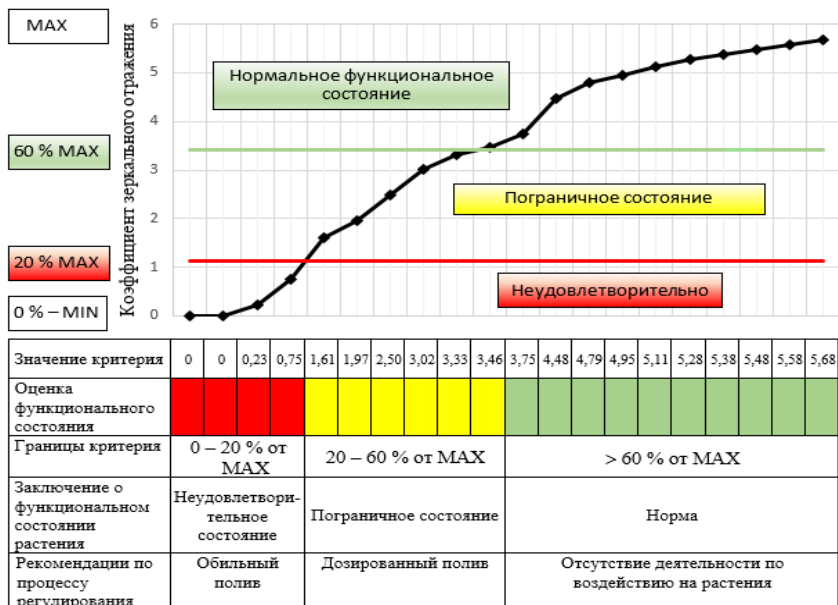


Рис. 2 – Пример реализации решающего правила при оценке изменения состояния Бамбука комнатного после его полива, последовавшего за длительным периодом отсутствия воды: красная зона – 3-ий класс, желтая зона – 2-ой, зеленая зона – 1-ый.

Таким образом, актуальной задачей целого ряда различных направлений человеческой деятельности, связанных с растительными объектами, например, сферы экологического и ботанического мониторинга, лесного хозяйства, развитие технологий точного земледелия в сельском и тепличном хозяйстве является разработка новых методов и устройств оценки функционального состояния растений, доступных и простых в использовании в полевых условиях, позволяющих провести объективную количественную прижизненную оценку состояния растительных организмов с целью достижения в дальнейшем различных задач, таких как оптимизация процесса управления их выращиванием, экономия воды и других ресурсов, получение

объективной информации о состоянии окружающей среды, а также разработка информационно-измерительных систем, реализующих обратные связи с растительными объектами через алгоритмы сбора и оценки информации об их состоянии.

Библиографический список

1. Положение дел в области продовольствия и сельского хозяйства. - Рим: Продовольственная и с.-х. орг. Объединенных Наций, 2023. – 30 с.
2. Пулатов, Я.Э. Водосберегающие технологии орошения и эффективность использования воды в сельском хозяйстве // Экология и строительство. – 2017. – № 4. – С. 21–26.
3. Никифоров, А.Ф. Экологические основы охраны водных ресурсов: учебное пособие / А.Ф. Никифоров, А.С. Кутергин, В.С. Семенищев, С.В. Никифоров. – Екатеринбург: Изд-во Урал. ун-та, 2019. – 192 с.
4. NETAFIM: Irrigation equipment and drip systems // Product guide. Israel, 2000. – 53 p.
5. Патент РФ №2719788 A01G 7/04, G01N 21/17. Способ оценки функционального состояния растений для определения их потребностей в воде / Л.А. Бондарева, М.В. Суханова – Оpubл. 23.04.2020 г., Бюл. № 12.

УДК 621.317.08

ТЕХНИЧЕСКАЯ БАЗА И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ И ОЦЕНКИ ТРЕМОРА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

С.А. Новиков, М.Б. Никифоров, О.В. Мельник
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена техническая база и методика исследования для измерения характеристик и диагностирования тремора верхних конечностей.

Ключевые слова: емкостной датчик, постуральный тремор, диагностика, болезнь Паркинсона.

ANALYSIS OF THE TECHNICAL BASE FOR THE DEFINITION AND DIAGNOSIS OF TREMOR OF THE UPPER LIMBS OF A PERSON

S. A. Novikov, M.B. Nikiforov, O.V. Melnik
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The technical basis and the research methodology for measuring the characteristics and diagnosing tremor of the upper extremities are considered.

Key words: capacitive sensor, postural tremor, diagnosis, Parkinson's disease.

Тремор – это произвольные, ритмичные, колебательные движения части тела, обусловленные поочередными или одновременными сокращениями мышц агонистов и антагонистов. Различают физиологический и патологический тремор [1].

Во время разработки технических средств для оценки тремора основным вопросом является выбор параметров системы [2]. Именно выбор оптимальных рабочих параметров влияет на точность полученных данных, а также на успех классификации патологического состояния.

Ранее [3] мы рассматривали различные технические средства, которые могут быть использованы для диагностики тремора верхних конечностей. В результате анализа различных технических решений был выбран метод измерения параметров тремора, основанный на датчике расстояния емкостного типа [4,5]. Данный подход был выбран в связи с такими его преимуществами перед другими методами, как независимость от большинства внешних воздействующих факторов, низкая стоимость элементной базы, простота использования, а также высокая точность.

Для диагностики тремора используется оценочная система «унифицированная шкала оценки болезни Паркинсона международного общества расстройств движений» (MDS-UPDRS) [6]. В рамках данной системы используются показатели следующих моторных функций: постукивание пальцами, кистевые движения, пронация-супинация кистей, постуральный тремор рук, кинетический тремор рук, амплитуда тремора покоя. Некоторые из этих видов требуют измерения дифференциальной системой датчиков, а также контактной системой, однако емкостные датчики позволяют произвести такой тип измерения.

Для проверки была разработана система, включающая в себя датчик, основанный на преобразователе емкости в частоту микроконтроллере, и передатчике UART to USB. Структурная схема системы представлена на рис. 1.

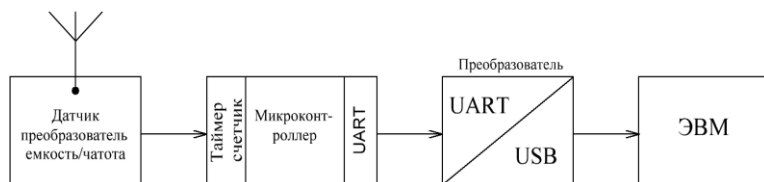


Рис. 1 – Структурная схема системы анализа тремора

Датчик основан на генераторе прямоугольного сигнала с переменной частотой генерации, зависящей от емкости антенны, включенной в схему.

Конечность, вносимая в поле излучения антенны, образует конденсатор, емкость которого задает суммарную емкость системы «рука-антенна». Эта емкость в свою очередь добавляется к емкости конденсатора в цепи

генератора, изменяя тем самым частоту генерации. Эквивалентная схема системы «рука-антенна» и схема датчика представлена на рисунке 2 [7].

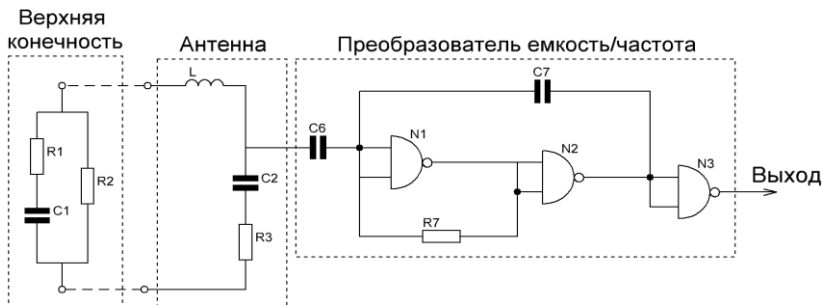


Рис. 2 – Схема электрическая принципиальная с эквивалентной схемой конечности и антенны, подключенной к генератору

При приближении конечности к антенне частота выходного сигнала генератора уменьшается. Уменьшение происходит нелинейно, чем ближе конечность к антенне, тем на большее значение уменьшается частота. Изменение частоты выходного сигнала в зависимости от расстояния между антенной и конечностью представлена на рис. 3.

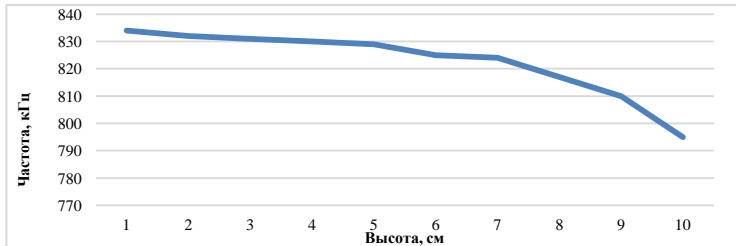


Рис. 3 – График зависимости частоты генерации от расстояния между антенной и конечностью

С помощью данной системы были получены данные измерения колебания конечности (рис. 4).

На начальном этапе рука фиксировалась ладонью вниз в воздухе на расстоянии 3-4 см от плоскости антенны. Далее выполнялись быстрые колебания амплитудой 1 см и менее (зона (1) на рис. 4). Это соответствует моторным задачам «кистевые движения», «пронация-супинация кистей», «постуральный тремор рук».

Следующим этапом проверялось касание к датчику, чтобы убедиться в том, что датчик позволяет исследовать моторный тест «постукивание пальцами». Касание датчика соответствует пику, отмеченному на рис. 4 цифрой (2).

На последнем этапе эксперимента проверялась возможность измерения моторной задачи «амплитуда тремора покоя», во время проверки амплитуда увеличилась до 2-3 см и частота уменьшилась. Результаты измерения представлены на рис. 4, зона (3).

Однако такие моторные задачи, как «пронация-супинация кистей» и «кистевые движения», требуют использования дополнительных датчиков с целью обеспечения трехмерного измерения тремора, чтобы была возможность оценить сжатие и разжимание кисти в кулак и поворот кисти попеременно ладонью вниз и вверх.

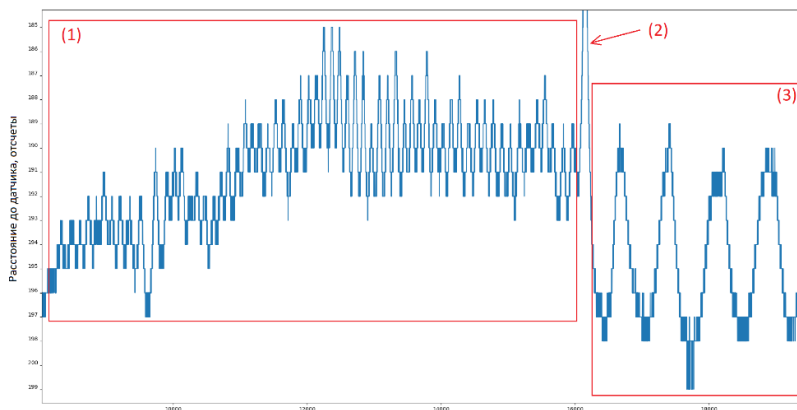


Рис. 4 – Результаты измерения колебаний конечности

Как можно видеть из рис. 4, система на емкостном датчике имеет достаточно высокую чувствительность. Использование нескольких таких измерительных каналов позволит фиксировать движения в разных плоскостях, что в свою очередь обеспечит возможность прохождения всех моторных задач теста MDS-UPDRS и позволит произвести оценку тремора и его классификацию непосредственно в системе и сформировать предварительное заключение о наличии патологической треморной активности.

Библиографический список

1. Говорова Т.Г., Попова Т.Е., Таппахов А.А. Треморграфия в клинической практике. Нервно-мышечные болезни 2019;9(4):61–72.
2. Иванова И.А. Смоленская, А.В. Карабанов, А.В. Червяков, С.Н. Иллариошкин Современные инструментальные методы регистрации тремора. Новые технологии – 2011. - № 2. С 17-23.
3. С.А. Новиков, М.Б. Никифоров Анализ технической базы для определения и диагностирования тремора верхних конечностей человека.

Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2021 [текст]: сб. тр. XXXIV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 8-10 декабря 2021 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2021. – 344-346 с., ил.

4. Ćoko, D.; Stančić, I.; Dujčić Rodić, L.; Čošić, D. TheraProx: Capacitive Proximity Sensing. *Electronics* 2022, 11, 393.
5. Fan Xia, Umme Zakia, Carlo Menon, Behraad Bahreyni, "Improved Capacitive Proximity Detection for Conductive Objects through Target Profile Estimation", *Journal of Sensors*, vol. 2019, Article ID 3891350, 11 pages, 2019.
6. Goetz CG, Fahn S, Martinez-Martin P et al. Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Process, format, and clinimetric testing plan. *Movement Disorders*. 2007; 22(1): 41 - 47.
7. Зуев А.Л., Мишланов В.Ю., Судаков А.И., Шакиров Н.В., Фролов А.В., Эквивалентные электрические модели биологических объектов. *Российский журнал биомеханики*. 2012. Т. 16, № 1 (55): 110–120.

УДК 658.011.56

ОСОБЕННОСТИ ОРГАНИЗАЦИИ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ

С.Ю. Жулева

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

Рассмотрены особенности организации систем поддержки принятия решений в медицинской практике, представлены критерии влияющие на принятие решения. Предложена обобщенная схема принятия медицинских решений.

Ключевые слова: *система поддержки принятия решений, влияющие факторы, схема процесса поддержки принятия медицинских решений.*

FEATURES OF THE ORGANIZATION OF DECISION SUPPORT SYSTEMS IN MEDICAL PRACTICE

S.Yu. Zhuleva

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

The features of the organization of decision support systems in medical practice are considered, the criteria influencing decision-making are presented. A generalized scheme of medical decision-making is proposed.

Key words: *decision support system, influencing factors, scheme of medical decision support process.*

Качество оказываемой медицинской помощи напрямую зависит от квалификации медицинского персонала, а также грамотно выстроенного лечебно-диагностического процесса и точной постановки диагноза. Актуальность использования систем поддержки принятия решений для задач, требующих рассмотрения в условиях сложного определения всех исходных данных не вызывает сомнения. В настоящее время большое значение принимают так называемые интеллектуальные системы поддержки принятия врачебных решений, призванные обеспечить повышение качества медицинского обслуживания в учреждениях лечебно-профилактического профиля. Задача таких систем состоит в объединении направления организационного плана и задач реализации процесса работы с пациентом (рис. 1).

Обеспечение организационной работы медицинского персонала сводится к составлению графиков загрузки, оформлению информационной базы, основанной на регламентирующих документах. Лечебный процесс - это проведение разного рода обследований пациента с учетом анамнеза и постановка диагноза с определением процедур лечения. Все перечисленные процессы связаны с невыполнением условий полноты и достоверности поступающей информации о проблемной ситуации и в организационном и лечебном плане, по которой принимается медицинское решение.

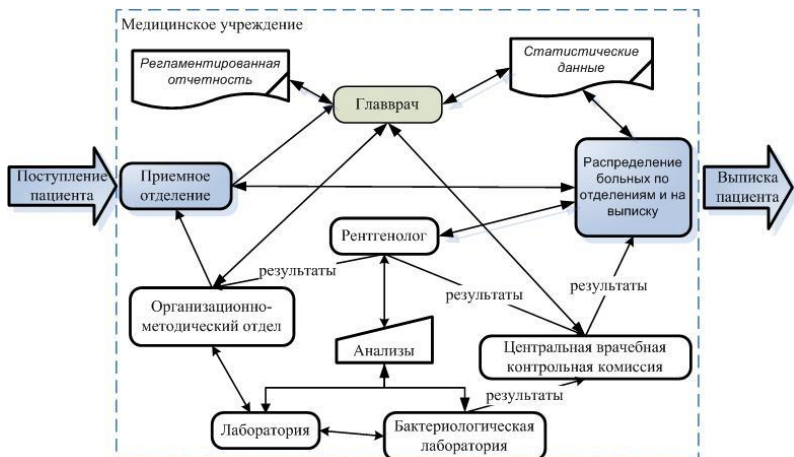


Рис. 1 – Организация работы медицинского учреждения

При построении математической модели системы поддержки принятия медицинских решений необходимо определить критерии, влияющие на принятие решения лицами k_1, k_2, \dots, k_i , принимающими решения в медицинской области, которые представляются: контролируемыми факторами и факторами, на которые не могут влиять лица, принимающие решение [3,5]. Неконтролируемые факторы определяются как

- фиксированные, которые полностью известны x_1, x_2, \dots, x_j ;
- случайные, возникающие и задачи, подчиняющиеся законам распределения y_1, y_2, \dots, y_m ;
- неопределенные, неизвестные в момент принятия решения z_1, z_2, \dots, z_n .

Эффективность выбора решения во времени представляется нечеткой функцией с учетом области допустимых значений всех факторов $Q_{k_1}, Q_{k_2}, \dots, Q_{k_i}$

$$W = W(k_1, k_2, \dots, k_i, x_1, x_2, \dots, x_j, y_1, y_2, \dots, y_m, z_1, z_2, \dots, z_n, t) \rightarrow \max (\min), \quad (1)$$

где ограничения для принятия решения определяются как

$$c_h = c_h(k_1, k_2, \dots, k_i, x_1, x_2, \dots, x_j, y_1, y_2, \dots, y_m, z_1, z_2, \dots, z_n, t) \{ \leq, =, \geq \} b_h, h = \overline{1..l}$$

Для построения модели принятия медицинских решений необходимо основываться на модифицированном иерархическом подходе для каждого ее уровня [1]. При этом нечеткий алгоритм содержит набор действий:

- определение количества уровней иерархии;
- определение критериев каждого уровня;
- определяются начальные состояния и входные параметры, определяющие инициализацию событий с учетом временной характеристики;
- строятся эвристические, структурные и имитационные модели;
- на основе нечетких условий выбирается путь моделирования;
- проверка всех условий на всех уровнях;
- в случае невыполнения условий вносятся корректировки начиная с первого события с учетом временного параметра;
- определяется комплексный критерий всей системы поддержки принятия решений;
- определяется нечеткое условие окончания комплексного моделирования, в случае его невыполнения возвращаемся к пункту проверки условий по всем промежуточным условиям.

Обобщенная схема процесса принятия медицинских решений, на основе собранных данных и накопленного опыта по рассматриваемому направлению предполагает наличие альтернативных путей решения и учетом ограничивающих и влияющих факторов (рис. 2) [2,4]. При этом сбор данных основан на использовании разнообразных технологий. Определение ограничений включает типизацию, унификацию, классификацию данных с преобразованием различных форм и форматов данных. Использование информационных или интегрированных систем, а также хранилища данных, баз данных и знаний обеспечит работу с полученным результатом.

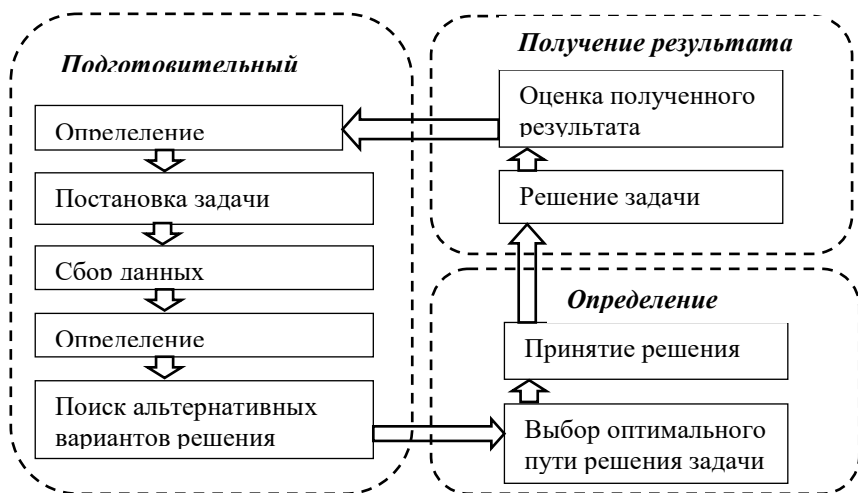


Рис. 2 – Обобщенная схема поддержки принятия медицинских решений

Таким образом, предлагаемая структура системы поддержки принятия решений позволит реализовать систему, предназначенную для решения задач организационного либо лечебно-профилактического характера в медицинской практике.

Библиографический список

1. Крошили А. В. Применение нечеткой кластеризации для эффективного мониторинга статистической информации в неопределенности системах // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2010. № 32. С. 71–76.
2. Крошили А. В., Крошили С. В., Пылькин А. Н. Проектирование систем поддержки принятия решений для оценки состояния здоровья пациентов в условиях неопределенности // Информатика и системы управления. 2010. № 4. С. 82–94.
3. Крошили С. В., Крошили А. В. Применение нечетко-множественного подхода для построения нечетких экспертных систем // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2007. № 22. С. 69–73.
4. Жулева С. Ю., Крошили А. В., Крошили С. В. Поддержка принятия решений в задачах распределения нагрузки медицинских работников на основе методов искусственного интеллекта // Биомедицинская радиоэлектроника. 2018. №8. С. 54–59.
5. Крошили, А.В., Крошили С. В. Применение нечетко-множественного подхода для построения нечетких экспертных систем // Вестник РГРТУ.– 2007. –Вып. 22. – С. 69-73.

УДК 615.47:004.93

СИСТЕМА ДЛЯ АНАЛИЗА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

М.С. Шепелёва

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

Рассмотрен принцип обработки сигнала для метода фотоплетизмографии. Предложена структурная и функциональная схема.

Ключевые слова: *оптические методы, плетизмография, фотоплетизмография, эластичность сосудов, пульсовая волна, индекс отражения, индекс жёсткости.*

A SYSTEM FOR ANALYZING PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC SIGNALS

M.S. Shepeleva

Scientific advisor – Melnik O.V., professor of IMBMT Department
Ryazan state radio engineering university named after V.F.Utkin, Ryazan

The principle of signal processing for the photoplethysmography method is considered. Structural and functional diagram proposed.

Key words: *optical methods, plethysmography, photoplethysmography, vascular elasticity, pulse wave, reflection index, hardness index.*

Фотоплетизмография – это метод регистрации оптической плотности ткани с помощью фотоэлектрического плетизмографа. Способ применяется с целью изучения отдельных характеристик регионального кровообращения, спектральных свойств крови, протекающей через изучаемый участок тела. Светопроницаемость живых тканей зависит от разных факторов, но на коротких отрезках времени её изменения в основном связаны с количеством крови и степенью её насыщения кислородом. Исключая влияние второго фактора, можно при помощи фотоэлемента регистрировать только изменения светопроницаемости, связанные с изменением кровенаполнения. Это и положено в основу метода фотоэлектрической плетизмографии.

Фотоплетизмографический датчик устроен таким образом, что при его наложении на исследуемый объект фоточувствительный элемент воспринимает свет от источника, идущий через ткань объекта. При этом датчик даёт информацию не прямо об объёмных характеристиках кровенаполнения, а об оптической плотности тканей, зависящей от её кровенаполнения. Комбинированное применение линзы и светодиода позволяет получить параллельный пучок световых лучей и обеспечить его подведение к объекту исследования [1].

Участок ткани, в которой исследуется артериальная пульсация кровотока, располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприёмником.



Рис. 1 – Фотоплетизмограмма периферической артериальной пульсации крови

На рис. 1. представлены регистрируемые сигналы периферической артериальной пульсации (ФПГ периферического пульса). Регистрация и выделение пульсирующей составляющей сигнала, которая характеризует изменение размеров артериальных сосудов с каждым сердечным циклом, позволяет исследовать эластические свойства кровеносных сосудов. Каждый фрагмент ФПГ сигнала представляет собой периферическую пульсовую волну, максимум которой соответствует моменту максимального кровенаполнения сосуда – систоле, а минимум – диастоле. Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле [2].

Контур объёмной пульсовой волны формируется в результате взаимодействия между левым желудочком и сосудами большого круга кровообращения. Пальцевая фотоплетизмограмма отражает слияние двух объёмных волн (пиков).

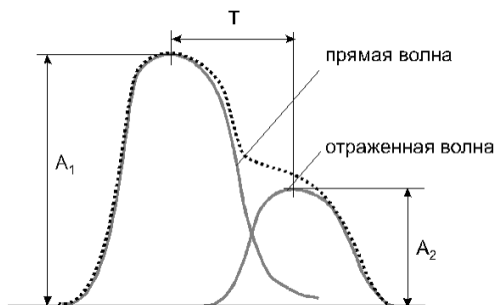


Рис. 2 – Основные параметры ФПГ

Первый пик образуется за счёт систолической, прямой волны, имеющей амплитуду A_1 , которая формируется объёмом крови в систолу, передающимся напрямую от левого желудочка к пальцам верхних конечностей. Второй пик образуется за счёт отражённой волны с амплитудой A_2 , возникающей из-за отражения объёма крови, передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к пальцам верхних конечностей. Интенсивность отражения определяется тонусом мелких мышечных артерий в основных местах отражения. Согласно методическим указаниям [3], для оценки выраженности отражённой волны используется показатель – индекс отражения (ИО), представляющий собой отношение амплитуды отражённой волны A_2 к амплитуде прямой волны A_1 , выраженное в процентах:

$$\text{ИО} = (A_2/A_1) * 100\% \quad (1)$$

Отражённая волна отстоит от прямой систолической на время отражения T , которое определяется прохождением пульсовой волны вниз и отражением её обратно. Время отражения зависит от скорости распространения пульсовой волны и расстояния, которое она должна пройти. Расстояние определяется ростом обследуемого, поэтому для характеристики распространения пульсовой волны определяется специальный показатель – индекс жёсткости (ИЖ), как отношение роста обследуемого L (в метрах) ко времени отражения пульсовой волны T (в секундах):

$$\text{ИЖ} = L/T \quad (2)$$

ИЖ определяется скоростью распространения пульсовой волны: чем больше скорость распространения, тем больше скорость распространения, тем меньше время отражения и тем раньше, по отношению к систоле, возвращается отражённая волна. Чем более ригиден сосуд, тем меньше время отражения, тем больше ИЖ.

Таким образом, контур периферической объёмной пульсовой волны, полученный с помощью пальцевой фотоплетизмографии, определяется главным образом характеристиками большого круга кровообращения, скоростью распространения волны давления в аорте и крупных эластических артериях, а также тонусом мелких артерий, от которого зависит ИЖ.

Практически все факторы риска сердечно-сосудистых заболеваний приводят к увеличению жёсткости сосудов и дисфункции. При гипертонической болезни снижение податливости эластических сосудов связано в основном с их растяжением повышенным внутриартериальным давлением, что определяется увеличением ИЖ (более 10 м/с у людей до 40 лет и более 12 м/с у людей старше 50 лет). Также при таких заболеваниях, как ишемическая болезнь сердца, сахарный диабет 2 типа, атеросклероз периферических сосудов повышается жёсткость эластических сосудов в результате изменения самой сосудистой стенки, соответственно увеличивается индекс жёсткости. Ниже в табл. 1 представлены показатели

объёмной пульсовой волны у здоровых и больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Таблица 1 – Показатели объёмной пульсовой волны у здоровых и больных людей

группы	ИЖ, м/с	ПО, %
Здоровые (n=47)	8,83± 0,25	55,58± 2,07
Здоровые с факторами риска ССЗ (n=30)	8,94± 0,35	59,10± 2,40
ГБ 1 стадии (n=19)	10,66± 0,33***	65,76± 1,95*
ГБ 2 стадии (n=38)	12,41± 0,36***	69,09± 1,42**
ГБ 3 стадии (n=19)	12,83± 0,74***	75,35± 1,34***
ГБ на фоне СД типа 2 (n=19)	12,24± 0,41***	66,47± 1,67*
Атеросклероз периферических артерий (n=15)	11,23± 0,38***	73,58± 1,86***

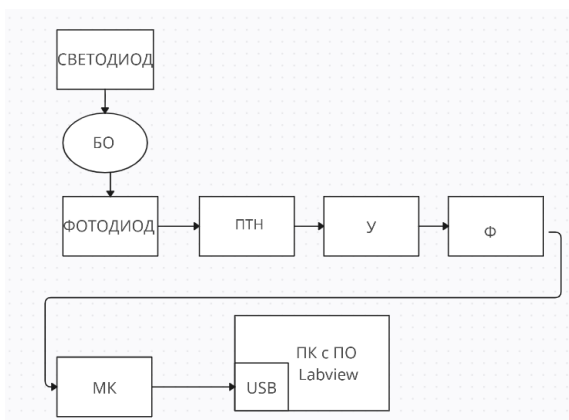


Рис. 3 – Структурная схема ИП

Рассмотрим структурную схему для анализа ФПГ сигнала. Светодиод прикладывается к биообъекту (БО). Фотодиод регистрирует сигнал, прошедший через биообъект, далее сигнал поступает на преобразователь тока в напряжение (ПТН). После этого проходит усиление (У), фильтрацию (Ф) и поступает на микроконтроллер (МК). Последним этапом является обработка сигнала посредством программного обеспечения (ПО) LabVIEW на персональном компьютере (ПК). Используется интерфейс связи USB.

На рис. 4 представлена функциональная схема для обработки сигнала ФПГ. После снятия данных ФПГ сигнал фильтруется. Далее программа определяет амплитуды прямой и отражённой волны (A_1 и A_2). После этого производится расчёт ИО и ИЖ по формулам (1) и (2). Для подсчёта ИЖ требуется знание роста пациента, который задаётся вручную в специальном окне программы. Результат обработки сигнала выводится на монитор.

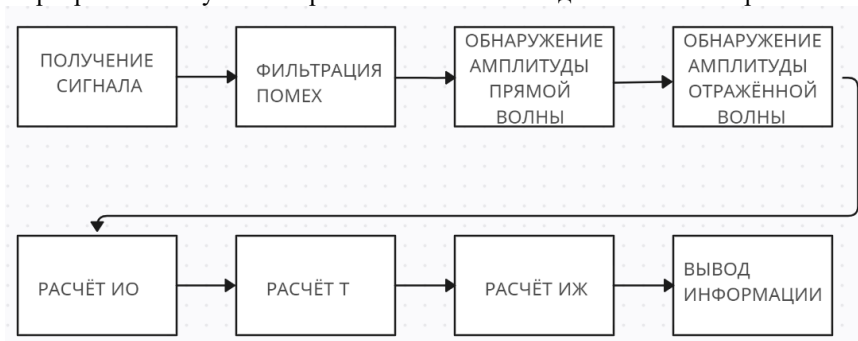


Рис. 4 – Функциональная схема канала обработки фотоплетизмограммы

Практическую реализацию программного обеспечения для реализации данных этапов обработки и отображения информации планируется проводить в среде визуального программирования LabVIEW.

Библиографический список

1. Лебедев П.А., Калакутский Л.И., Власова С.П., Горлов А.П. Диагностика функции сосудистого эндотелия у больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями: метод. Указания // Самарский государственный аэрокосмический университет. Самара, 2004 г. 18 с.
2. Смирнов В.А. Биофизические основы плетизмографии. Регистрация и анализ фотоплетизмограммы // Методические указания для самоподготовки. - Благовещенск, 9 стр. С. 4-6.
3. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2013- 282 с. С. 41-42.

УДК 615.47:004.93

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ТРЕМОРА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

О.В. Мельник, А.А. Карпухина

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

Рассмотрен метод количественной оценки выраженности тремора, основанный на анализе графических изображений.

Ключевые слова: тремор, анализ, спираль Архимеда.

SYSTEM FOR ASSESSING TREMOR BASED ON GRAPHIC IMAGE ANALYSIS

O.V. Melnik, A.A. Karpukhina

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

A method for quantitative assessment of tremor severity, based on the analysis of graphic images, is considered.

Key words: tremor, analysis, Archimedes spiral.

Тремор представляет собой произвольные, ритмичные, колебательные движения разных частей тела [1]. К наиболее частым разновидностям данной патологии относится тремор рук. В клинической практике чаще всего сталкиваются с такими видами патологического тремора, как эссенциальный и паркинсонический тремор. Актуальность поиска дополнительных методов дифференциальной диагностики тремора при эссенциальном треморе (ЭТ) и болезни Паркинсона (БП) очень высока [2]. Пусть тремор не представляет непосредственной угрозы для жизни, но он влияет на её качество. У более чем 75% пациентов нарушена повседневная деятельность, такая как письмо и приём пищи [3].

Рисунок спирали на бумаге является распространённым инструментом оценки интенсивности тремора для диагностики пациентов [3,4]. В клинической практике оценивают спиралевидный рисунок по визуальной рейтинговой шкале (VRS) и определяют тяжесть тремора. Хотя врачи проходят обучение, исследования показали, что из-за разницы между соседними баллами клинические шкалы не в состоянии выявлять тонкие различия в степени тяжести тремора или отображать изменения тяжести тремора в течение определенного периода времени.

Рассматривается количественная оценка тяжести тремора по спиральям Архимеда. Людям, страдающим тремором, предлагается пройти два теста (S1, S2). В S1 испытуемому надо следовать по тонкой линии заданной спирали, при этом начинать с центра спирали. В S2 пациенту предлагается нарисовать спираль от руки без каких-либо ограничений.

На рисунках спирали у пациентов может наблюдаться быстрое увеличение или уменьшение радиуса спирали. Вариации или изменения радиуса отражают тяжесть тремора. Для описания следа спирального рисунка использовалась полярная система координат (рис. 1). Положение спиральной траектории $P(r, \theta, t)$ выражалось в двумерной плоскости, а начальная точка спирального графика задавалась как начало координат $O(0, 0, 0)$, где r - радиус и θ - угол. В этом исследовании характеристики и тяжесть тремора количественно оценивались по трём параметрам, рассчитанным по спиральным рисункам: средние значения радиальной разницы на радиан ($dr/d\theta$), средние значения радиальной разницы в секунду (dr/dt) и площадь под кривой (AUC) частотного спектра скорости. Для полученных параметров также определялась их корреляция с показателями VRS.

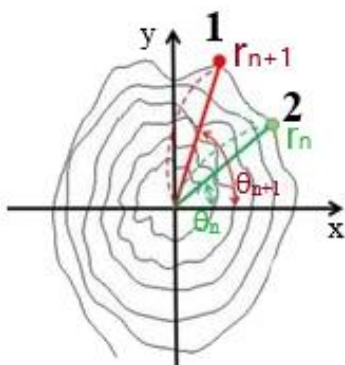


Рис. 1 – Положение спирального графа в полярных координатах: 1 - $P_{n+1}(r_{n+1}, \theta_{n+1}, t_{n+1})$, 2 - $P_n(r_n, \theta_n, t_n)$

Значение dr/dt определяется как абсолютное радиальное расстояние, разделённое на период времени между двумя последовательными выборками. Вычисляется среднее значение всех dr/dt .

$$\left(\frac{dr}{dt}\right)_n = \text{Absolute}\left(\frac{r_{n+1} - r_n}{t_{n+1} - t_n}\right)$$

Значение $dr/d\theta$ определяется как абсолютное значение радиального расстояния, делённое на угловую разность (в рад) между двумя последовательными выборками. Вычисляется среднее значение всех $dr/d\theta$.

$$\left(\frac{dr}{d\theta}\right)_n = \text{Absolute}\left(\frac{r_{n+1} - r_n}{\theta_{n+1} - \theta_n}\right)$$

Из спирали получается фиксированное количество точек данных. Выбранные данные численно дифференцируются и рассчитываются спектры скорости с использованием быстрого преобразования Фурье (БПФ). Вычисляется площадь под кривой (AUC) частотного спектра скорости, которая ограничена окном с частотой 2 Гц с центром в пике тремора. (рис. 2) [4].

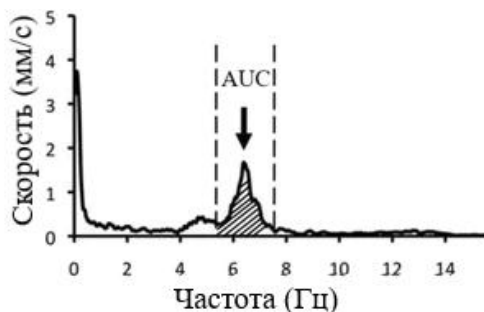


Рис. 2 – Частотный спектр скорости

Существует высокая корреляция между VRS, оценённой неврологами, и результатами автоматизированного анализа, что указывает на то, что данный подход может более объективно оценивать тяжесть тремора [3].

В качестве технических средств для создания системы для оценки параметров тремора можно использовать различные устройства ввода данных (графический планшет, сенсорный экран, манипулятор «мышь»), информация с которых обрабатывается с использованием специализированного программного обеспечения, реализующего предложенные подходы к автоматизированной оценке параметров графического изображения.

В качестве среды разработки программного обеспечения предлагается использовать среду визуального программирования NI LabVIEW, отличающуюся большим количеством встроенных средств для регистрации, визуализации, обработки и анализа данных. Для ввода графической информации используется модуль Intensity Graph (рис. 3), который позволяет как отображать эталонный рисунок спирали для прохождения теста S1, так и в динамическом режиме считывать положение курсора при прохождении теста.

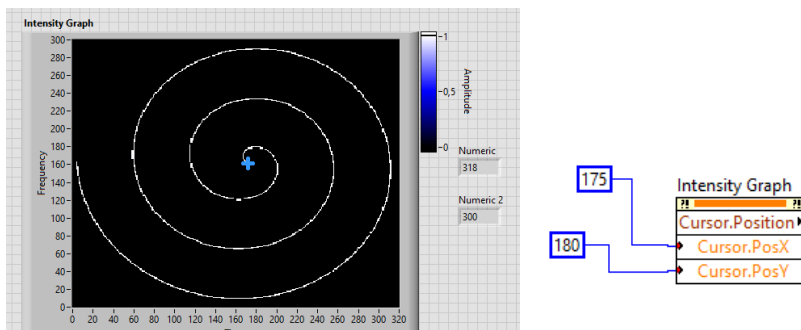


Рис. 3 – Модуль Intensity Graph

Координаты курсора Cursor.PosX и Cursor.PosY во время прохождения теста формируют массив данных, на основе анализа которого могут быть рассчитаны как амплитудные характеристики отклонения спирали от опорных значений, так и частотный спектр скорости.

Таким образом, разрабатываемая система, в отличие от стандартного визуального анализа графических изображений, дает возможность объективно анализировать не только амплитудные, но и временные характеристики процесса, что расширяет диагностические возможности графического метода оценки тремора.

Библиографический список

1. Bhatia K. P., Bain P., Bajaj N. et al. Tremor Task Force of the International Parkinson and Movement Disorder Society. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Mov Disord* 2018 Jan; 33(1): 75-87. doi: 10.1002/mds.27121. PMID: 29193359.
2. Иванова Е. О. Клинико-нейрофизиологический анализ дрожательного гиперкинеза при эссенциальном треморе и болезни Паркинсона // Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. – Москва-2014. – с. 3
3. 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).
4. 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 612.172.2

МНОГОСКОРОСТНАЯ СОВМЕСТНАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛА ДЫХАНИЯ И ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Т.А. Витязева, А.А. Михеев

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

Предложен алгоритм многоскоростной совместной обработки сигналов электрокардиограммы и дыхания, а также способ согласованной регистрации электрокардиосигнала и сигнала дыхания.

Ключевые слова: *вариабельность сердечного ритма, электрокардиосигнал, многоскоростная обработка сигналов.*

MULTI-SPEED JOINT PROCESSING OF THE RESPIRATORY SIGNAL AND HEART RATE VARIABILITY

T.A. Vityazeva, A.A. Mikheev

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

An algorithm for multi-speed joint processing of electrocardiogram and respiratory signals, as well as a method for the coordinated registration of an electrocardiogram and a respiratory signal, is proposed.

Key words: *heart rate variability, electrocardiosignal, multi-speed signal processing.*

Вариабельность сердечного ритма несет в себе информацию о состоянии большого числа систем жизнедеятельности человека. В нормальном состоянии организма человека ВСР обусловлена в основном процессом дыхания, на частоту сердцебиений оказывают влияние фазы дыхания: вдох вызывает угнетение блуждающего нерва, и частота сердцебиений увеличивается, а выдох – раздражение блуждающего нерва и замедление сердечного ритма. Частота дыхания у взрослого человека лежит в диапазоне 0.3-0.5 Гц. Поэтому в нормальном состоянии мощность частотных компонент ВСР в HF-диапазоне должна существенно превалировать над более низкими частотами. Если же данный баланс нарушается, то можно говорить о неудовлетворительной работе организма [1].

В ряде случаев у отдельных лиц, страдающих заболеваниями дыхательной системы, а также у высоко тренированных спортсменов, частота дыхательных движений в состоянии относительного физиологического покоя может составлять 8-10 дыханий в минуту. В этом случае составляющие спектра кардиоритмограммы, обусловленные влиянием дыхательного процесса, обычно относящиеся к HF-диапазону, попадают в LF-диапазон. Таким образом, расчетное отношение LF/HF не будет соответствовать реальному состоянию организма. Для исключения принятия ошибочного решения целесообразно учитывать влияние дыхания на ритм сердца [2].

Таким образом, возникает задача совместных регистрации и анализа ВСР и дыхания с целью повышения достоверности принятия решений. При этом предъявляются строгие требования к вычислительным затратам, и требуется применение методов, снижающих вычислительную нагрузку на устройство обработки. В работе рассматриваются алгоритм многоскоростной совместной обработки сигналов электрокардиограммы и дыхания, а также способ их согласованной регистрации.

Для адекватного учета влияния дыхания на ритм сердца необходимо обеспечить синхронную запись сигналов, отображающих эти процессы. В работе [3] предложен алгоритм совместной обработки сигналов ВСР и дыхания, его структура показана на рис. 1.

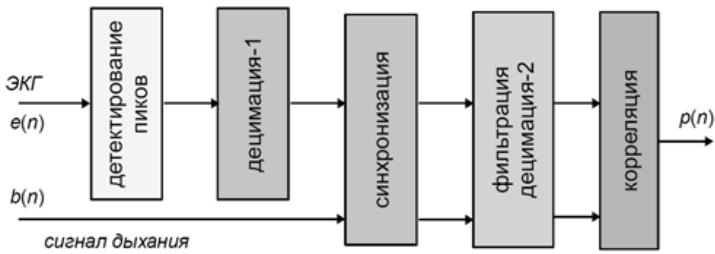


Рис. 1 – Алгоритм совместной обработки сигналов ВСР и дыхания

Сигнал ЭКГ регистрируется обычным методом и оцифровывается на исходной относительно высокой частоте дискретизации порядка 1000 отс/с. Реализуется детектирование R-зубцов. Параллельно регистрируется и оцифровывается сигнал дыхания.

Следующим этапом реализуется синхронизация. Проблема синхронизации может решаться различными методами. В простейшем случае можно использовать простой способ синхронизации двух сигналов, основанный на поиске максимума коэффициента корреляции при различных относительных смещениях сигналов ВСР и дыхания. Однако данный подход чреват большими вычислительными затратами. Действительно, корреляция двух последовательностей дискретных отсчетов длиной N требует N операций умножения с накоплением. Повторение процедуры для всех относительных смещений M сигналов означает общие вычислительные затраты $M \times N$ операций умножения с накоплением.

В связи с большой вычислительной сложностью рассматриваемой процедуры синхронизации, до синхронизации выполняется переход на пониженную вторичную частоту дискретизации. Для понижения частоты дискретизации сигнала ВСР на выходе детектора пиков достаточно только проредить отсчеты, не выполняя фильтрации, которая обычно присутствует в схемах многоскоростной обработки сигналов. Это обусловлено тем, что децимация выполняется для ритмограммы, в которой отсутствуют шумы.

После синхронизации сигналов ВСР и дыхания возможна их совместная обработка, в данном случае сводящаяся к определению коэффициента корреляции. При этом обработка может выполняться на частоте дискретизации, отличной от частоты, на которой производилась синхронизация. В алгоритме обработки децимация выполняется в два этапа: децимация-1 и децимация-2. На втором этапе децимация сопровождается фильтрацией, позволяющей сгладить импульсную форму сигналов и предотвратить заворачивание спектра в область низких частот [3].

Для повышения степени синхронности записи последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы можно предложить способ регистрации этих последовательностей [4], учитывающий временные задержки при их обработке.

В момент начала каждого n -го очередного цикла (рис. 2,б) сердечного сокращения (кардиоцикла) берут n -й отсчет сигнала пневмограммы (обозначен цифрой 1 на рис. 2,а) и задерживают его на время до следующего $(n+1)$ -го цикла сердечного сокращения (обозначено цифрой 2 на рис. 2,а), то есть на время измерения длительности кардиоцикла. В этот же момент, соответствующий началу каждого n -го очередного цикла сердечного сокращения, начинают измерение длительности текущего n -го кардиоцикла. В момент начала следующего $(n+1)$ -го кардиоцикла запоминают значение длительности предыдущего n -го кардиоцикла (обозначен цифрой 1 на рис. 3) и запоминают значение задержанного n -го отсчета сигнала пневмограммы (обозначены цифрой 3 на рис. 2,а и цифрой 2 на рис. 3). Таким образом, регистрация n -го отсчета пневмограммы и значения длительности n -го кардиоцикла произойдет в один и тот же момент времени, обеспечивая формирование синхронизированных временных последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы.

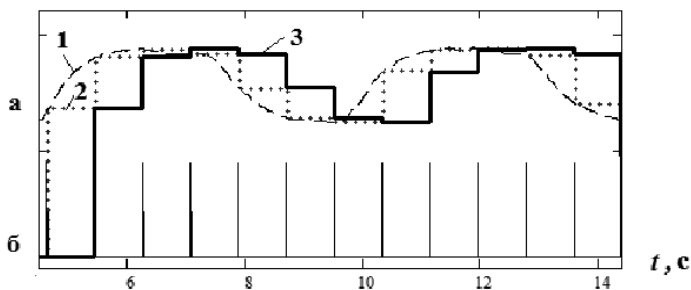


Рис. 2 – Иллюстрация процесса обработки отсчетов пневмограммы

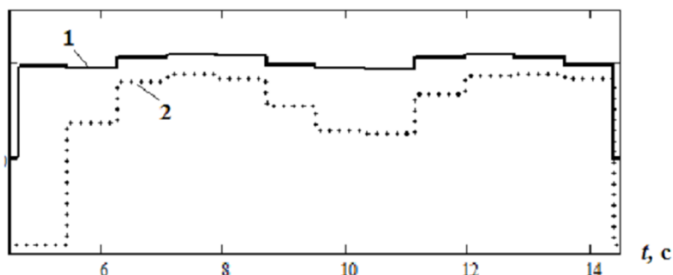


Рис. 3 – Синхронизированные последовательности отсчетов пневмограммы и кардиоритмограммы

Эти последовательности можно непосредственно анализировать на предмет выявления корреляционной связи между ними. Можно также выполнить интерполяцию этих последовательностей, восстановив промежуточные значения между значениями отсчетов сигнала

пневмограммы и между значениями длительностей соседних кардиоциклов. Синхронизация интерполированных последовательностей при этом не нарушится.

Таким образом, в данной статье мы рассмотрели совместную обработку сигналов ВСП и дыхания и предложили выполнять согласованную регистрацию данных процессов, что позволяет повысить достоверность принятия решений для пациентов с особенностями здоровья. При этом применение многоскоростной обработки сигналов ВСП и дыхания снижают вычислительную нагрузку на устройство и делают предложенные идеи практически реализуемыми.

Библиографический список

1. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use// Circulation. 1996.V.93(5). P.1043-1065.
2. Витязева Т.А., Витязев С.В., Михеев А.А. Оптимальное проектирование фильтра анализа вариабельности сердечного ритма//Цифровая Обработка Сигналов. 2015. №2. С.18-22.
3. Tatyana Vityazeva; Sergey Vityazev; Anatoly Mikheev, Synchronization of Heart Rate and Respiratory Signals for HRV Analysis, 2018 7th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO), Year: 2018, Pages: 549-552.
4. Патент РФ № 2722263. Способ формирования синхронизованных последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы и устройство для его осуществления./Т.А. Витязева, А.А. Михеев// Оpubл. 28.05.2020. Бюллетень №16.

УДК 004.9

ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ЭКОЛОГИЧЕСКОМ КОНТРОЛЕ

В.И. Голев, В.М. Максимов

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

Рассмотрен опыт применения информационных технологий при проведении экологического мониторинга. Проанализирована принятая в Российской Федерации нормативная база в области цифровой трансформации при проведении экологического контроля. Выявлены проблемы и риски в области цифровизации экомониторинга.

Ключевые слова: цифровизация, информационные технологии, экологический контроль, экомониторинг.

EXPERIENCE IN THE USE OF INFORMATION TECHNOLOGIES IN ENVIRONMENTAL CONTROL

V.I. Golev, V.M. Maksimov

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

The experience of applying information technologies in environmental monitoring is considered. The regulatory framework adopted in the Russian Federation in the field of digital transformation during environmental control is analyzed. Problems and risks in the field of digitalization of eco-monitoring are revealed.

Key words: *digitalization, information technology, environmental control, ecomonitoring.*

Информационные технологии на основе хранилищ баз данных обеспечивают долговременное и надежное хранение информации, позволяют реализовать быстродействующие информационно-поисковые системы в целях принятия управленческих решений в области экологического контроля.

Важным моментом информатизации в области экологии является постоянный мониторинг за фактическим состоянием окружающей среды, проведением экологических мероприятий, уплатой налогов. Внедрение автоматизированных мониторинговых систем контроля за природоохранной деятельностью повышает эффективность экологического контроля, позволяет вносить оперативно поправки в экологическое законодательство.

В последние несколько лет экологические проблемы становятся все более актуальными для нашей страны. Россия входит в число стран, загрязняющих окружающую среду и наносящих ущерб для мира. Такой вывод мы можем сделать, проанализировав различные статистические данные по этому вопросу. Например, одна из самых больших баз данных в мире о городах и странах «Numbeo» в середине 2019 года предоставила статистический отчет по уровню загрязненности внешней среды различных мировых стран, под названием «Pollution Index for Country»[3,4]. В отчете были представлены два показателя: «загрязненность территории» и «ущерб для мира». Первый показатель рассчитан на основании данных Всемирной организации здравоохранения и отзывов людей, которые посещали данную страну и оценивает загрязненность воздуха, воды и почвы. Второй показатель определяется по сложной схеме, включающей в себя данные не только ВОЗ, но и данные огромного числа экологических организаций. Россия в этом рейтинге занимает 54 место среди 109 стран (в 2018 году - 48 место среди 102 стран) [3].

Необходимость оперативного отслеживания, сбора, обработки, систематизации информации о текущем экологическом состоянии, оперативное составление и представление отчетности широкому кругу пользователей позволяет внедрение различных информационных проектов в экологии.

Ключевые отрасли, в которых планируется внедрение информационных технологий представлены на рис. 1.

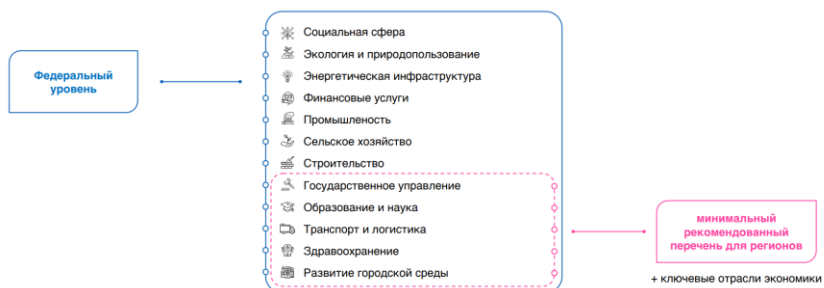


Рис. 1 – Ключевые отрасли для внедрения информационных технологий

Одним из основных нормативно-правовых актов, которые регулируют внедрение цифровых технологий в различные отрасли, в том числе в экологическую, является Указ Президента Российской Федерации от 21.07.2020 № 474 «О национальных целях развития Российской Федерации на период до 2030 года» [1], который определил основной национальной целью - цифровую трансформацию и достижение цифровой зрелости в важнейших отраслях экономики.

В соответствии с Указом и поручением Правительства Российской Федерации разработана «Стратегия цифровой трансформации отрасли экологии и природопользования», которая описывает порядок достижения «цифровая зрелость» отрасли экология, хозяйствующих субъектов, федеральных органов, контролирующих данную отрасль, а также органов местного самоуправления [2].

11.04.2022 комитет по экономической политике Совета Федерации Федерального собрания Российской Федерации провел круглый стол «Цифровые технологии в экологии и «зеленой» экономике». Минприроды России представили цифровые инициативы цифровой трансформации в сфере экологии: комплексную систему государственного мониторинга ФГИС «Экомониторинг». Она позволит упростить процесс сбора данных от бизнеса, объединить информацию от разных ведомств в едином отраслевом «озере данных» [5,6]. «Ростелеком» презентовал проект «Интеграционная шина», который позволит объединить информационные системы регионов в единое региональное информационное пространство, автоматизировать процессы и обеспечить доступ к наиболее эффективным рабочим инструментам[6,7,8].

Эффективный контроль состояния окружающей среды обеспечивается оперативным получением информации о ее состоянии. В сфере экологии этому способствуют имеющиеся и разрабатываемые экоиформационные системы, включающие: системы мониторинга атмосферы, водных ресурсов, почв, других компонентов природной среды.

Универсальная геоинформационная система «Панорама» позволяет создавать, редактировать цифровые карты, планы городов; обрабатывать данные; выполнять различные расчеты и измерения; строить 3D модели; обрабатывать растровые данные; подготавливать графические документы в цифровом и печатном виде, а также система имеет набор инструментов для работы с базами данных [6,7,8].

Для решения задач в области промышленной экологии представляет интерес продукт «Экология. 1С-КСУ: Охрана окружающей среды». Предприятия могут вести всю природоохранную деятельность в рамках одной системы с учетом требований экологического законодательства [6,7,8]:

- формировать необходимую отчетность;
- проводить первичный учет основных экологических показателей;
- систематизировать нормативно-справочную информацию;
- производить расчеты количества выбросов загрязняющих веществ;
- контролировать срок действия разрешительной документации;
- вести природоохранную документацию.

При поддержке Фонда содействия инновациям для непрерывного мониторинга и анализа вредных выбросов в атмосферу промышленных предприятий разработана платформа «Цифровой экомониторинг». Платформа предоставляет непрерывный доступ к набору специальных панелей инструментов — дашбордам, системам оповещений, рассылкам, оперативной и прогнозной аналитике. Первое «пилотное» внедрение осуществлено в октябре 2021 года совместно с Центром экологического мониторинга (ЦЭМ) Челябинской области на базе центра. В рамках реализации разработан прототип цифровой платформы экологического мониторинга контроля качества атмосферного воздуха в г. Челябинск, проведено тестовое подключение существующих станций экомониторинга и постов, собирающих данные о загрязнении атмосферы в реальном режиме времени, опробована интеграция с существующими системами «ЦЭМ» для онлайн анализа и оперативного реагирования превышения ПДК в различных погодных условиях. В ходе внедрения системы реализованы функции оценки качества окружающей среды, проработаны вопросы развития платформы для участия в организации и проведении государственного мониторинга атмосферного воздуха в рабочих режимах[8,9].

Аналогичная работа в январе 2022 года проведена в Рязани. Совместно с экспертами Роспотребнадзора Рязанской области проведено пилотное подключение индивидуального прототипа цифровой платформы экологического мониторинга вредных выбросов промышленных предприятий г. Рязань, проведено подключение существующих станций экомониторинга и постов ГАНК, в том числе интеграция информации от приборов ФБУЗ «Центр гигиены и эпидемиологии в Рязанской области» и приборов общественной организации «Дышим Чистым» для получения более

достоверной информации состояния атмосферного воздуха в районе этих станций [8,9].

По данным газеты «Известия» Рязань хотят внести в список экологически неблагополучных городов (остро стоит проблема промышленных выбросов). В связи с этим наш город предложили внести в федеральный проект «Чистый воздух». Включение в этот проект позволит городу получить средства на модернизацию производств и снизить загрязняющее воздействие на его жителей [11].

По данным АСИ [10,12] в России растет число крупных компаний, готовых полностью раскрывать данные о реализуемых проектах с потенциальным риском для окружающей среды. Ими создаются разнообразные решения наблюдения за окружающей средой. Локальные системы мониторинга уже действуют в разных регионах России: в Ростовской области, в Камчатском крае, где запущена система экологического мониторинга, действует специальный портал, на котором в картографическом формате представлена визуализация экологической обстановки в каждой точке мониторинга. Системы экомониторинга протестировали в Нижнем Новгороде, Дзержинске, Туле, Калининграде, Саратове, Калуге, Великом Новгороде, Ноябрьске, а также в ХМАО, Коми и Удмуртии на базе платформы экологического мониторинга «МегаФон Экология». Новые перспективы развития решений в области экомониторинга появятся с запуском сетей 5G, новый стандарт связи позволит передавать большие объемы данных, собираемых с датчиков [12].

Библиографический список

1. Федеральный закон «Об охране окружающей среды» от 10.01.2002 № 7-ФЗ (последняя редакция) \ КонсультантПлюс [Электронный ресурс].—Режим доступа: URL: https://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_34823/.
2. Распоряжение Правительства РФ от 8 декабря 2021 г. № 3496-р «Об утверждении стратегического направления в области цифровой трансформации отрасли экологии и природопользования» \ Гарант [Электронный ресурс].—Режим доступа: URL: <https://www.garant.ru/products/ipo/prime/doc/403109030/>.
3. Рейтинг стран по уровню загрязнения окружающей среды: [сайт]. Режим доступа: URL: <https://nonews.co/directory/lists/countries/pollution-rating>.
4. Самые грязные страны мира. Самые чистые и самые грязные страны [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: <https://utilizator.club/rejting-naibolee-zagryaznennyh-stran-na-planete>.
5. Цифровые технологии в экологии и «зеленой» экономике. [Электронный ресурс].—Режим доступа: URL: <https://rfimnr.ru/upload/medialibrary/eb5/5y310tmnj3z1f20q8sgirmjyb8qkr6r2.PNG>.

6. Профессиональная ГИС «Панорама» [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: https://gisinfo.ru/products/map12_prof.htm.
7. Дикарева, Анастасия Сергеевна,. Применение информационных технологий в решении экологических проблем / Анастасия Сергеевна, Дикарева. — Текст : непосредственный // Молодой ученый. — 2022. — № 42.1 (437.1). — С. 14-16. — URL: <https://moluch.ru/archive/437/96202/>.
8. Стартап «Цифровой экомониторинг» реализовал в 2021 и 2022 годах два пилотных проекта по контролю качества воздуха в городах России | Общество | Селдон Новости [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: <https://news.myseldon.com/ru/news/index/270125496>.
9. «Цифровой экомониторинг» реализовал в 2021 и 2022 годах два [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: <https://sk.ru/news/cifrovoj-ekomonitoring-realizoval-v-2021-i-2022-godah-dva-pilotnyh-proekta-po-kontrolyu-kachestva-vozduha-v-gorodah-rossii/>
10. В России разрабатываются системы общественного экологического мониторинга и ESG-оценки компаний и регионов [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: <https://asi.ru/news/157705/>.
11. Экологически неблагополучные города [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: <https://iz.ru/1598851/pavel-vikhrov-ksenii-a-nabatkina/na-vybrosy-eshche-chetyre-goroda-mogut-vnesti-v-perechen-ekologicheski-neblagopoluchnykh>
12. Экомониторинг: как работают новейшие технологии для сохранения природы [Электронный ресурс].—Режим доступа: URL: <https://trends.rbc.ru/trends/industry/cmrm/6103afce9a79476310f6ad4b>.

УДК 616-053.32

ПОДХОД К СОЗДАНИЮ ФАНТОМА НОВОРОЖДЁННОГО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОКЛИМАТА В НЕОНАТАЛЬНОМ ИНКУБАТОРЕ

С.В. Фролов, А.А. Коробов, К.С. Савинова, А.Ю. Потлов
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет», г.
Тамбов

Рассмотрен подход к созданию фантома недоношенного новорождённого ребёнка для проведения модельных исследований микроклимата в неонатальном инкубаторе. Оценены существующие неонатальные фантомы. Приведена структура предлагаемого гидродинамического фантома новорождённого.

Ключевые слова: фантом, тепломассоперенос, микроклимат, неонатальный инкубатор.

AN APPROACH TO THE CREATION OF A NEWBORN PHANTOM FOR STUDYING THE MICROCLIMATE IN A NEONATAL INCUBATOR

S.V. Frolov, A.A. Korobov, K.S. Savinova, A.Yu. Potlov
Tambov State Technical University, Tambov

An approach to creating a phantom of a premature newborn baby for conducting model studies of the microclimate in a neonatal incubator is considered. Existing neonatal phantoms were evaluated. The structure of the proposed hydrodynamic phantom of a newborn is given.

Key words: *phantom, heat and mass transfer, microclimate, neonatal incubator.*

На сегодняшний день аспекты, связанные с вопросами выхаживания и выживаемости недоношенных детей, остаются актуальными для отделений неонатологии и палат интенсивной терапии. Из-за того, что недоношенность может оказать негативное влияние на все функциональные системы организма, новорождённый требует постоянного ухода и наблюдения с привлечением сложной медицинской техники [1].

Инкубатор для новорождённых предназначен для поддержки постоянства микроклимата за счёт применения системы автоматического управления и сервоконтроля параметров среды – температуры воздуха, уровня влажности и содержания кислорода. Несмотря на широкое внедрение неонатальных инкубаторов в неонатологии, остаются нерешённые проблемы, связанные с несовершенством реализуемых в инкубаторах законов управления [2].

Сложности, возникающие в силу специфики взаимодействия с недоношенными новорожденными при исследовании и реализации новых методов управления, предлагаемых для оптимизации и улучшения эффективности поддержки микроклимата возможно преодолеть на основе модельных исследований с использованием неонатального фантома.

На сегодняшний день известны фантомы, применяемые для исследований теплопереноса системы новорожденный – окружающая среда. Авторами [1,3] разработан фантом, основанный на 3D-печатной структуре с силиконовой поверхностью, позволяющий оценить частоту пульса и терморегуляцию ребёнка. Температура тела имитируется с помощью нагревательных элементов. Для имитации кровотока используются светодиоды.

В работе [4] исследуют теплообмен между новорождённым и окружающей средой в инкубаторе с помощью 3D-модели фантома новорождённого, представляющего собой многоузловую математическую модель, имитирующую сегменты тела ребёнка. В модели учтён отсек, наполненный кровью для исследования конвекционного обмена с сердечно-сосудистой системой, а также теплообмен между поверхностью тела и окружающей средой. Этими же авторами разработан неонатальный тепловой фантом, состоящий из 6 сегментов, температура в которых поддерживается независимо с помощью нихромовых проволок сопротивления [5]. Мощность

нагрева управляется посредством обратной связи с помощью ПИД-регулятора.

В работе [6] реализован тепловой шестикамерный манекен, имитирующий конвективный и радиационный теплообмен, а также потери тепла, связанные с испарением. Камеры, разделены на полости с водой и подогреваются отдельно.

Предлагается структура фантома новорождённого, состоящая из каркаса жёсткости, распечатанного на 3D-принтере, слоёв силикона для имитации поверхности кожи младенца, и полостей между ними, объединённых между собой для имитации прохождения крови по циклу кровообращения в туловище, голове и конечностях (рис.1).

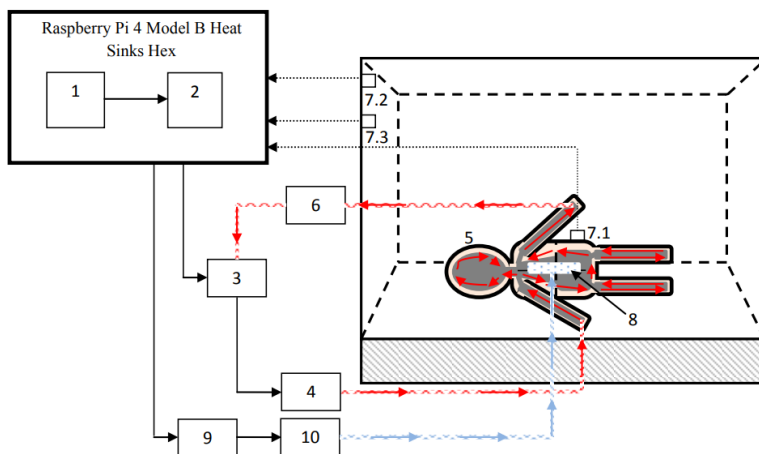


Рис. 1 – Структура гидродинамического фантома новорождённого

Фантом моделирует физическое тело новорожденного, состоящее из 7 сегментов: голова, грудная клетка, брюшная полость, руки и ноги.

Разрабатываемый гидродинамический фантом предполагает наличие элементов, реализующих управление параметрами фантома, подготовку жидкости для передачи в фантом, имитирующий внешний вид ребёнка.

На рис.1 компьютер Raspberry Pi 4 Model B Heat Sinks Hex выполняет функции контроля и управления параметрами фантома (1) – подачи жидкости для имитации процессов дыхания и испарения с поверхности тела, температуры кровеимитирующей жидкости, формирования управляющих воздействий (2), используя информацию о текущем значении температуры (датчик температуры фантома 7.1, датчик температуры воздуха 7.2, датчик влажности 7.3). Жидкость нагревается посредством нагревателя (3) и с помощью насоса (4) поступает в полости неонатального фантома (5). Жидкость циркулирует и возвращается в накопительную емкость (6). С компьютера Raspberry Pi 4 Model B Heat Sinks также поступает информация об

уровне значений влажности, имитирующей процессы дыхания и испарения на емкость с водой (9) и насос (10), перекачивающий воду к испарительной губке (8).

Управление параметрами фантома обеспечивается за счёт подачи жидкости, имитирующей кровообращение и процесс естественной влажности, вызванной дыханием и испарением с поверхности тела ребёнка, реализованного с помощью испарительной губки. Предполагается нагрев, передача и цикличное перемещение жидкости по фантому.

В большинстве современных неонатальных инкубаторах применяются стандартные методы управления, основанные на ПИД-регулировании, что вызывает сложности при решении задачи высокоточного поддержания микроклимата. Предлагается применение разработанного градиентного нейросетевого управления в поддержании постоянства внутренней среды инкубатора [7,8].

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда №23-29-00763, <https://rscf.ru/project/23-29-00763/>

Библиографический список

1. A Setup for Camera-Based Detection of Simulated Pathological States Using a Neonatal Phantom / F. Voss; S. Lyra; D. Blase; S. Leonhardt; M. Lüken // *Sensors*, 2022, 22, 957.
2. *Encyclopedia of medical devices & instrumentation* / Webster J.G // 2nd ed., volume 4, 2006. P. 144-146.
3. A neonatal phantom for vital signs simulation / S. Lyra, F. Voss, A. Coenen, et al // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2021, № 15 (5). – P. 949-959.
4. Heat and Mass Transfer of Preterm Neonates Nursed inside Incubators – A Review / A. Hannouch, T. Lemenand, K. Khoury, C. Habchi // *Thermal Science and Engineering Progress*, 2020, 18. 100553.
5. Thermal analysis of a 3D printed thermal manikin inside an infant incubator/ A. Hannouch, C. Habchi, N. Medni, T. Lemenand // *International Journal of Thermal Sciences*, 2023, Volume 183, 107826.
6. Model for simulation of heat loss by premature infants / R. T. Frankenberger, O Bussmann, W. Nahm, E. Konecny // *Biomed Tech (Berl)*, 1998, May;43(5):137-43.
7. Combined Method of Neurocontrol for Nonlinear Non-Stationary Object / S. V. Frolov, S. V. Sindeev, A. A. Korobov, A. Yu. Potlov // 2nd International Conference on Control Systems, Mathematical Modeling, Automation and Energy Efficiency (SUMMA). – 2020. – P. 582 – 585.
8. Neural Network Control of Environmental Parameters in Neonatal Incubators / S.V. Frolov, A.Y. Potlov, A.A. Korobov, K.S. Savinova, // 2023 IV International Conference on Neural Networks and Neurotechnologies (NeuroNT), Saint Petersburg, Russian Federation, 2023, P. 21-24.

МОДЕЛЬ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ, КАК ОБЪЕКТА УПРАВЛЕНИЯ

Т.А. Фролова, В.О. Лычагина, И.А. Шаталова, Е.С. Ширкина
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,
г. Тамбов

Представлена практическая реализация биотехнической системы для выращивания растений, разработана математическая модель системы и алгоритмы управления режимов работы.

Ключевые слова: «умная теплица», управление, микроклимат, алгоритмы, математическая модель, управляющее устройство, биотехническая система.

MODEL OF A BIOTECHNICAL SYSTEM AS A CONTROL OBJECT

T.A. Frolova, V.O. Lychagina, I.A. Shatalova, E.S. Shirkina
Tambovsky State Technical University, Tambov

A practical implementation of a biotechnical system for growing plants is presented, a mathematical model of the system and algorithms for controlling operating modes are developed.

Key words: “smart greenhouse”, control, microclimate, algorithms, mathematical model, control device, biotechnical system.

Биотехническая система (БТС) или «умная теплица» – это автономный, роботизированный и изолированный от внешних воздействий объект, предназначенный для получения плодоовощной продукции в автоматическом режиме, максимально минимизирующем участие человека, который помимо всего позволяет проводить различные исследования над растениями.

Умная теплица отличается от обычной теплицы тем, что в ней используются технологии и сенсоры для автоматизации ряда процессов, таких как полив, освещение и вентиляция. Умная теплица также может управляться с помощью мобильного приложения или удаленно через интернет.

Актуальность практической реализации биотехнической системы обуславливается тем, что построение цифровой экономики предусматривает внедрение информационных технологий во все сферы деятельности человека. Одним из ключевых направлений является создание и практическое применение совокупности программно-аппаратных решений и роботизированных интеллектуальных технологий выращивания сельскохозяйственных растений в закрытых системах.

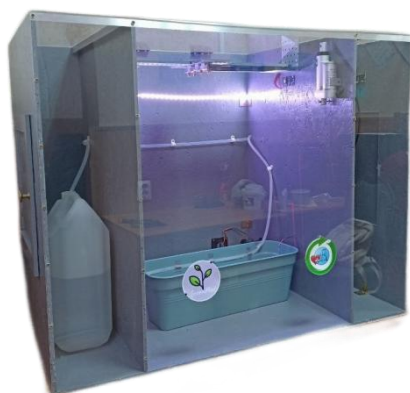


Рис. 1 – Внешний вид БТС для выращивания растений

Проектирование систем автоматического управления и регулирования следует начинать с детального изучения объекта автоматизации. В биотехнической системе управление осуществляется в автоматизированном режиме.

Автоматизированное управление представляет собой сочетание ручного и автоматического управления. При автоматизированном управлении кроме технических средств в формировании закона управления участвуют люди. При этом роль человека заключается в принятии решения, выборе варианта управления.

Любой технологический процесс характеризуется физическими величинами, называемыми показателями процесса. Физические показатели объекта, которые преднамеренно изменяются или сохраняются неизменными в процессе управления, называются управляемыми величинами (регулируемыми координатами).

Воздействия, которые определяют состояние объекта, называют выходными. Выходными переменными служат физические параметры материальных и энергетических потоков (температура, влажность, их производные по времени).

Величины, характеризующие внешнее влияние на систему, или на её части называют входными переменными. К ним относятся управляющие и возмущающие воздействия. Управляющими воздействиями являются управляемые изменения расходов, параметры материальных и энергетических потоков.

Воздействия внешней среды называют возмущающими воздействиями. Возмущения могут быть контролируруемыми и неконтролируемыми.

Математическая модель биотехнической системы, как объекта представлена на рис. 2.

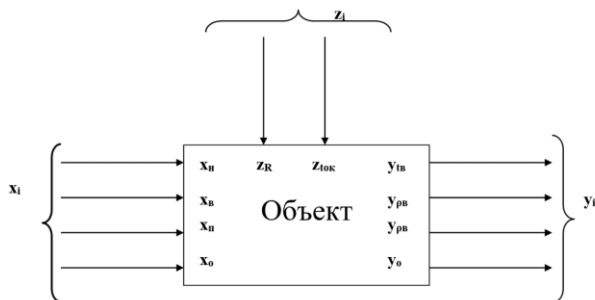


Рис. 2 – Математическая модель биотехнической системы, как объекта

Входные параметры (x_i). К входным параметрам биотехнической системы для выращивания растений относятся:

- x_n – нагрев воздуха;
- x_b – полив;
- x_p – проветривание;
- x_o – освещение;

Выходные параметры (y_i). К выходным параметрам биотехнической системы для выращивания растений относятся:

- $y_{тв}$ – температура воздуха;
- $y_{рв1}$ – влажность воздуха;
- $y_{рв2}$ – влажность почвы;
- y_o – интенсивность и спектр освещенности;

Возмущающие воздействия (z_i). К возмущающим воздействиям биотехнической системы для выращивания растений относятся:

- $z_{токр}$ – температура окружающей среды (внешняя температура);
- z_R – потребление и вид растений (зависимость вида растений от климатических условий).

Зависимости между входными и выходными величинами могут быть линейными и нелинейными. Зависимости температуры воздуха, влажности воздуха и влажности почвы от параметров нагрева и проветривания; влажности воздуха и влажности почвы от полива; освещения от интенсивности и спектра освещенности являются линейными величинами (рис. 3).

Зависимости между входными величинами и возмущающими воздействиями также могут быть линейными и нелинейными. Зависимость всех выходных параметров от температуры окружающей среды является линейной величиной, а зависимость от потребления и вида растения – нелинейной (рис. 4).

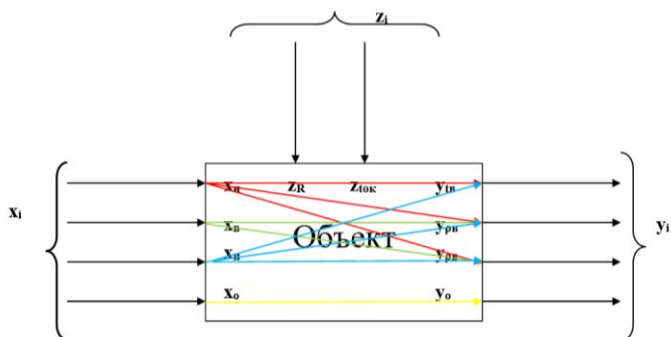


Рис. 3 – Зависимость выходных параметров от входных

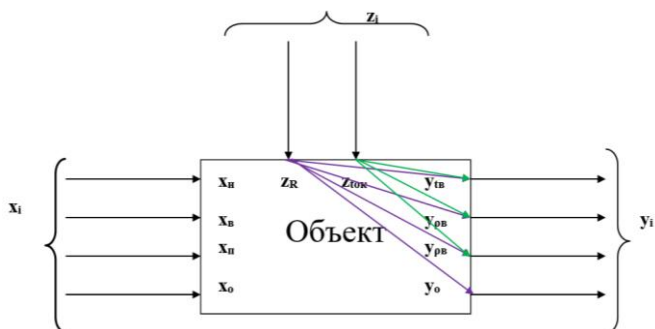


Рис. 4 – Зависимость выходных параметров от возмущающих воздействий

На взаимной зависимости параметров и факторов были разработаны алгоритмы управления для ручного и автоматического режимов работы биотехнической системы.

Библиографический список

1. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В. Детектирование поглощающей неоднородности в биологическом объекте при регистрации рассеянных фотонов // Медицинская техника. – 2012. – №6 (276). – С.1-5.
2. Фролов С.В., Коробов А.А., Потлов А.Ю., Фролова Т.А. Применение бионического подхода при синтезе систем управления многомерными объектами высокой размерности// Математические методы в технологиях и технике. – 2021. – № 6. – С. 67-70.
3. Фролов С.В., Потлов А.Ю., Коробов А.А., Савинова К.С. Градиентный метод нейросетевого управления многосвязными нелинейными нестационарными стохастическими системами // Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика. – 2021. – №5. – С. 41– 48.

ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ЭПИДЕМИЙ

Д.Д. Мазурук¹, Д.С. Карпукхин²

Научный руководитель – Н.В. Гречушкина^{1,2}, старший преподаватель

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

² Рязанский институт (филиал) ФГАОУ ВО «Московский политехнический университет», г. Рязань

Рассмотрены особенности и примеры применения искусственного интеллекта в эпидемиологии. На основе анализа научной литературы систематизированы преимущества и недостатки применения ИТ-решений на основе искусственных нейронных сетей для прогнозирования эпидемий.

Ключевые слова: эпидемиология, прогнозирование эпидемий, искусственный интеллект, искусственные нейронные сети, машинное обучение.

APPLICATION OF ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS TO FORECAST EPIDEMICS

D.D.Mazuruk¹, D.S.Karpukhin²

Scientific supervisor – N.V.Grechushkina^{1,2}, senior lecturer

¹ Ryazan State Medical University named after academician I.P.Pavlov, Ryazan

² Ryazan Institute of Moscow Polytechnic University, Ryazan

The features and examples of the use of artificial intelligence in epidemiology are considered. Based on the analysis of scientific literature, the advantages and disadvantages of using IT solutions based on artificial neural networks for forecasting epidemics are systematized.

Key words: epidemiology, epidemic forecasting, artificial intelligence, artificial neural networks, machine learning.

Прогнозирование эпидемий – это применение статистических методов и методов машинного обучения для определения пространственно-временных параметров возникновения и распространения вспышек инфекционных заболеваний, их масштабов, времени пика и продолжительности на основе демографических, иммунологических, географических и других данных о заболеваемости [7]. Точное прогнозирование эпидемий имеет решающее значение для принятия эффективных мер по профилактике и борьбе с инфекционными заболеваниями, а потому использование современных технологий и разработок в сфере здравоохранения является актуальной задачей отрасли.

Перспективным средством для решения указанной задачи выступают ИТ-решения на основе искусственного интеллекта (точнее, искусственных нейронных сетей) [1], использование которых уже насчитывает ряд

успешных кейсов и проектов, таких как AIME (Азия), ODL (Бразилия), Premonition и EWAD (США), BlueDot (Канада) и др.

Использование инструментов на основе искусственных нейронных сетей в эпидемиологии имеет ряд преимуществ [1], [5].

Входные данные, предназначенные для обработки искусственными нейронными сетями, обладают высокой пластичностью, а потому «различные данные могут обрабатываться практически одинаково в контексте предыдущей истории обучения в определенной выборочной базе данных для получения клинически значимых выходных данных» [2, с.161]. Нейросеть может обрабатывать не только подготовленные данные официальной статистики, но также отслеживать и анализировать публикации в СМИ региона, посты в социальных сетях по ключевым словам и геометкам их авторов.

Высокая скорость обработки и анализа большого объема данных (в том числе, результатов вычислений и цифрового моделирования) с помощью средств на основе искусственных нейронных сетей позволяет оперативно реагировать на изменения ситуации, корректируя прогноз в соответствии с реальным характером распространения эпидемии.

Искусственный интеллект позволяет определять зависимости и устанавливать закономерности между данными, что позволяет выявлять точки возникновения заболевания и оценивать вероятные траектории его распространения, а также принимать эффективные меры по предотвращению и контролю эпидемии на основе полученных сведений и прогнозов. Искусственные нейронные сети могут выявлять и «учитывать сложные взаимосвязи между различными факторами, такими как плотность населения, мобильность и контактность людей» [1, с. 43]. Например, АВМ – моделирование на основе агентов (отдельных людей или групп людей), позволяет прогнозировать динамику распространения заболевания внутри популяции, а также эффекты различных мер по его сдерживанию и предотвращению.

ИТ-решения на основе искусственных нейронных сетей позволяют предсказывать вспышки заболеваний, действуя как система раннего предупреждения, что помогает принять необходимые меры и эффективно организовать работу по оказанию медицинской помощи до того, как будут выявлены первые случаи заболевания.

Искусственные нейронные сети не устаревают, но совершенствуют свою работу. Получая и обрабатывая новые данные, суммарный объем которых со временем растет, искусственная нейронная сеть обучается на них, улучшая саму себя и повышая точность своей работы [2].

В то же время, существуют объективные сложности и ограничения применения искусственных нейронных сетей для прогнозирования эпидемий, считают исследователи [6], [7].

Обучение искусственных нейронных сетей требует большого объема данных, содержащих сведения о случаях заболевания, выздоровления и

смерти людей. Кроме того, для выявления зависимостей и установления закономерностей искусственные нейронные сети должны обучаться на массиве последовательных данных. Получение этих данных может быть затруднительным из-за отсутствия единого информационного ресурса или ограничения доступа к такому ресурсу особенно на ранних стадиях развития эпидемии, когда количество данных недостаточно для использования искусственных нейронных сетей. Наконец, прогноз основывается на представленных данных, полнота которых может быть недостаточна для обеспечения его высокой точности из-за того, что не все случаи заболевания зарегистрированы, не учтены бессимптомные пациенты и те, кто не обращался за медицинской помощью, не все предоставленные данные являются последовательными (например, есть сведения о заболевании конкретного пациента, но нет данных о течении заболевания и об исходе заболевания, т.е. о выздоровлении или смерти пациента).

Искусственные нейронные сети дают наилучшие прогнозы при прогнозировании в пределах использованного при обучении временного диапазона и географической области. Прогнозирование в реальных условиях неизбежно содержит входные данные и временные значения, выходящие за обозначенные при обучении пределы, что снижает точность оценок. Краткосрочные прогнозы (например, на несколько дней) являются более точными, чем долгосрочные, но они не имеют практической пользы для планирования мер по профилактике и борьбе с заболеванием для лиц, принимающих решения в области здравоохранения.

Разные сетевые архитектуры, модели обучения и применения искусственных нейронных сетей имеют разную точность прогнозирования. При этом эксперимент по применению одной модели для прогнозирования эпидемий в разных странах также показал различия в точности выдаваемых прогнозов. Очевидно, что точность прогноза зависит не только от географически и культурно индифферентных параметров (количество подтвержденных случаев заболевания и смерти и др.), но и от тех, которые уникальны для каждой страны (исторические данные о вспышке и развитии заболевания, тенденции распространения, плотность населения, особенности трудовой миграции внутри страны, экономическое благополучие стран, конкретные предпринимаемые меры общественного здравоохранения и др.). Таким образом, необходимо использовать разные модели прогнозирования для конкретных стран, а поиск универсальной модели, позволяющей получать одинаково точные прогнозы для разных территорий, является актуальной задачей эпидемиологии, решение которой ещё только предстоит получить.

ИТ-решения на основе искусственных нейронных сетей являются перспективным инструментом для прогнозирования эпидемий, практическое применение которого уже насчитывает ряд успешных кейсов. Существуют объективные преимущества применения таких решений по сравнению с другими средствами, такие как большая скорость обработки данных для

выдачи прогнозов, возможность выявления и учета сложных зависимостей при анализе данных, высокая точность прогнозов и др. Наряду с преимуществами существуют и ограничения применения таких решений, среди которых необходимость наличия большого объема данных для обучения нейросети, недостаточная точность краткосрочных прогнозов, отсутствие универсальной модели нейронной сети для использования в разных странах и для эпидемий разных заболеваний. Применение искусственного интеллекта в медицине не ограничивается прогнозированием эпидемий. ИТ-решения на основе искусственного интеллекта также используются в драг-дизайне; для повышения точности диагностики заболеваний и эффективности лечения, учитывающего индивидуальные характеристики пациента, в контексте модели 4P-медицины; для оптимизации управления ресурсами организаций здравоохранения и сокращения затрат на медицинское обслуживание населения [3], [4].

Библиографический список

1. Морозов Д.Е. Применение ИИ в моделировании эпидемий: передовые методы и перспективы / Д. Е. Морозов, И. Н. Симонов, Л. В. Гаев // Эффективное использование научного потенциала и вовлечение новых источников инновационного роста : Сборник статей Международной научно-практической конференции (Магнитогорск, 12 июня 2023 г.). Уфа: ОМЕГА САЙНС, 2023. С. 41-43.
2. Романюта М. А. Системы на основе нейронных сетей в медицине / М. А. Романюта, Н. В. Гречушкина // Наука и образование: актуальные вопросы теории и практики : Материалы III Международной научно-методической конференции, посвященной 50-летию Самарского государственного университета путей сообщения (Самара, 21–22 марта 2023 г.). Оренбург: ОриПС - филиала СамГУПС, 2023. С. 161-164.
3. Тихонова О.В. Тренды развития цифровых технологий в медицине / О.В. Тихонова, Т.Г. Авачёва, Н.В. Гречушкина // Медицинская техника. 2022. №2 (332). С. 43-47.
4. Холопов, А. А. Роль искусственного интеллекта в медицине / А. А. Холопов, В. И. Козырева, О. В. Тихонова // Наука и образование: актуальные вопросы теории и практики : Материалы III Международной научно-методической конференции, посвященной 50-летию Самарского государственного университета путей сообщения (Самара, 21–22 марта 2023 г.). Оренбург: ОриПС - филиала СамГУПС, 2023. С. 179-182.
5. Jing S. A Novel Prediction Method Based on Artificial Intelligence and Internet of Things for Detecting Coronavirus Disease (COVID-19) / S. Jing, Q. Qian, H. She [et al.] // Security and Communication Networks. 2021. Special Issue. Article 7812223.
6. Kolozsvári L.R. Predicting the epidemic curve of the coronavirus (SARS-CoV-2) disease (COVID-19) using artificial intelligence: An application on the first and second waves. / L.R. Kolozsvári, T. Bérczes, A. Hajdu [et al.] //

Informatics in Medicine Unlocked. 2021. Vol. 25. Article 100691.

7. Niazkar H.R. Application of artificial neural networks to predict the COVID-19 outbreak / H.R. Niazkar, M. Niazkar // Global Health Research and Policy. 2020. Vol. 5. No. 50. P. 1-11.

УДК 614.4

ИСКУССТВЕННЫЙ ИНТЕЛЛЕКТ В ЭПИДЕМИОЛОГИИ: АКТУАЛЬНЫЕ ПРИМЕРЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ

И.А. Столяров¹, П.Д. Драгомиров²

Научный руководитель – Н.В. Гречушкина^{1,2}, старший преподаватель

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

² Рязанский институт (филиал) ФГАОУ ВО «Московский политехнический университет», г. Рязань

Рассмотрены возможности применения искусственного интеллекта в эпидемиологии и проанализированы актуальные примеры проектов на основе искусственного интеллекта, успешно реализованных и внедренных в практику прогнозирования эпидемий лихорадки денге.

Ключевые слова: *эпидемиология, искусственный интеллект, искусственные нейронные сети, машинное обучение, прогнозирование эпидемий.*

ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN EPIDEMIOLOGY: CURRENT USE CASES

I.A. Stolyarov¹, P.D. Dragomirov²

Scientific supervisor – N.V.Grechushkina^{1,2}, senior lecturer

¹ Ryazan State Medical University named after academician I.P.Pavlov, Ryazan

² Ryazan Institute of Moscow Polytechnic University, Ryazan

The possibilities of using artificial intelligence in epidemiology are considered and current examples of projects based on artificial intelligence, successfully implemented and implemented in the practice of forecasting epidemics of dengue fever, are analyzed.

Key words: *epidemiology, artificial intelligence, artificial neural networks, machine learning, epidemic forecasting.*

Искусственный интеллект как сквозная технология обеспечивает технологическую основу для различных ИТ-решений, как непосредственно связанных с оказанием медицинской помощи пациентам, так и тех, которые применяются при проведении научных исследований или решении задач медицинской промышленности [2]. ИТ-решения на основе искусственного интеллекта в эпидемиологии уже стали практическим инструментом прогнозирования распространений заболеваний и эпидемий и доказали свою

эффективность в ряде случаев. Примерами успешных проектов в этой сфере являются АИМЕ (Малайзия, Доминикана и др.), ODL (Бразилия), Premonition и EWAD (США), BlueDot (Канада) и др.

Применение искусственного интеллекта в эпидемиологии получило мощный стимул к развитию и большое внимание исследователей в связи с пандемией коронавирусной инфекции (COVID-19), что способствовало развитию существующих и появлению новых проектов по прогнозированию эпидемий. Существуют разные подходы машинного обучения (машина опорных векторов, регрессия, случайный лес, K-средние), разные модели и архитектуры искусственных нейронных сетей, показавшие разную результативность и точность прогнозирования в реальных условиях [3], [5], [8]. Значимой характеристикой машинного обучения, считают исследователи, является «вывод прогностических моделей без знания основного механизма, который обычно неизвестен или недостаточно определен» [3, с. 76].

Существует множество примеров применения искусственного интеллекта для прогнозирования эпидемий. В данной работе мы обратились к двум кейсам – проектам АИМЕ (Artificial Intelligence in Medical Epidemiology) и ODL (Observatorio da Dengue Lab) по прогнозированию вспышек лихорадки денге. Тропическая лихорадка денге распространена в странах Южной и Юго-Восточной Азии, Африки, Океании и Карибского бассейна и Латинской Америки, однако, в последние годы случаи заболеваний регистрируются и в континентальной Европе (Франция, Хорватия и Португалия). Заболеваемость составляет более 50 млн человек ежегодно.

Проект АИМЕ успешно применяется в Малайзии и Перу и был адаптирован для прогнозирования вспышек других заболеваний со схожими путями распространения, как, например, вирус Зика в Бразилии [6].

Специалисты АИМЕ поставили перед собой задачу разработать инструмент, который сможет собирать и анализировать информацию из открытых (общедоступных) источников, включая пресс-релизы и публикации в СМИ. Для проведения исследования и обучения нейросети ученые использовали данные, предоставленные Министерством здравоохранения Малайзии и департаментами метеорологии и статистики.

В модели АИМЕ использовались 13 прогностических переменных (предикторов), включающих метеорологические, эпидемиологические, геосоциальные и демографические элементы, такие как общее количество зарегистрированных случаев денге, количество дней с начала лихорадки денге, общее количество случаев денге за 1 неделю до эпиднедели, направление и скорость ветра, количество осадков, случаи грозы, высота над уровнем моря, раса, плотность населения и др.

Обработка данных осуществлялась с помощью метода опорных векторов (SVM), применяемого в машинном обучении для решения задач классификации и регрессии. Предикторы были нормализованы до значений в диапазоне от 0,0 до 1,00, так как работа SVM более точная при масштабировании данных, которое уменьшает влияние атрибутов в большем

числовом диапазоне по сравнению с доминирующими атрибутами в меньшем числовом диапазоне.

Точность прогнозов, выдаваемых АИМЕ, составила 89%, а дальность прогнозирования – 3 месяца, что позволяет Министерству здравоохранения Малайзии заранее подготавливать и принимать меры по обеспечению эффективной медицинской помощи пациентам во время эпидемии денге и снижению тяжести её последствий.

Проект бразильских ученых ODL (Observatorio da Dengue Lab) собирает данные для анализа по постам в Twitter (заблокирован на территории РФ) [7]. Исследователи обратили внимание на то, что официальные статистические данные о количестве заболевших не отражают реальную ситуацию распространения эпидемии, так как цифры в них «отстают» от действительных показателей на 3-4 недели. Это происходит из-за того, что многие люди не имеют возможности своевременно обратиться за медицинской помощью. Посты о денге в социальных сетях, которые заболевшие люди размещают, чтобы сообщить о своем плохом самочувствии или после посещения врача, могут быть использованы для оценки активности заболевания. Для прогнозирования использовались официальные данные о случаях заболевания лихорадкой денге, предоставленные Министерством здравоохранения Бразилии, а также социально-демографические данные; сообщения в Twitter, сбор и анализ которых осуществлялся по ключевым словам с помощью алгоритма машинного обучения и для которых также извлекались геоданные; анонимизированные онлайн-журналы поисковых запросов Google; журналы доступа к статьям в Wikipedia. Использование веб-данных, публикуемых в режиме реального времени, считают ученые, позволяет устранить или сократить разрыв между официальными данными и существующим положением дел.

Набор данных в модели ODL включал общее количество твитов с упоминанием денге, зафиксированных за единицу времени в конкретной местности; географическая информация, связанная с пользователем Twitter; время, когда был опубликован твит; контент.

Обработка данных осуществлялась с помощью обобщенной аддитивной модели (GAM), применяемой для статистического анализа зависимости между независимой переменной (переменная отклика) и ее потенциальными предикторами. В качестве переменной отклика выступали случаи заболевания денге, а предикторами – твиты. Дисперсия переменной отклика учитывалась с помощью отрицательной биномиальной модели, а идентификация статистической модели оценивалась с помощью информационного критерия Акаике (AIC).

Точность прогнозов, выдаваемых ODL, составила 88% при дальности прогнозирования 2 месяца и 94% при дальности прогнозирования 7 дней.

Несмотря на существующие сложности развития и применения таких технологий в сфере здравоохранения, прогнозирование эпидемий с использованием средств искусственного интеллекта является современной и

перспективной альтернативой методам статистического анализа и математического моделирования [4]. При этом отказываться от указанных методов в пользу искусственного интеллекта преждевременно. Преимущества применения систем на основе искусственного интеллекта в медицине в целом, и в эпидемиологии в частности, ограничиваются рядом существующих барьеров, среди которых наиболее значимыми являются сложность разработки нейронных сетей и необходимость сбора и разметки большого объема данных для их обучения [1].

Библиографический список

1. Романюта М.А. Системы на основе нейронных сетей в медицине / М. А. Романюта, Н. В. Гречушкина // Наука и образование: актуальные вопросы теории и практики : Материалы III Международной научно-методической конференции, посвященной 50-летию Самарского государственного университета путей сообщения (Самара, 21–22 марта 2023 г.). Оренбург: ОрИПС - филиала СамГУПС, 2023., С. 161-164.
2. Тихонова О.В. Тренды развития цифровых технологий в медицине / О.В. Тихонова, Т.Г. Авачёва, Н.В. Гречушкина // Медицинская техника. 2022. №2. С. 43-47.
3. Хаджибаев А.М. Роль искусственного интеллекта в прогнозировании проблем COVID-19: аналитический обзор / А.М. Хаджибаев, Ф.Т. Адылова, Х.М. Касимов, В.Х. Шарипова, Н.Б. Исхаков // Shoshilinch tibbiyot axborotnomasi. 2020. Т. 13. № 4. С. 75-85.
4. Холопов А.А. Роль искусственного интеллекта в медицине / А. А. Холопов, В. И. Козырева, О. В. Тихонова // Наука и образование: актуальные вопросы теории и практики : Материалы III Международной научно-методической конференции, посвященной 50-летию Самарского государственного университета путей сообщения (Самара, 21–22 марта 2023 г.). Оренбург: ОрИПС - филиала СамГУПС, 2023. С. 179-182.
5. Datilo P.M. A Review of Epidemic Forecasting Using Artificial Neural Networks / P.M. Datilo, Z. Ismail, J. Dare // International Journal of Epidemiologic Research. 2019. Vol. 6(3). P. 132-143.
6. Ho C.C. Using Public Open Data to Predict Dengue Epidemic: Assessment of Weather Variability, Population Density, and Land Use As Predictor Variables For Dengue Outbreak Prediction using Support Vector Machine / C.C. Ho, T.C. Yee, D.B. Raja // Indian Journal of Science and Technology. 2018. Vol. 11(4). P. 1-8.
7. Marques-Toledo C.dA. Dengue prediction by the web: Tweets are a useful tool for estimating and forecasting Dengue at country and city level / C.dA. Marques-Toledo, C.M. Degener, L. Vinhal, G. Coelho [et al.] // PLoS Neglected Tropical Diseases. 2017. Vol. 11. Issue 7. Article e0005729.
8. Niazkar H.R. Application of artificial neural networks to predict the COVID-19 outbreak / H.R. Niazkar, M. Niazkar // Global Health Research and Policy. 2020. Vol. 5. No. 50. P. 1-11.

УДК 612.261

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ПОРТАТИВНЫХ И СТАЦИОНАРНЫХ ПУЛЬСОКСИМЕТРОВ НА ФОНЕ МОДЕЛИ ИШЕМИИ

А.А. Пимахин¹, Е.В. Пимахина¹, Д.Н. Барышников¹, Е.Д. Дадонова¹,
А.А. Супряга¹, Н.М. Толкач², Е.П. Матюхин²

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

² ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Исследование подтверждает эффективность пульсоксиметрии в оценке газообмена и ее широкое применение в клинической практике. Однако, при моделировании ишемии верхней конечности, портативные пульсоксиметры могут не всегда точно отражать изменения сатурации, поэтому требуется дальнейшее исследование точности различных моделей портативных пульсоксиметров.

Ключевые слова: пульсоксиметрия, газообменная функция легких, сатурация, гемоглобин, оксигенирование

ACCURACY ASSESSMENT OF PORTABLE AND STATIONARY PULSE OXIMETERS IN THE CONTEXT OF ISCHEMIA MODEL

A.A. Pimakhin¹, E.V. Pimakhina¹, D.N. Baryshnikov¹, E.D. Dadonova¹,
N.M. Tolkach², E.P. Matyukhin²

¹ Ryazan state medical university named after I.P. Pavlov, Ryazan

² Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The study confirms the effectiveness of pulse oximetry in assessing gas exchange and its wide application in clinical practice. However, when modeling upper limb ischemia, portable pulse oximeters may not always accurately reflect changes in saturation, thus further research is needed to investigate the accuracy of different models of portable pulse oximeters.

Key words: pulse oximetry, lung gas exchange function, blood oxygen saturation, hemoglobin, oxygenation.

В медицинской практике неотъемлемой частью процесса диагностики и лечения считается оценка газообменной функции легких и газотранспортной функции крови [1]. Одним из наиболее оптимальных методов оценки газообмена по соотношению стоимости к объективности является пульсоксиметрия, которая позволяет определить уровень оксигенированного гемоглобина в капиллярной крови в процентах, называемый сатурацией, которая отражает связывание гемоглобина с кислородом [2]. Объективность метода особенно важна при мониторинге газообмена у больных в

критическом состоянии.

В основе работы пульсоксиметра лежит способность гемоглобина, связанного (b2) и не связанного (Hb) с кислородом, абсорбировать свет с различной длины волны. Пульсоксиметр оснащен двумя светодиодами, излучающими красный и инфракрасный свет, а на противоположной стороне располагается фотодетектор, регистрирующий интенсивность светового потока. Прибор направляет через капиллярную кровь красный и инфракрасный световые лучи. Дезоксигемоглобин, обладающий темно-вишневым цветом, интенсивно поглощает красный свет и слабо задерживает инфракрасный. В то же время, оксигемоглобин хорошо рассеивает красный свет, но интенсивно поглощает инфракрасное излучение. Путем измерения разницы между количеством света, который абсорбирован во время систолы и диастолы, пульсоксиметр определяет сатурацию крови и проводит анализ пульсовой волны. Таким образом, принцип работы пульсоксиметра основан на способности гемоглобина поглощать свет различной длины волны в зависимости от оксигенированности [3]. Этот метод является надежным и неинвазивным способом определения сатурации крови, что делает его широко применимым в клинической практике [4].

В исследовании проведена выборка из 600 участников, здоровых на момент исследования. Средний возраст участников составил около 24,5 лет, медианное значение возраста 24 года, стандартное отклонение 2 года. Женщины составляли около 86% от общего числа участников. В исследовании использована 1 модель стационарного пульсоксиметра и 6 различных моделей портативных пульсоксиметров. Среднее значение сатурации крови без нагрузки составило 97% со стандартным отклонением 1,5% как от стационарного, так и от портативного пульсоксиметра, что указывает на небольшую вариабельность измерений.

В рамках исследования для создания модели ишемии верхней конечности использована авторская методика, основанная на расчете среднего артериального давления по методу Короткова. При нагнетании среднего давления в манжету тонометра, артерия оставалась открытой, и кровоток по артерии сохранен. В то же время, вена перекрывалась, что приводило к замедлению оксигенации в периферических тканях. В результате снижалось содержание кислорода в периферическом отделе сосудистой системы конечности, а содержание углекислого газа повышалось, что проявлялось наполнением вен и выраженным цианозом кисти. На фоне сохраненной на 70 систол под манометрическим контролем модели ишемии измерялась сатурация крови датчиками как профессионального, так и портативного пульсоксиметров, размещенных на ногтевых пластинах среднего и указательного пальцев одной и той же руки, выбранной для моделировании ишемии.

Из 600 случаев, в 92% (552 случая) портативный пульсоксиметр не отображал изменений сатурации, которые были видны на стационарном пульсоксиметре. В тех 48 случаях, когда портативным пульсоксиметром

были замечены изменения сатурации, средняя разница между показаниями портативного и стационарного пульсоксиметров составила 2.5%. С 95% уверенностью можно сказать, что средняя разница между показаниями пульсоксиметров лежит в интервале от 1.8% до 3.2%. Проведенный t-тест показал, что разница между показаниями портативного и стационарного пульсоксиметров является статистически значимой ($p < 0.05$). Ограничения исследования по ресурсам не позволили произвести сравнение точности разных моделей портативных пульсоксиметров.

Таким образом, у здоровых пациентов 24 ± 2 года измерения с помощью стационарного и портативного пульсоксиметров слабо вариабельны. Однако, при моделировании ишемии верхней конечности, портативные пульсоксиметры в 92% случаев не отображали изменений сатурации, которые были видны на стационарном пульсоксиметре. В тех 8% случаев, когда портативным пульсоксиметром замечены изменения сатурации, статистически значимая средняя разница между показаниями портативного и стационарного пульсоксиметров составила 2,5%. Тем не менее, пульсоксиметрия остается эффективным методом оценки газообмена и может быть широко использована в клинической практике.

Библиографический список

1. Лобзин Ю. В. и др. Обоснование возможных направлений патогенетической терапии новой коронавирусной инфекции //Медицина экстремальных ситуаций. – 2020. – Т. 22. – №. 3. – С. 61-71.
2. Дунаев М. С., Габитова Л. А. Пульсоксиметры. Сравнение российских моделей //Наука, студенчество, образование: актуальные вопросы современных исследований. – 2022. – С. 56-60.
3. Беликов А. В., Чучин В. Ю. Численное исследование влияния концентрации метгемоглобина в крови на поглощение света в коже человека //Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2023. – Т. 23. – №. 4. – С. 685-695.
4. Гаранин А. А. и др. Методы пульсоксиметрии: возможности и ограничения //Российский кардиологический журнал. – 2023. – Т. 28. – №. S3. – С. 59-67.

ОСОБЕННОСТИ ПОДГОТОВКИ ПРЕЗЕНТАЦИИ СТАРТАП ПРОЕКТА

И.А. Морозова, А.В. Губарев

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

Рассмотрены правила оформления презентаций стартап-проектов, структура презентации для инициативной и заказной разработки и выполнено сравнение этих проектов.

Ключевые слова: *стартап проект, питч-дек презентация, инициативная разработка, заказная разработка.*

FEATURES OF PREPARING A STARTUP PROJECT PRESENTATION

I.A. Morozova, A.V. Gubarev

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

The rules of presentation design of startup projects, the presentation structure for initiative and custom development are considered and a comparison of these projects is made.

Keywords: *startup project, pitch deck presentation, initiative development, custom development.*

Стартап (от англ. start up «запускать») – это временная организация, направленная на поиск новой бизнес-модели. Многие ошибочно приравнивают его к открытию любого нового бизнеса. Разница состоит в том, что бизнес применяет готовую модель развития, стартап же ищет новую.

В отличие от классического проекта, стартап проект развивается очень быстро и не ограничивается, например, открытием точек в одном регионе или даже стране. Если стартап «выстреливает», то быстро приносит хороший финансовый результат. При этом созданная модель ложится в основу создания крупной корпорации [2].

Стартап проект может быть заказной, а может быть инициативной разработкой. Независимо от этого очень важно правильно презентовать проект заказчикам или потенциальным инвесторам. Одним из самых популярных видов презентаций является питч-дек. Это презентация в слайдах, на которых собраны самые важные факты и цифры. Важно, чтобы все части такой презентации были выстроены в логической последовательности. Как правило, чтобы изучить питч-дек, достаточно всего несколько минут.

Презентация стартапа (англ. pitch deck) – это набор из 10–20 слайдов, содержащих краткое описание компании, ее бизнес-плана и философии. Такие презентации используются во время питчинга (англ. pitching), то есть

доклада, цель которого – сообщить заинтересованным лицам (инвесторам, соискателям и др.) важнейшую информацию о стартапе [1].

Презентация должна содержать следующие структурные элементы:

1) Титульный слайд. На нем следует указать:

- название вашего проекта;
- ваш вуз (если это студенческий стартап) или название команды;
- тип разработки (для инициативной разработки) или полное название задачи (для заказной разработки);
- название организации, чью задачу вы решаете в проекте (для заказной разработки).

2) Решаемая в проекте проблема.

Ни одна проблема не существует сама по себе, проблема обязательно кого-то касается (пользователя прямого или косвенного). При этом следует учитывать, что пользователь не единичен, а всегда подразумевает под собой группу лиц. Появление проблемы обычно связано с некоторыми действиями пользователя на пути к предполагаемому результату, однако на этом пути могут возникнуть препятствия, а сам результат может стать недостижимым. Задача разработчика проекта состоит в том, чтобы предложить оптимальное решение проблемы с точки зрения финансовых и временных затрат.

В случае заказных проектов следует указать заявленную проблему и ожидания заказчика.

Для собственной разработки следует сформулировать решаемую вами проблему максимально точно.

3) Конечный пользователь.

Для успешного решения проблемы важно верно определить конечного пользователя проекта. При этом следует учитывать, что в заказном проекте конечным пользователем обычно является не сам заказчик.

При описании конечного пользователя необходимо дать ему как можно обширное описание, включающее возраст, пол, физические особенности, культурные, религиозные и т.д.

4) Форма представления результата.

Укажите в какой форме предполагаете представить результаты проекта. Формы представления могут быть весьма разнообразны, это может быть прототип, конструкторская документация, макет, сайт и т.п.

Также стоит указать ограничения, накладываемые на проект (сроки, финансы, вопросы экологичности, совместимость и прочее).

5) Аналоги разрабатываемого продукта/услуги.

Процедура поиска аналогов поможет команде проекта учесть существующие удачные решения и внедрить их в собственную разработку. Также поиск аналогов дает информацию о перспективах проекта, ведь если окажется, что существует полный аналог, то проект теряет актуальность.

6) Формулировка решения.

Формулировка решения базируется на результатах проработки предыдущих слайдов. В формулировке следует отразить пользователей, их

потребности, наше решение, способствующие удовлетворению потребности пользователей, а также описание его функционала. Также стоит указать чем ваше решение отличается от аналогов и представить преимущества проекта.

7) Экономический эффект.

Большинство проектов, за исключением разве что социальных, нацелены на получение прибыли, в связи с этим вы должны оценить предполагаемый экономический эффект и отразить свое видение в презентации.

8) Слайд с командой проекта.

На данном слайде целесообразно разместить фото команды, указать роли участников, привести информацию о компетенциях и достижениях (при наличии).

В заключении следует отметить, что презентация проекта – это основной способ его представить, получить рекомендации по работе над ним, и возможно заинтересовать инвесторов.

Библиографический список

1. Клафф О. Идеальный питч. Революционный метод заключения крупных сделок. М.: Манн, Иванов и Фербер. 2013. 256 с.
2. Бланк С., Дроф Б. Стартап. Настольная книга основателя. - М.: Альпина Паблишер, 2017. - 616 с

УДК 615.036.8

BIS-МОНИТОРИНГ В ОПТИМИЗАЦИИ РЕЖИМА ДОЗИРОВАНИЯ СИЛЬНОДЕЙСТВУЮЩИХ ПРЕПАРАТОВ ДЛЯ ВНУТРИВЕННОГО НАРКОЗА

А.А. Пимахин¹, Е.В. Пимахина¹, Н.М. Толкач², Е.П. Матюхин²

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

² ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рекомендован метод BIS-мониторинга для сокращения доз сильнодействующих препаратов и уменьшения длительности пребывания пациента в операционной как полезная методика обеспечения безопасности анестезиологического пособия.

***Ключевые слова:** BIS-мониторинг, глубина наркоза, седация, энцефалография, послеоперационный период*

BIS MONITORING IN OPTIMIZING DOSAGE REGIMEN FOR INTRAVENOUS ANESTHESIA WITH POTENT DRUGS

A.A. Pimakhin¹, E.V. Pimakhina¹, N.M. Tolkach², E.P. Matyukhin²

¹ Ryazan state medical university named after I.P. Pavlov, Ryazan

² Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

This article explores the application of BIS monitoring to control the depth of anesthesia. The study was conducted on two groups of patients, where the first group received individually tailored doses of anesthetic drugs based on BIS monitoring data, while the second group received standard doses without considering monitoring data. The results showed that BIS monitoring can be used to reduce the dosage of potent drugs and decrease the duration of a patient's stay in the intensive care unit.

Key words: *BIS monitoring, depth of anesthesia, patient sedation, electroencephalography, postoperative period*

BIS-мониторинг в современной анестезиологии применяется как достаточно точная методика определения глубины наркозного сна для контроля седации пациента в операционной или в отделении реанимации [1]. BIS-мониторинг включен в стандарт оснащения отделений анестезиологии, реанимации и интенсивной терапии согласно приказу Министерства Здравоохранения РФ № 919н от 2022 года. BIS-мониторинг способствует снижению частоты когнитивных нарушений в послеоперационном периоде и уменьшению продолжительности нахождения пациента на искусственной вентиляции легких [2].

Этот метод основан на энцефалографии и позволяет оценить степень угнетения сознания. Принцип метода BIS-мониторинга заключен в вычислении суммарной биоэлектрической активности головного мозга в результате генерации синаптических потенциалов и импульсных разрядов в отдельных нервных клетках[3]. На электроэнцефалограмме биоэлектрические явления выражают в виде периодических колебаний, тогда как BIS-мониторинг представляет собой упрощенный вариант энцефалографии и оценивает глубину наркоза индексом [4].

Значение BIS-индекса 0 соответствует молчанию электроэнцефалограммы, а BIS-индекс 100 означает полное сознание, соответствующее бодрствованию. BIS-индекс от 90 до 70 указывает на достаточную седацию. Для общей анестезии используется BIS-индекс от 60 до 40, что соответствует глубокому наркозу.

В исследование включены две группы пациентов, которым проводили анестезиологическое пособие одним методом во время лапароскопической холецистэктомии. Первая группа состояла из 17 пациентов, которым проводили BIS-мониторинг. Индукцию наркоза поддерживали по BIS-индексу.. Вторая группа состояла из 13 пациентов, которым BIS-мониторинг не проводили, и применяли стандартное анестезиологическое пособие с расчетом дозы и кратности введения по росту и массе тела.

t-тест показал, что отличие среднего возраста пациентов в первой группе (45 ± 5 лет) от среднего возраста во второй группе (50 ± 4 года) ($p = 0.12$) не является статистически значимым. В первой группе доля мужчин составляет

около 59%, а во второй группе - около 62%. Хи-квадрат тест не выявил статистически значимых различий в половом составе ($p = 0.54$). Проведение t-теста показало, что среднее артериальное давление в первой группе ($120/80 \pm 5/3$ мм рт. ст.) отличается от среднего АД во второй группе ($125/85 \pm 6/4$ мм рт. ст.) незначительно ($p = 0.32$). Результаты t-теста показали, что отличия между средней ЧСС в первой группе (75 ± 5 ударов в минуту) от средней ЧСС во второй группе (80 ± 6 ударов в минуту) статистически незначимо ($p = 0.18$). В первой группе у 5 пациентов поставлен сопутствующим диагнозом сахарный диабет (29% от общего числа), у 3 пациентов артериальная гипертензия (18%), а у 2 пациентов - ожирение (12%). Во второй группе 4 пациента имели сахарный диабет (31% от общего числа), 2 пациента - гипертонию (15%), и 3 пациента - ожирение (23%). Хи-квадрат тест не выявил статистически значимых различий по признакам сахарного диабета, гипертонии и ожирения между первой и второй группами пациентов ($p > 0.05$ для всех тестов). Следовательно, эти две группы сопоставимы по возрасту, полу и основным показателям здоровья, значимо отличаясь только тем, что пациенты первой группы получали индивидуально подобранные дозы анестезиологических препаратов на основе данных BIS-мониторинга, в то время как пациенты второй группы получали стандартные дозы препаратов без учета данных BIS-мониторинга.

В процессе мониторинга использовали два одноразовых электрода, которые накладывали на лобную область пациента. На экране регистрировали индекс, отражающий сумму параметров энцефалограммы.



Рис. 1 – Одноразовые электроды

По результатам однопараметрического t-теста обнаружена статистически значимая ($p < 0.05$) разница в средних значениях доз препаратов между группами -- от 10% до 30%, а разница во времени восстановления сознания -- от 15 минут. Однако, в результате корреляционного анализа обнаружена слабая обратная связь между количеством препаратов и временем восстановления сознания. Коэффициент корреляции составил -0.25 , что указывает на то, что увеличение количества препаратов связано с небольшим увеличением времени восстановления сознания. Выявлена сильная положительную связь между ростом и количеством препаратов (0.65 по

Пирсону, 0.62 по Спирмену), весом и количеством препаратов (0.45 по Пирсону, 0.42 по Спирмену) без Vis-мониторинга. Слабая положительная связь между ростом и количеством препаратов (0.25 по Пирсону, 0.20 по Спирмену), весом и количеством препаратов (0.35 по Пирсону, 0.30 по Спирмену) при использовании Vis-мониторинга. Следовательно, индивидуальный расчет анестезиологического пособия по BIS-мониторингу слабо зависит от роста и веса пациента.

Таким образом, BIS-мониторинг позволяет снизить экономические затраты препаратов на проведение оптимального анестезиологического пособия через оптимизацию режима дозирования, сокращая дозы сильнодействующих препаратов и уменьшить длительность пребывания пациента в операционной. Следовательно, BIS-мониторинг является ценным инструментом в современной анестезиологии, который позволяет более точно контролировать глубину наркоза, оптимизировать дозировку препаратов и облегчить послеоперационный период.

Библиографический список

1. Диасамидзе К. Э., Юсупов Х. Э., Рыбка М. М. Мониторинг глубины наркоза в современной анестезиологии //Бюллетень НЦССХ им. АН Бакулева РАМН. Сердечно-сосудистые заболевания. – 2017. – Т. 18. – №. 3. – С. 256-263.
2. Куликов А. С. Анестезиологические аспекты ускоренного послеоперационного восстановления в нейрохирургии. – 2020.
3. Гуляев С. А. Электроэнцефалография и исследования функциональной активности головного мозга //Русский журнал детской неврологии. – 2021. – Т. 16. – №. 4. – С. 59-68.
4. Осканова М. Ю. и др. Новые взгляды по применению седативной терапии у пациентов в анестезиологии и реаниматологии с точки зрения хронофизиологии //Вестник неотложной и восстановительной хирургии. – 2020. – Т. 5. – №. 1. – С. 119-125.

УДК 616.15-008.1

ОЦЕНКА ДИНАМИКИ КОЭФФИЦИЕНТА АРТЕРИОВЕНОЗНОЙ РАЗНИЦЫ ПО КИСЛОРОДУ ПРИ ПЕРЕЛИВАНИИ СОБСТВЕННЫХ ЭРИТРОЦИТОВ И ВВЕДЕНИИ ДОНОРСКИХ ЭРИТРОЦИТОВ

Е.В. Пимахина¹, А.А. Пимахин¹, Д.Н. Барышников¹, Е.Д. Дадонова¹,
Н.М. Толкач², Е.П. Матюхин²

¹ ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова», г. Рязань

² ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Проведено сравнительное исследование артериовенозной разницы по кислороду при переливании собственных и донорских эритроцитов, выявившее влияние трансфузии на параметры газов крови. Результаты исследования позволяют сделать вывод о возможном развитии гипоксии при переливании больших объемов донорских эритроцитов.

Ключевые слова: *газовые анализаторы, реанимация, артериовенозная разница, реинфузия, трансфузия*

EVALUATION OF THE DYNAMICS OF THE ARTERIOVENOUS OXYGEN DIFFERENCE DURING AUTOLOGOUS RED BLOOD CELL TRANSFUSION AND DONOR RED BLOOD CELL INFUSION

E.V. Pimakhina¹, A.A. Pimakhin¹, D.N. Baryshnikov¹, E.D. Dadonova¹,
N.M. Tolkach², E.P. Matyukhin²

¹ Ryazan state medical university named after I.P. Pavlov, Ryazan

² Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

A comparative study was conducted on the arteriovenous oxygen difference during transfusion of autologous and donor erythrocytes, revealing the impact of transfusion on blood gas parameters. The results of the study indicate a potential development of hypoxia when large volumes of donor erythrocytes are transfused.

Key words: *gas analyzers, reanimation, arteriovenous difference, reinfusion, transfusion*

Для оценки параметров критического состояния в отделениях реанимации широко используют газовые анализаторы [1]. Прибор позволяет определить газы крови, электролиты, параметры кислотно – щелочного состояния, наличие следов токсинов в крови [2]. Многостадийные биохимические процессы проводят на встроенном чипе. Площадь чипа варьирует от нескольких квадратных миллиметров до нескольких квадратных сантиметров.

Для подготовки проб и проведения реакций достаточно микроскопического количества образца. Основные преимущества газового анализатора заключаются в простоте использования, высокой скорости анализа, малом количестве образцов и реагентов, необходимых для получения результата, в хорошей воспроизводимости результатов благодаря использованию стандартных технологий и автоматизированного оборудования в ходе подготовки и применения. Для реаниматолога газовый анализатор делает возможным мониторинг содержания кислорода и углекислого газа в венозной, артериальной и капиллярной крови в режиме реального времени [3]. Прибор позволяет за 6 секунд определить следующие параметры: кислую – щелочную среду крови (РН), содержание натрия, калия,

кальция, хлора, глюкозу, лактат. Гематологический анализатор крови выполняет общий анализ крови по 8 параметрам: лейкоциты, эритроциты, гемоглобин, гематокрит, средний размер эритроцитов, среднее содержание гемоглобина в эритроцитах, средняя концентрация гемоглобина в эритроцитах, тромбоциты.

В норме содержание кислорода в артериальной крови составляет 95 -98 мм рт ст, что соответствует сатурации 98 -100%. Содержание углекислого газа в артериальной крови в норме составляет 30 - 35 мм рт ст. При снижении кислорода и повышении углекислого газа в артериальной крови возникают симптомы дыхательной недостаточности. Для более полного анализа ситуации необходимо определение напряжения кислорода в венозной крови. В норме напряжение кислорода в венозной крови составляет 38 -35 мм рт ст. При анализе состояния газов крови проводят оценку артериовенозной разницы по кислороду. Этот параметр рассчитывают как отношение напряжения кислорода в артериальной крови к напряжению кислорода в венозной крови [4]:

$$PaO_2 / PvO_2$$

В норме артериовенозная разница по кислороду составляет 2.5: 95 /38=2,5.

В исследовании произведен сравнительный анализ коэффициента артериовенозной разницы по кислороду при переливании собственных эритроцитов (реинфузия) и введении донорских эритроцитов (трансфузия) при замещении кровопотери у 15 больных. Расчет параметра проводили до введения эритроцитов, во время введения эритроцитов, через 10, 24 и 34 часа.

При замещении кровопотери адекватным количеством аутоэритроцитов на всех этапах исследования отмечали, что артериовенозная разница по кислороду находилась в пределах исходного значения.

При введении донорских эритроцитов отмечали снижение параметра в 2 раза по сравнению с исходным, что связано с повышением содержания кислорода в венозной крови. Артериализацию венозной крови в данной ситуации можно объяснить формированием стаза в венозных и капиллярных отделах периферической сосудистой системы. Этот процесс возникает в легочной капиллярной сети. Большая капиллярная сеть сосудов легких играет роль своеобразного фильтра на пути массивного поступления чужеродных эритроцитов. Возникновение микроэмболов и микросгустков эритроцитов при их склеивании приводит к выключению части трансфузата из активного кровотока. В результате происходит открытие артериальных анастомозов. Артериальная кровь поступает не по капиллярам, а сбрасывается из артериол в венулы по шунтам. Содержание кислорода в венулах возрастает. Артериовенозная разница снижается. Суммарная площадь активных капилляров легких уменьшается, что приводит к участкам гипоперфузии. Возникает кислородное голодание легочной ткани, нарушение вентиляционно -перфузионных соотношений между капилляром и альвеолой. Кислородная недостаточность приводит к развитию гипоксии у больных на фоне переливания больших объемов донорских эритроцитов.

Таким образом, расчетный параметр артериовенозной разности по кислороду – один из маркеров развития гипоксии, обусловленной тканевым шунтированием при переливании донорских эритроцитов.

Библиографический список

1. Минин А. С. Прогнозирование и профилактика осложнений после межгоспитальной транспортировки у пациентов с абдоминальным сепсисом : дис. – Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Тюменский государственный медицинский университет», 2023.
2. Федоренко А. С. и др. Оптимизация расходов на лабораторное обеспечение в многопрофильном стационаре: возможные пути решения. Акцент на медицинскую информационную систему //Качественная клиническая практика. – 2022. – №. 4. – С. 24-37.
3. Минин А. С. и др. Влияние газового состава крови и параметров искусственной вентиляции легких на прогноз медицинской эвакуации пациентов в критическом состоянии //Клиническая лабораторная диагностика. – 2020. – Т. 65. – №. 2. – С. 84-89.
4. Долгих В. и др. Клинико-патофизиологические аспекты дыхательной недостаточности. Учебное пособие для вузов. – Litres, 2023.

УДК 621.317.7:616.3

СИСТЕМА ДЛЯ ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФИИ

О.В. Мельник, Ю.А. Чернова

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

Рассмотрен принцип обработки электрогастрографического сигнала для оценки биоэлектрической активности желудка, двенадцатиперстной кишки и других органов ЖКТ. Предложена структурная схема устройства.

Ключевые слова: электрогастрография, ЖКТ, биопотенциалы.

SYSTEM FOR ELECTROGASTROGRAPHY

O.V. Melnik, Y.A. Chernova

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

The principle of processing an electrogastrographic signal for assessing the bioelectric activity of the stomach, duodenum and other gastrointestinal organs is considered. A block diagram of the device is proposed.

Key words: electrogastrography, gastrointestinal tract, biopotentials.

Желудочно-кишечный тракт (ЖКТ) - это одна из самых сложных и многофункциональных систем в организме. Одна из главных его функций - перемещение переваренной пищи по кишечнику, где она смешивается с пищеварительными соками и обрабатывается ферментами. Нарушение работы желудка и кишечника или проблемы с координацией этих процессов часто становятся причиной различных заболеваний, которые могут серьезно повлиять на здоровье человека. Вот почему важно учитывать состояние моторно-эвакуаторной функции (МЭФ) при назначении лечения, прогнозировании течения болезни и выборе оптимального хирургического вмешательства для каждого пациента.

До недавнего времени и в некоторых случаях до сих пор используются методы исследования моторно-эвакуационной функции, которые связаны с применением зондов разной толщины, что может быть некомфортно для пациента и медицинского персонала [1]. В качестве альтернативных методов исследования МЭФ используются способы, основанные на изучении электрической активности желудочно-кишечного тракта, которые имеют ряд преимуществ перед зондовыми методами. Процесс измерения электрической активности является неинвазивным и не требует внедрения различных зондов в тело человека.

Периферическая электрогастрография — это неинвазивный метод изучения сокращений желудка, основанный на записи электрических сигналов с поверхности тела.

При проведении исследования измерительные электроды располагаются на нижней трети предплечья правой руки и на нижней трети голени правой ноги, нейтральный электрод – на нижней трети голени левой ноги (рис. 1). Выбор данного отведения обусловлен тем, что в нем регистрируемый сигнал имеет наибольшую интенсивность [2].



Рис. 1 – Положение электродов

В табл. 1 приведены различные диапазоны частот сокращений для разных частей желудочно-кишечного тракта. Компоненты измерительного сигнала с частотами в этих диапазонах содержат информацию о двигательной активности соответствующих органов [3].

Таблица 1 – Полосы частот сокращений отделов ЖКТ

Название отдела	Полоса частот (Гц)
Толстая кишка	0,01 – 0,03
Желудок	0,03 – 0,07
Подвздошная кишка	0,08 – 0,12
Тощая кишка	0,13 – 0,17
Двенадцатиперстная кишка	0,18 – 0,22

Ниже приведена структурная схема системы, позволяющей производить регистрацию сигналов.

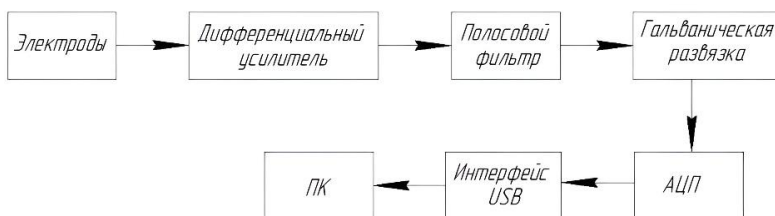


Рис. 2 – Структурная схема устройства

Система включает в себя устройство регистрации с передачей данных на персональный компьютер с помощью интерфейса USB. Сигнал с электродов поступает на дифференциальный усилитель, затем проходит через полосовой фильтр. После усиления и фильтрации сигнал поступает на вход аналого-цифрового преобразователя. После первичной обработки сигнал через USB поступает на персональный компьютер, где производится дальнейшая обработка и отображение информации на экране.

В качестве среды для разработки программного обеспечения предлагается использование среды визуального программирования на языке G NI LabVIEW. Преимуществом данной среды разработки является наличие готовых программных модулей для считывания сигналов, а также широкий диапазон встроенных средств для цифровой фильтрации и спектрального анализа. Также LabVIEW позволяет гибко реализовывать дополнительные процедуры математического анализа сигналов как на основе встроенных вычислительных процедур, так и с использованием элементов программного кода на языке высокого уровня C++.

Таким образом, создание системы для электрогастрографии, состоящей из устройства регистрации и программных средств обработки и анализа сигналов, обеспечивает следующие преимущества:

- неинвазивность и комфортность исследования моторики ЖКТ в динамике;
- минимальные затраты на аппаратную часть системы, поскольку основные процедуры цифровой фильтрации и анализа сигналов реализуются

в программной форме на персональном компьютере;
- гибкость программных решений с точки зрения используемых методов анализа и формата предоставляемой врачу диагностической информации.

Библиографический список

1. Ребров В.Г. Особенности регистрации электрической активности желудка и кишечника с поверхности тела пациента. / В.Г. Ребров, Б.А. Станковский, Г.И. Куланина // Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. — 1996. — №2. — С. 48-52.
2. Попов А.И., Свинын С.Ф. Применение финитных базисных сплайнов при восстановлении сигналов электрогастроэнтерографии // Труды СПИИРАН. 2017. Вып. 50. С. 93-111.
3. Смирнова Г.О., Силуянов С.В. Периферическая электрогастроэнтерография в клинической практике. – Пособие для врачей. / Под ред. профессора В.А. Ступина – М.: 2009 – 20 с.

УДК 621.317.616

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ВОДЫ, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ В ПАРОВЫХ СТЕРИЛИЗАТОРАХ

В.С. Шиночкин, М.С. Ашапкина, В.И. Жулев

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

Рассмотрены виды и способы получения воды, используемой в паровых стерилизаторах. Также представлены методы измерения показателей воды. Проведен теоретический анализ взаимосвязи между показателями воды и их влиянием на состояние человека и работоспособность оборудования.

Ключевые слова: вода, пар, паровой стерилизатор, показатели воды.

WATER QUALITY EVALUATION OF USED IN STEAM STERILIZERS

V.S. Shinochkin, M.S. Ashapkina, V.I. Zhulev

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

The types and methods of obtaining water used in steam sterilizers are considered. Methods of measuring water indicators are also presented. A theoretical analysis of the relationship between water indicators and their impact on the human condition and equipment performance has been carried out.

Keywords: water, steam, steam sterilizer, water indicators.

В медицинских учреждениях для обеззараживания медицинского оборудования, инструментов и материалов используются стерилизаторы, в частности паровые стерилизаторы, известные как автоклавы. Принцип

работы данного вида стерилизатора основан на использовании пара в качестве стерилизующего материала. Таким образом, вода, нагретая до высоких температур, под большим давлением испаряется и успешно справляется с задачей по очистке и уничтожению бактерий, микробов, спор.

По этой причине ключевую роль в эффективности и безопасности стерилизации представляет собой вода. Вода, содержащая загрязнения или имеющая неправильные параметры, может уменьшить степень очистки и повысить риск не только поломки медицинского оборудования, но и неблагоприятного влияния на здоровье пациентов и персонала лечебных учреждений. Паровые стерилизаторы могут работать на разных видах воды, таких как дистиллированный, деионизированный и деминерализованный. Данные виды воды имеют очень низкую концентрацию растворенных минералов и солей, что их делает пригодными для применения в паровых автоклавах. Однако все они имеют разные способы получения, которые могут влиять на их качество и стоимость.

Дистиллированный вид, как правило, получается путем кипячения и конденсации воды, что удаляет все растворенные вещества. Деионизированный вид получается за счет пропускания воды через ионообменные смолы, которые обменивают положительные и отрицательные ионы в воде на ионы смолы, а деминерализованный – путем фильтрации воды через специальные мембраны, задерживающие минералы и смолы [1].

В данной статье рассматриваются электрические методы измерения параметров воды и методы ее улучшения для обеспечения максимальной эффективности стерилизации, что необходимо для оценки состояния и качества воды, используемой в паровых стерилизаторах.

Существует небольшое количество методов измерения содержания ионов в рассматриваемой жидкости, а также растворенных в воде веществ. Обратимся к нескольким методам: потенциометрический и кондуктометрический.

Потенциометрический метод измерения основан на измерении электродвижущей силы обратимых гальванических элементов. Гальванический элемент состоит из двух электродов: индикаторного и электрода сравнения, погруженных в один раствор либо в два различающихся по составу раствора, связанных жидкостным контактом.

Возникновение электродного потенциала связано с электрохимическим процессом, происходящим на границе раздела фаз «электрод-раствор». Впервые Нернст вывел уравнение, связывающее электродный потенциал с активностью компонентов обратимой окислительно-восстановительной системы.

$$E = E_0 + 2,3 \frac{RT}{nF} \lg Q, \quad (1)$$

где E – равновесный потенциал индикаторного электрода;

E_0 – стандартный потенциал электрода сравнения;

R – универсальная газовая постоянная;
 T – температура в Кельвинах;
 n – число электронов в уравнении электродной реакции;
 F – число Фарадея;
 Q – коэффициент реакции.

В разбавленных растворах коэффициенты активности ионов близки к единице, а активность близка к концентрации, поэтому пользуются уравнениям Нернста в концентрационной форме, в этом случае применяют электрод и вещества, ионы которого содержатся в растворе. Это измерение потенциала электрода, погруженного в исследуемый раствор, и вычисление концентрации определяемых ионов по уравнению Нернста. Данный метод получил название прямой потенциометрии [2].

Кондуктометрический метод. Кондуктометрия – это метод анализа, основанный на измерении электропроводности анализируемого раствора. Электропроводностью W называют величину, обратную электросопротивлению R : $W = \frac{1}{R}$, единицы измерения – $\text{Ом}^{-1} = \text{См}$ (Сименс). Растворы электролитов, являясь проводниками II рода, подчиняются закону Ома: $R = U/I$. Чтобы измерить сопротивление раствора, в него погружают электроды и подают внешнее напряжение U . По аналогии с проводниками I рода сопротивление раствора прямо пропорционально расстоянию между электродами l и обратно пропорционально площади их поверхности S :

$$R = \rho \frac{l}{S}, \quad (2)$$

где ρ – удельное сопротивление ($\text{Ом} \cdot \text{см}$);

$\rho = R$ при $l = 1 \text{ см}$ и $S = 1 \text{ см}^2$, то есть ρ – сопротивление 1 см^3 миллилитра раствора.

Величину, обратную ρ , называют удельной электропроводимостью χ :

$$\chi = 1/\rho, \text{ См} \cdot \text{См}^{-1}. \quad (3)$$

Величина χ равна электропроводности 1 см^3 миллилитра раствора, находящегося между электродами с площадью поверхности 1 см^2 , удаленными друг от друга на расстоянии 1 см [3].

Рассмотрим электроды, применяемые для измерений. В потенциометрическом анализе используют два типа электродов: индикаторный электрод и электрод сравнения. Индикаторным называется электрод, потенциал которого зависит от концентрации определяемого иона. Для определения точки эквивалентности очень важно правильно выбрать подходящий индикаторный электрод. Довольно часто на практике применяется стеклянный электрод.

Стеклянный электрод выполнен в виде стеклянной трубки с напаянной на конце мембраной в виде шарика. Шарик заполняется раствором HCl определенной концентрации. Стеклянный электрод относится к электродам с ионообменной мембраной.

В качестве электрода сравнения можно использовать электрод, потенциал которого относительно индикатора электрода точно определен. Наиболее

распространенным в настоящее время является хлорсеребряный электрод.

Комбинированные электроды намного более просты в обращении, чем два отдельных электрода, и очень часто используются в настоящее время. В комбинированном электроде – чувствительный стеклянный электрод окружен электродом сравнения, наполненным буферным раствором. Сами по себе части комбинированного электрода имеют те же самые свойства, что и отдельные электроды. Единственное их отличие в том, что они скомбинированы в один электрод для простоты использования. Также комбинированный электрод часто используется при измерениях кондуктометрическим методом.

Итак, состояние воды в паровых стерилизаторах является важным процессом, так как он обеспечивает качество стерилизации и безопасность использования стерилизованного оборудования. Можно выделить три составляющие влияния воды:

1. Эффективность стерилизации: вода используется в качестве теплоносителя в паровых стерилизаторах. Качество воды и ее состояние напрямую влияют на эффективность стерилизации.

2. Образование накипи и коррозии: в процессе использования стерилизаторов вода может терять свои свойства, что приводит к образованию накипи на стенках стерилизационной камеры и теплообменников. Это ухудшает теплопроводность, что снижает эффективность стерилизации и может привести к коррозии металлических частей стерилизатора.

3. Безопасность пациентов: загрязненная вода может привести к инфицированию пациентов при использовании стерилизованного оборудования, что может вызвать серьезные последствия для их здоровья.

В связи с вышеизложенным материалом существует необходимость в создании устройства оценивания состояния качества воды и ее параметров. Разрабатываемое устройство сможет обеспечить необходимый уровень качества стерилизации и повысить безопасность пациентов. Кроме того, предлагаемое решение поможет сэкономить время и финансовые ресурсы, сокращая возможные проблемы в неисправности стерилизатора.

Библиографический список

1. ПрофЛаб. Дистиллированная вода и деионизированная вода: [сайт]. <https://vc.ru/u/997256-proflab/471522-distillirovannaya-voda-i-deionizirovannaya-voda> (дата обращения 27.10.2023)
2. Окислительно-восстановительное титрование : [учеб.-метод. пособие] / [сост. А. Л. Подкорытов, Л. К. Неудачина, С. А. Штин ; М-во образования и науки Рос. Федерации, Урал. федер. Ун-т]. – Екатеринбург : Изд-во Урал. ун-та, 2015.
3. Кондуктометрия. Кондуктометрическое и высокочастотное титрование: Метод. указ. к лаб. работам / Сост. Б. М. Стифатов, Ю. В. Рублинецкая. – Самара; Самар. гос. техн. ун-т, 2017.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ МЕТОДА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

В.А. Алихашкина, М.С. Ашапкина, М.Б. Каплан

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

Рассмотрен принцип получения и обработки сигнала фотоплетизмограммы для последующего оценивания variability сердечного ритма (BCP). Предложена функциональная схема устройства и функциональная схема программного обеспечения, позволяющая определить параметры BCP и целостное состояние организма.

Ключевые слова: *variability сердечного ритма, фотоплетизмография (ФПГ), вегетативная нервная система (ВНС), парасимпатическая нервная система, симпатическая нервная система.*

DETERMINATION OF HEART RATE VARIABILITY BASED ON PHOTOPLETHYSMOGRAPHY

V.A. Alihashkina, M.S. Ashapkina, M.B. Kaplan

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

The principle of processing the photoplethysmogram signal for assessing heart rate variability (HRV) is considered. A functional diagram of the device and a block diagram of the software are proposed, which allows determining the holistic state of the organism by HRV parameters.

Keywords: *heart rate variability, photoplethysmography (PPG), autonomic nervous system (ANS), parasympathetic nervous system, sympathetic nervous system, optical method.*

Определение variability сердечного ритма (изменчивости RR-интервалов сердечного ритма) возможно с помощью метода фотоплетизмографии (ФПГ). Этот метод основан на фотометрии, а в ее начале лежит способность различных биологических тканей человека поглощать и отражать свет, проходящий через них. Главным преимуществом ФПГ является простота измерений – для снятия сигнала используется лишь источник излучения и фотоприемник, что является преимуществом над методом электрокардиографии с тремя отведениями Эйтховена [1-3].

Датчик ФПГ обычно содержит светодиодный источник света, который излучает свет определенной длины волны, как правило, в ближнем инфракрасном или видимом спектре. Свет проходит через кожу и поглощается или рассеивается кровью в сосудах. Рядом с источником света или на противоположной стороне исследуемого объекта размещается фотодатчик, который регистрирует отраженное или прошедшее через ткани

излучение. Фотодатчик может быть фотодиодом или фототранзистором. Он преобразует световой сигнал в электрический [2].

Электрический сигнал от фотодатчика передается в устройство регистрации и анализа, где происходит обработка сигнала, такая как фильтрация помех и усиление. Измеряется интенсивность света, прошедшего через ткани или отраженного от них и регистрируются изменения этой интенсивности во времени [3].

Получаемый сигнал – фотоплетизмограмма, которая отражает кровенаполнение, то есть изменение объема крови в сосудах, венах, капиллярах. Схема получения сигнала ФПГ на примере одного сокращения сердца представлена на рисунке 1.

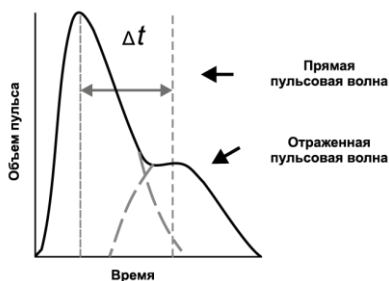


Рис. 1 – Волна 1-го порядка фотоплетизмограммы (одно сокращение сердца на ФПГ)

Из сигнала ФПГ, продемонстрированного на рисунке 1, можно извлечь различные параметры, такие как пульсация, частота сердечных сокращений, показатели для оценки variability сердечного ритма. Алгоритмы обработки сигнала позволяют выделить характерные особенности, связанные с сердечным циклом.

Одними из самых информативных параметров, которые возможно получить из сигнала ФПГ являются статистические (временные) параметры, такие как:

1) SDNN – стандартное отклонение от величин нормальных интервалов (NN-интервалов), является мерой общей variability сердечного ритма и оценивает степень разброса между всеми интервалами в рассматриваемом периоде. Большое значение SDNN указывает на высокую variability сердечного ритма и может свидетельствовать о хорошей адаптивности вегетативной нервной системы. В свою очередь, вегетативная нервная система отвечает за баланс всех систем организма.

2) RMSSD – квадратный корень из среднего квадрата разности последовательных интервалов. RMSSD также измеряет variability сердечного ритма, сосредотачиваясь на краткосрочных измерениях. Он

отражает активность парасимпатической нервной системы, отвечающей за восстановление и расслабление.

3) $pNN50$ – процент последовательных NN-интервалов, различающихся более чем на 50 миллисекунд. Также является мерой парасимпатической активности и указывает на разнообразие продолжительности между сердечными сокращениями. Показывает, насколько парасимпатика (расслабление) преобладает над симпатикой (напряжением). Большое значение $pNN50$ свидетельствует о высокой вариабельности сердечного ритма.

4) CV – коэффициент вариации. Он удобен для практического использования, так как представляет собой нормированную оценку СКО (SDNN). Позволяет оценить степень разброса между NN-интервалами в процентном соотношении. Более высокое значение указывает на большую BCP, тогда как более свидетельствует о меньшей вариабельности. Данный показатель дополняет другие меры вариабельности, такие как стандартное отклонение (SDNN), RMSSD, $pNN50$, и может дать дополнительную информацию о характеристиках сердечного ритма.

Также вычисляют такие характеристики BCP, как индекс вегетативного равновесия (ИВР), индекс напряжения регуляторных систем (ИН), показатель активности процессов регуляции (ПАПР), вегетативный показатель ритма (ВПР), значение которых отражено в трудах Р.М. Баевского [4].

С помощью совокупности характеристик, полученных с помощью математического анализа сигнала ФПГ и отражающих вариабельность сердечного ритма, можно определить четыре характеристики:

- суммарный эффект регуляции (тахикардия/брадикардия);
- вегетативный гомеостаз (преобладание симпатической или парасимпатической нервных систем);
- функция автоматизма (степень нарушения автоматизма сердца);
- устойчивость регуляции.

В рамках разработки предлагается вариант виртуального прибора для оценивания параметров вариабельности сердечного ритма и характерные им различные состояния сердечно-сосудистой системы. Для обработки сигнала фотоплетизмограммы с последующим вычислением параметров вариабельности сердечного ритма разработана функциональная схема виртуального прибора NI LabView, представленная на рисунке 2.

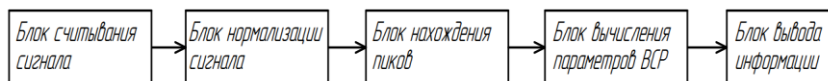


Рис. 2 – Функциональная схема виртуального прибора

Обработка сигнала проводится следующим образом. Сигнал с датчика фотоплетизмографа, частично обработанный до передачи в ПК, поступает на блок считывания сигнала. С помощью блока нормализации

фотоплетизмограмма приводится к виду, необходимому для дальнейшей обработки. Далее в блоке нахождения пиков находятся максимумы сигнала и передаются для вычисления необходимых параметров ВСП в соответствующий блок.

Далее определяется, попадают ли найденные значения в заданные диапазоны нормальных значений, а также характеристики регуляции сердечного ритма. Блок вывода информации передает на дисплей сообщение со значениями параметров ВСП и их соответствием заданным нормам [5, 6].

Таким образом, была предложена функциональная схема виртуального прибора для быстрого и точного определения значений параметров variability сердечного ритма. Далее необходимо разработать программное обеспечение со шкалой ранжирования для соответствия найденных значений с их заданными нормами.

Библиографический список

1. А.Н. Варнавский, О.В. Мельник, А.А. Михеев. Определение среднего значения длительности RR-интервала в режиме реального времени // Рязань: Вестник РГРТА. 2007. Вып. 20. Часть 1. С. 61-64.
2. Д.В. Авраменко, В.Г. Андреев. Анализ спектра фотоплетизмографических сигналов модифицированным методом Прони // Рязань: Вестник РГРТУ. 2018. №65. С. 130-135.
3. Кузнецов, А.А. Биофизика сердца: учеб. пособие. В 2 кн. Кн 2. Электрокардиографическое холтеровское мониторирование для исследования variability сердечного ритма условно здоровых людей / А.А. Кузнецов; Владим. гос. ун-т им. А.Г. и Н.Г. Столетовых. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2013. – 84 с.
4. Баевский, Р.М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем: методические рекомендации / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов, Л.В. Чирейкин и др. // Вестник аритмологии. – 2001. - №24. – С. 65-87.
5. А.П. Казанцев, А.А. Сенин, О.В. Пикуленко. Архитектура и реализация мобильных телемедицинских комплексов дистанционной электрокардиографии // Рязань: Вестник РГРТА. 2007. Вып. 20. Часть 1. С. 85-90.
6. А.В. Горбунов, Е.Н. Туголуков, А.В. Непрокин, П.А. Палатов. Система прогнозирования рисков сердечно-сосудистых заболеваний на основе мониторинга биомедицинских данных // Рязань: Вестник РГРТУ. 2023. №84. С. 187-193.

СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 519.688

КЛЮЧЕВЫЕ АСПЕКТЫ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПОДБОРЕ СХЕМЫ МЕДИКАМЕНТОЗНОГО ЛЕЧЕНИЯ

О.Д. Саморукова, А.В. Крошилин, С.В. Крошилина
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Сформулирована основная задача системы поддержки принятия решений при подборе схемы медикаментозного лечения. Рассмотрены и описаны модули проектируемой СППР, построена принципиальная схема архитектуры основных логических структур.

***Ключевые слова:** система поддержки принятия врачебных решений, медикаментозное лечение.*

KEY ASPECTS OF THE DEVELOPMENT OF A DECISION SUPPORT SYSTEM FOR THE SELECTION OF A DRUG TREATMENT REGIMEN

O.D. Samorukova, A.V. Kroshilin, S.V. Kroshilina
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The main task of the decision support system in the selection of drug treatment regimens is formulated. Modules of the projected DSS are considered and described, a schematic diagram of the architecture of the main logical structures is constructed.

***Key words:** medical decision support system, medical treatment.*

Рынок фармакологических средств непрерывно развивается, синтезируются новые уникальные лекарственные средства, а также появляются множество аналогов уже известных препаратов, происходит активное импортозамещение и развитие отечественных фармакологических компаний. В связи с этим, возникает необходимость у специалистов постоянно отслеживать появление новых наименований лекарственных препаратов, изучать их инструкции и области применения. В виду большого объема данная задача является очень трудоемкой и затратной [3].

Настоящее исследование направлено на создание автоматизированной системы поддержки принятия решений в части выбора лекарственных средств исходя из требуемых параметров, которые будут определены ниже.

С точки зрения теории принятия решений процесс сводится к определению множества критериев выбора, множества альтернатив, алгоритма выбора альтернатив согласно заданным критериям [4]. В задаче

выбора схемы лечения пациента необходимыми препаратами можно выделить следующие критерии:

- диагноз, при котором назначается ЛС;
- личные данные пациента (возраст, пол, рост);
- хронические заболевания, беременность, аллергические реакции и пр.;
- принимаемые препараты;
- необходимая дозировка действующих веществ;
- фармакологическая группа лекарственных препаратов.

По данным критериям выполняется отбор подмножества альтернатив – лекарственных препаратов из всего множества для дальнейшего выбора наиболее подходящего из них.

Представим основные компоненты системы поддержки принятия решений на рис. 1.

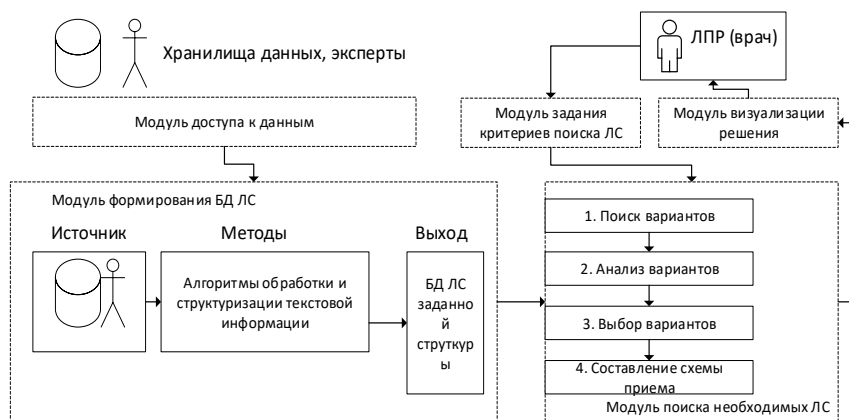


Рис. 1 – Модули СППР назначения лекарственных средств

СППР назначения лекарственных средств состоит из нескольких модулей:

1. Модуль доступа к данным – модуль хранения данных о наименованиях лекарственных препаратов и текстов инструкций к ним;
2. Модуль формирования БД ЛС – модуль обработки текстовой информации и структуризации ее в необходимом для последующего использования виде. Основан на использовании и комбинации различных алгоритмов обработки больших массивов данных;
3. Модуль поиска необходимых ЛС предназначен для подбора всех возможных вариантов лекарственных препаратов, удовлетворяющим критериям поиска и формирования готовой схемы приема выбранных препаратов;
4. Модуль задания критериев поиска – пользовательский интерфейс для внесения требуемой информации о пациенте;
5. Модуль визуализации – интерфейс для визуализации и возможности

выбора одного или нескольких подобранных вариантов [1,2]

Наибольший интерес представляют модули формирования БД ЛС и поиска необходимых ЛС. Схема архитектуры системы представлена на рис. 2.

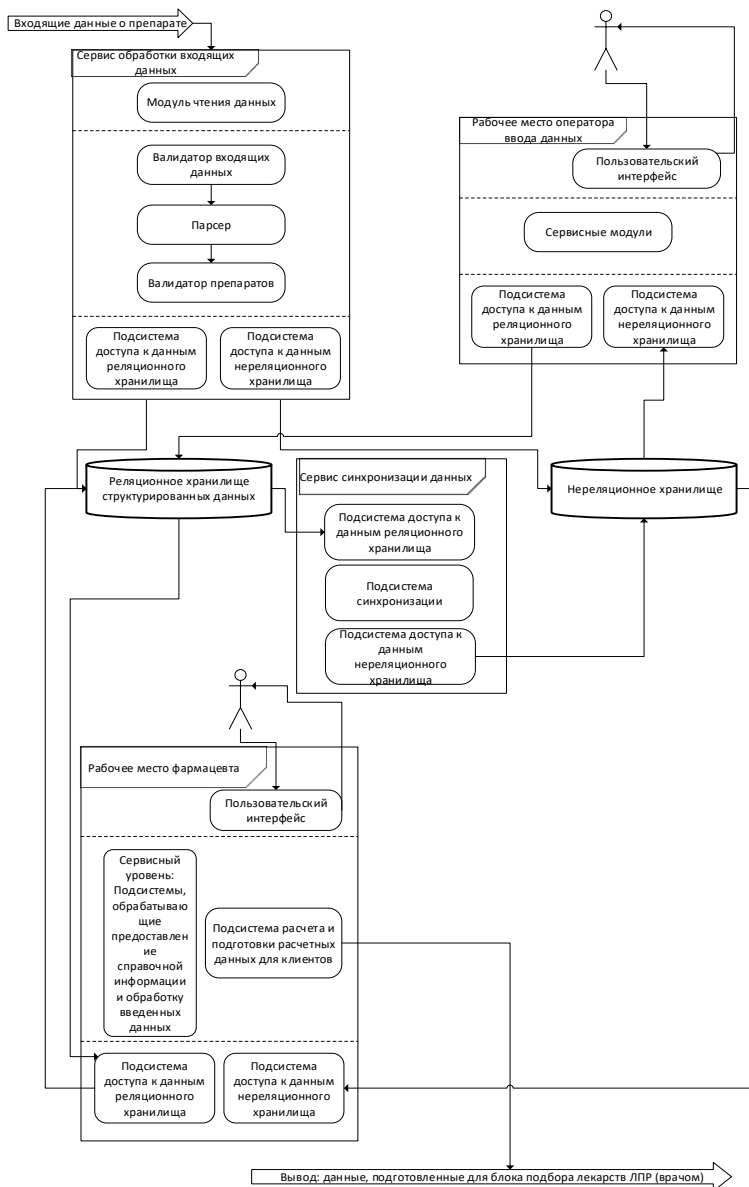


Рис. 2 – Принципиальная схема архитектуры основных модулей СПСР

Система состоит из четырех сервисов и двух видов хранилища: реляционное и нереляционное.

Основной входящей информацией являются инструкции по применению лекарственных средств. В сервисе «обработки входящих данных» происходит идентификация основных действующих веществ и их содержания в препарате. При удачной обработке данная информация попадает в реляционное хранилище и в блок «рабочее место фармацевта». При возникновении ошибки в обработке, препарат попадает в базу нереляционного хранилища и сервис «оператора ввода данных», в котором вручную происходит заполнение форм для отнесения препарата в реляционное хранилище. В сервисе «рабочее место фармацевта» для новых препаратов реляционного хранилища вносится информация о схеме приема для разных возрастов, противопоказаниях и тп. В дальнейшем данная информация обрабатывается, структурируется и также попадает в реляционное хранилище данных. Полные тексты инструкций, используемые в качестве входящей информации, сохраняются в нереляционном хранилище для возможности быстрого доступа к ним при необходимости.

В рамках дальнейшей разработки системы поддержки принятия решений назначения лекарственных средств планируется выполнение следующего комплекса работ:

- исследование современных методов описания и классификации ЛС;
- проведение анализа современных информационных систем и банков данных по лекарственным препаратам;
- формализация предметной области и построение ее модели;
- выбор и адаптация методов поддержки принятия решений под задачу назначения лекарственных препаратов.

Библиографический список

1. Жулев В. И., Крошилин А. В., Крошилина С. В. Проектирование систем поддержки принятия решений. Учебное пособие для вузов. -М.: Горячая линия–Телеком, 2023. – 180 с.: ил.
2. Жулева С.Ю., Крошилин А.В., Крошилина С.В. Разработка системы поддержки принятия решений для организации рабочего времени медицинского работника на основе методов искусственного интеллекта // Биомедицинская радиоэлектроника. 2023. Т. 26. № 3. С. 55-60.
3. Alexander Kroshilin, Svetlana Kroshilina, Alexander Pylkin, Gennady Ovechkin Managerial medical decisions and methods of obtaining medical information in conditions of uncertainty // 2021 10th Mediterranean Conference On Embedded Computing (Meco2021), 7-10 June 2021, Budva, Montenegro, 864 p, pp. 500-503 (Управленческие медицинские решения и методы получения медицинской информации в условиях неопределенности)
4. Butenko D.V., Butenko L.N, Bolshakov A.L. Decision support when choosing medications based on the hierarchy analysis method // 2016 research and practice journal SOFTWARE & SYSTEMS №3, [pp. 96-100] URL: <http://www.swsys.ru/index.php?page=article&id=4184&lang=&lang=en>

АНАЛИЗ СЕГМЕНТА ПРИМЕНЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ОНЛАЙН-КАЛЬКУЛЯТОРОВ В КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Д.Р. Захарченко, У.Р. Захарченко

Научный руководитель – Карякина О.Е., к.б.н., доцент

ФГАОУ ВО «Северный (Арктический) федеральный университет имени М.В. Ломоносова», г. Архангельск

В статье представлены результаты аналитического обзора медицинских онлайн-калькуляторов и прогностических шкал для кардиологической практики. Проведенный анализ показал, что разработке и использованию прогностических шкал в электронном формате уделяется значительное внимание в системе цифровой медицины.

Ключевые слова: цифровая медицина, цифровые приложения, калькулятор, кардиология.

ANALYSIS OF THE MEDICAL APPLICATION SEGMENT ONLINE CALCULATORS IN CARDIOLOGICAL PRACTICE

D.R. Zakharchenko, U.R. Zakharchenko

Supervisor – Karyakina O.E., PhD of biological science, associate professor
Northern (Arctic) Federal University named after M.V. Lomonosov, Arkhangelsk

The article presents the results of an analytical review of online medical calculators and prognostic scales for cardiology practice. The analysis showed that the development and use of prognostic scales in electronic format is given significant attention in the digital medicine system.

Key words: digital medicine, digital applications, calculator, cardiology.

Современное развитие и активное использование информационно-коммуникационных технологий обществом во всех сферах жизни привели к повсеместной цифровизации. Глобальный тренд построения цифрового мира затронул, в том числе, и сферу здравоохранения, что привело к появлению такого понятия как «цифровая медицина», которая базируется на принципе «четырёх П» (предиктивная, профилактическая, персонализированная, пациентоориентированная) и невозможна без тесного сотрудничества между пациентом и врачом посредством цифровых технологических решений [1, 2]. Ключевыми задачами цифрового здравоохранения в настоящее время являются обеспечение всеобщего доступа к медицинским услугам и персонализированной медицине, повышение качества оказания медицинской помощи и формирование гибридной коммуникации между врачом и пациентом [3, 4].

Особое значение в создании единого цифрового контура в здравоохранении приобретает направление по разработке и внедрению

разнообразных медицинских информационных систем, включая множество цифровых приложений в формате онлайн-калькуляторов, в которые встроены прогностические медицинские шкалы, предназначенные специально для врачей-клиницистов. В мировой и отечественной практике обозначенное направление реализуется в рамках системы мобильного здравоохранения [5]. Инновационные системы предоставляют многочисленные преимущества пользователям, обеспечивая удобный доступ к цифровым инструментам при оценке медико-биологических показателей, способствуют принятию обоснованных клинических решений и повышают уровень эффективности лечения. Существующие медицинские онлайн-калькуляторы позволяют быстро и точно рассчитать всевозможные риски для пациента, без необходимости использования дополнительных средств. Достаточно ввести необходимые данные в электронную форму, и калькулятор выполнит автоматическую оценку. Такой подход позволяет экономить временные и трудозатраты медицинского персонала, а также способствует объективной оценке состояния пациента и выборе оптимального варианта лечения [2].

Вышеуказанные преимущества онлайн-калькуляторов весьма актуальны и представляют значительный интерес для использования в кардиологической практике, поскольку в Российской Федерации на протяжении последних десятилетий фиксируется высокий показатель смертности от заболеваний сердечно-сосудистой системы [6, 7]. Не менее важным обстоятельством является возможность дистанционного мониторинга широкого спектра медико-биологических данных, таких как частота сердечных сокращений и частота дыхания, артериальное давление, регулярность сердечного ритма, уровень глюкозы и холестерина, записи электрокардиограммы, что может быть использовано для задач объективной диагностики состояния пациента [8]. Медицинские прогностические шкалы для кардиологической практики представлены широким спектром Интернет-ресурсов с различной степенью востребованности, объективности получаемых данных, что ограничивает их широкое использование практикующими специалистами.

Учитывая вышеизложенное, целью настоящего исследования стал аналитический обзор медицинских онлайн-калькуляторов и реализуемых с их помощью прогностических шкал, используемых в кардиологической практике.

На первом этапе исследования нами были проанализированы основные онлайн-калькуляторы, используемые для оценки состояния пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями, которые позволяют достичь высокой точности и надежности результата. Так, известен онлайн-калькулятор для расчета индекса атерогенности, под которым понимают соотношение липопротеинов низкой плотности (ЛПНП) к липопротеинам высокой плотности (ЛПВП). Индекс отражает адекватность оценки степени риска развития атеросклероза и его осложнений. В кардиохирургии важнейшей является шкала EuroSCORE II, позволяющая прогнозировать риск летального исхода во время проведения или в послеоперационном периоде. Шкала

оценки риска ишемии (шкала DAPT) помогает в принятии решения о продолжении либо увеличении длительности двойной антитромбоцитарной терапии аспирином и тиаенопиридином пациентам, которым было проведено чрескожное коронарное вмешательство.

Фрамингемская шкала риска может быть использована для решения задач, связанных с оценкой вероятности возникновения сердечно-сосудистых заболеваний в течение следующих 10 лет. С помощью этой шкалы можно сформировать группу пациентов, входящих в зону риска и рекомендовать проведение профилактической терапии, включающей препараты для снижения артериального давления и уровня холестерина.

Алгоритм шкалы Score2 позволяет оценивать риск 5-летних и 10-летних смертельных и несмертельных сердечно-сосудистых событий (инфаркт миокарда, инсульт) с поправкой на конкурирующие риски у практически здоровых людей в возрасте до 70 лет.

В настоящее время количество Интернет-ресурсов, предоставляющих возможности автоматического определения результирующих рисков по вышеописанным видам шкал очень велико, и пользователю на практике бывает достаточно сложно определиться с их выбором. Поэтому на втором этапе исследования с помощью сервиса цифровой аналитики Web-сайтов BE1.RU нами были проанализированы Интернет-ресурсы с вышеперечисленными онлайн-калькуляторами и прогностическими шкалами (таблица 1).

Таблица 1 – Результаты анализа востребованности онлайн-калькуляторов для кардиологической практики

№	Название шкалы	URL-адрес Интернет-ресурса	Среднее количество посещений в месяц (за период с 01.07.2023-30.09.2023)	География пользования
1	Онлайн-калькулятор для расчета индекса атерогенности	https://medsoftpro.ru/kalkulyatory/athero-index.html	126 465	Россия (81,85%), Казахстан (6,39%), Украина (3,66%)
		https://mpmo.ru/dop/ia.php	41 747	Россия (43,93%), Турция (6,27%), Беларусь (5,79%)
		https://medlabdiag.ru/calculators/atherogenic_index/	8 980	Россия (38,05%), США (12,25%), Беларусь (10,31%)

Продолжение таблицы 1

2	Шкала EuroSCORE II	https://www.mdcalc.com/calculator/10179/european-system-cardiac-operative-risk-evaluation-euroscore-ii	4 361 019	США (47,17%), Мексика (5,72%), Канада (4,39%)
		https://qxmd.com/calculate/calculator_285/euroscore-ii	490 606	США (32,14%), Канада (7,93%), Индия (6,61%)
		https://medsoftpro.ru/kalkulyatory/euroscore-2.html	126 465	Россия (81,85%), Казахстан (6,39%), Украина (3,66%)
3	Шкала оценки риска (шкала DAPT)	https://www.omnicalculator.com/health/dapt	12 621 452	США (52,54%), Соединённое Королевство (6,61%), Канада (5,47%)
		https://tools.acc.org/DAPT-riskapp#!/content/calculator/	188 353	США (76,36%), Мексика (4,39%), Египет (3,29%)
		https://medsoftpro.ru/kalkulyatory/precise-dapt.html	126 465	Россия (81,85%), Казахстан (6,39%), Украина (3,66%)
4	Фрамингемская шкала риска	https://medsoftpro.ru/kalkulyatory/framingham-scale.html	126 465	Россия (81,85%), Казахстан (6,39%), Украина (3,66%)
		https://calonline.pro/kalkulyator-riska-razvitiya-serdechno-sosudistyh-zabolevanij-shkala-riska-framingema	60 106	Россия (32,55%), Украина (6,75%), Андорра (6,47%)
		https://www.mdcalc.com/calculator/38/framingham-risk-score-hard-coronary-heart-disease	12 472	Россия (28,81%), Беларусь (22,80%), Казахстан (21,05%)
5	Шкала Score2	https://medsoftpro.ru/kalkulyatory/score2-scale.html	126 465	Россия (81,85%), Казахстан (6,39%), Украина (3,66%)
		https://clincasequest.org/score2-score2-op/	14 933	Россия (37,72%), Украина (7,78%), Беларусь (5,79%)
		https://cardiocanon.ru/kalkulyator/kalkulyator/	700	Россия (100%)

По данным табл. 1 видно, что спектр ресурсов для реализации онлайн-расчётов охватывает разные страны. Наиболее популярные из рассмотренных Web-сайтов отличались языковой доступностью сервиса, удобным интерфейсом, наличием дополнительной полезной информации по основному ресурсу и правовых документов. Остальные ресурсы также предоставляли информацию по запросу, но присутствовали недостатки в виде опций, предоставляемых только на коммерческой основе, узкой направленности и малом количестве определяемых показателей, отсутствием полезных источников информации и неудобной структуры отображения материалов.

Проведенный анализ показал, что большинство прогностических шкал максимально эффективно реализованы в формате цифровых инструментов, при этом они доступны, удобны в использовании и обладают потенциалом для дальнейшего совершенствования. Таким образом, проведенное исследование демонстрирует, что цифровой реализации прогностических шкал для кардиологии уделяется значительное внимание. Цифровые приложения предоставляют врачам-кардиологам множество преимуществ, среди которых важнейшими являются легкий доступ к инструментам медицинской помощи, повышение качества клинических решений и улучшение результатов лечения.

Библиографический список

1. Опарин Э.В., Панибратов А.Ю., Ермолаева Л.А. Цифровые технологии в частной медицине: ограничения и возможности // Экономика и предпринимательство, 2021. № 6 (131). С. 1118-1127.
2. Богомягкова Е.С. «Доверяй, но проверяй»: практики заботы о здоровье в условиях цифровизации здравоохранения // Журнал исследований социальной политики, 2022. № 2. Т. 20. С. 263-278.
3. Бацина Е.А., Попсуйко А.Н., Артамонова Г.В. Цифровизация здравоохранения РФ: миф или реальность? // Врач и информационные технологии. 2020. №3. С. 73-80.
4. Полинская Г.А., Месропян М.Г. Выявление моделей и трендов поведения пациентов при использовании электронных приложений и Интернет-ресурсов для самодиагностики // Бизнес-информатика, 2018. №1 (43). С. 28-38.
5. Цветкова А.Б., Шишкин А.В. Оценка восприятия цифровой медицины молодежным сегментом потребителей // Российский экономический университет им. Г.В. Плеханова, 2018. № 6. Т. 15. С. 46-57.
6. Соловьева А.В., Якубенко Е.С. Современные подходы к профилактике заболеваний системы кровообращения с использованием технологий мобильного здравоохранения // Материалы I межрегиональной научно-практической конференции студентов и молодых учёных. – Ростов-на-Дону: Ростовский государственный медицинский университет, 2018. С. 186-190.
7. Мохначева Т.Е., Моногарова Ю.Ю., Варакина Ж.Л., Кудрявцев А.В.

Внедрение калькулятора Score в медицинскую информационную систему первичного звена // Менеджер здравоохранения, 2022. № 5. С. 58-67.

8. Колодина О. П. Оценочные шкалы – как инструмент оценки рисков развития осложнений у пациентов с обездвиженностью [Электронный ресурс] / Ачинский медицинский техникум. – Режим доступа: <https://www.informio.ru/publications/id8038/Ocenochnye-shkaly-kak-instrument-ocenki-riskov-razvitiya-oslozhnenii-u-pacientov-s-obezdvizhennostyu> (дата обращения: 24.09.2023).

УДК 621.317.616

СИСТЕМА ИССЛЕДОВАНИЯ ТРЕМОРА В ВИРТУАЛЬНОЙ СРЕДЕ LABVIEW

С.В. Новикова, М.Б. Каплан

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

Представлена структура прибора для регистрации тремора в виртуальной среде LabVIEW.

Ключевые слова: тремор, акселерометрия.

SYSTEM FOR STUDYING TREMOR IN A VIRTUAL ENVIRONMENT LABVIEW

S.V. Novikova, M.B. Kaplan

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

The structure of a device for recording tremor in the LabVIEW virtual environment is presented.

Key words: tremor, accelerometry.

Эссенциальный тремор (ЭТ) – самое распространенное заболевание среди неврологических болезней [1], сопровождающихся расстройством двигательных функций. Клиническая картина ЭТ представлена преимущественно постуральнокинетическим тремором рук (в 95% случаев), как правило, симметричным, с частотой в диапазоне 4-12 Гц. Примерно в 34% случаях тремор рук возникает в сочетании с тремором головы. Также в клинической картине ЭТ может встречаться тремор голоса (13%), языка (30%), мимической мускулатуры, нижней челюсти (7%), ног (по разным данным около 30%), туловища (до 5%). Сложность диагностики парой определяется субъективной стороной оценки.

В качестве базового метода измерения выбрана акселерометрия, с помощью которой проводятся исследования основных характеристик тремора, таких как амплитуды колебаний, мощность тремора в заданной точке, спектр частот. Исследование тремора с помощью аппаратно-

программного комплекса, реализующего акселерометрический метод, следует рассматривать объективным подходом диагностики, обладающим возможностью получения количественных характеристик.

Для реализации построена структура измерительного канала, включающая в свой состав трехосевой акселерометр, блок сопряжения и персональный компьютер. Для обработки результатов измерения выбрана программная среда LabVIEW. Программная реализация построена в формате виртуальных подприборов, обладающих высокой степенью наглядности и базирующихся на развитом комплексе инструментальных средств обработки сигналов, в котором реализован принцип потока данных, что определяет высокое быстродействие за счет возможности параллельных вычислений.

В экспериментальном макете в качестве акселерометра выбран модуль GY-291 с чипом ADXL345. Датчик позволяет измерять динамическое ускорение, возникающее в результате движения и представляет собой интегрированную систему управления памятью с 32-уровневым буфером FIFO, выполняющая функцию хранения данных, в задача минимизации активности управляющего процессора, что обеспечивает интеллектуальные режимы низкого энергопотребления.

В качестве модуля блока управления использована плата Arduino Nano. Связь между элементами осуществляется с помощью цифрового интерфейса I2C. Передача данных на персональный компьютер осуществляется через USB порт, работающего в режиме виртуального COM-порта. Для работы с датчиком использован модифицированный вариант стандартной прошивка ADXL3xx.ico, в которой передача символов заменена на передачу байт, а также увеличена скорость обмена с персональным компьютером.

Для проведения измерений и регистрации тремора акселерометр крепится на палец или запястье руки с помощью тканевого браслета с липучкой. Для построения кривых перемещений сигналы, зарегистрированные датчиком, интегрируются, также выполняются измерения амплитудных показателей, выявляются наиболее значимые частотные составляющие [3, 4]. Для визуального представления движений используются трехмерные графики, а также двумерные графики регистрации изменения во времени проекций перемещений. Результаты регистрации, а также рассчитанные значения показателей сохраняются в файл. Основными виртуальными подприборами программной части являются подприбор опроса датчика, подприбор обработки и анализа данных, подприбор визуализации и фиксации результатов (рис. 1).

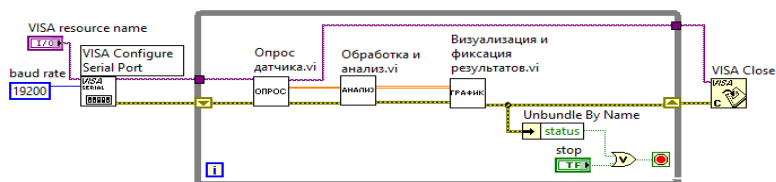


Рис. 1 – Блок-диаграмма виртуального прибора для исследования тремора

Программ последовательно и циклически выполняет запуск подприборов, так с помощью подприбора опроса датчика осуществляется чтение данных с виртуального COM-порта, здесь же проверяется корректность получаемой информации и формирование одномерного массива значений. Подприбора обработки и анализа выполняет преобразование исходного массива в двумерный массив, состоящий из трех строк. Каждая строка в этом массиве содержит данные по соответствующей проекции x, y, z. Также проводится интегрирование с учетом частоты преобразования датчика. На основе проинтегрированных значений вычисляются амплитудно-временные параметры тремора. Кроме того, ведется статистическая обработка. Вычисляемыми статистическими характеристиками являются средняя скорость перемещения и среднеквадратическое отклонение. Для построения спектра использован экспресс виртуальный прибор среды LabVIEW Spectral Measurements. Для текущего варианта реализации результаты сохраняются в текстовом формате, что обеспечивает процесс дальнейшего доступа к информации с помощью любого текстового редактора. Визуальное представление перемещения датчика реализовано с помощью индикатора 3D-Comet, позволяющего строить траекторию движения точки в трехмерном пространстве.

Построенную систему следует рассматривать в качестве инструмента объективного исследования показателей тремора. Дальнейшим развитием системы является замена платы Arduino на модуль ESP32 с интегрированными контроллерами радиосвязи Bluetooth, а также адаптация апробированных алгоритмов к работе на устройствах вычислительной техники типа смартфона или планшета, использующих операционную среду Android, безусловно, требуется переход на автономный режим питания. Кроме того, в ходе работы возникла необходимость фиксировать данные о пациенте и времени проведения исследований, с целью последующей оценки динамики развития или коррекции расстройств двигательной функции у конкретного человека.

Библиографический список

1. Lenka A. Is there a Premotor Phase of Essential Tremor? / Lenka A., Benito León J., Louis E.D. // Tremor and other hyperkinetic movements (New York, N.Y.) – 2017. – Т. 7 – С.498.

2. И.С. Холопов Алгоритм идентификации механического воздействия по сигналам трехосного микроэлектромеханического акселерометра. // Вестник РГРТУ, № 1, Вып. 63, 2018. – С. 109-114.
3. В.К. Ключко, В.П. Кузнецов Математические модели повышения точности расчета показателей уровня жизни населения. // Вестник РГРТУ, Вып.73. 2020. – С. 105-115.
4. А.А. Кирьяков. Векторный анализ variability сердечного ритма // Вестник РГРТУ, № 3, Вып. 33, 2010. – С. 34-38.

УДК 612.141

ИСПЫТАНИЯ АРТЕРИАЛЬНЫХ ТОНОМЕТРОВ НА ТОЧНОСТЬ

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

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

Дан сравнительный анализ существующих на сегодняшний день международных стандартов для испытаний тонометров на точность.

Ключевые слова: *сфигмоманометр, артериальный тонометр, ANSI/AAMI/ISO, универсальный стандарт валидации приборов для измерения артериального давления.*

ACCURACY TESTS OF ARTERIAL TONOMETERS

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

Institute of Machines Science named after A.A. Blagonravov of the Russian Academy of Sciences (IMASH RAN), Moscow

A comparative analysis of the currently existing international standards for testing tonometers for accuracy is given.

Key words: *sphygmomanometer, arterial tonometer, ANSI/AAMI/ISO, universal standard for validation of blood pressure measuring devices.*

Любые приборы и технические средства, предназначенные для диагностики состояния здоровья человека, требуют в своей первостепенной основе решение задачи точности проводимых исследований. Рассмотрим применяемые в мире стандарты при тестировании приборов артериальной тонометрии на точность.

Так называемое «стремление к точности» в отношении приборов для измерения артериального давления (АД) ведёт длительную историю, но только в 80-х гг. XX столетия начались первые работы по стандартизации процесса поверки приборов АД [1].

Точность приборов измерения АД имеет большое значение при исследовании параметров жизнедеятельности организма в целом и сердечно-сосудистой системы в частности. Помимо этого данные приборы

необходимы для проведения научных медицинских исследований, поэтому важно проходить как техническую поверку, так и клинические исследования. Поверка как правило проводится путём определения средней разницы в результатах между тестируемым прибором и контрольным стандартом для заданного количества тестов. Контрольное стандартное АД получают с помощью ручного прибора два независимых наблюдателя, одновременно определяющих систолическое и диастолическое АД человека с помощью двустороннего стетоскопа. Проверочные испытания на точность проводятся сертифицированными и/или уполномоченными соответствующими регуляторными органами как правомочные на данный тип манипуляций. Результаты проверочных тестов основываются на стандартных протоколах поверки.

Автоматические измерители АД, осуществляющие измерение по осциллометрическому методу требуют индивидуального подбора. Согласно приказа Минздрава РФ от 24.01.2003 г. № 4 основным методом измерения АД является метод тонов Короткова (при помощи механического стрелочного тонометра с фонендоскопом) [2]. Измерение АД другими методами, в первую очередь осциллометрическим, с помощью автоматических и полуавтоматических приборов, в 5-15 % случаев даёт значения АД, устойчиво и существенно отличающиеся от «эталонных» величин по методу Короткова.

Пункт 7.1.1 «Предельные значения погрешности индикации давления в манжете» ГОСТ 31515.1-2012 «Сфигмоманометры (измерители АД) неинвазивные. Часть 1. Общие требования» (который является модифицированным по отношению к EN 1060-3-97) [3] гласит: «При любом значении температуры окружающей среды в диапазоне от 15°C до 25°C и относительной влажности от 20% до 85%, как при повышении давления, так и при его понижении, максимальная погрешность измерения давления в манжете в любой точке шкалы индикаторного устройства должна находиться в пределах ± 3 мм рт.ст. ($\pm 0,4$ кПа)».

Требования к погрешности измерения давления крови даны в стандарте ГОСТ 31515.3-2012 «Сфигмоманометры (измерители артериального давления) неинвазивные. Часть 3. Дополнительные требования к электромеханическим системам измерения давления крови» [4]. Согласно требованиям п. 7.9 этого стандарта: «За исключением специального кратковременного автоматического режима (см. 2.102 ГОСТ 30324.30) и устройств, в которых давление крови определяется с помощью стетофонендоскопа, применяют следующие значения погрешности всей системы:

а) систематическая составляющая погрешности измерения — в пределах ± 5 мм рт. ст. ($\pm 0,7$ кПа);

б) случайная составляющая погрешности — среднеквадратичное отклонение ± 8 мм рт. ст. (1,1 кПа)».

Погрешность измерения АД системой определяется в представительных

группах лиц при проведении клинических испытаний измерителя путем сравнения его показаний с показаниями АД, полученных по методу Короткова. В документации на автоматические измерители АД многих типов и фирм-изготовителей, указывается их соответствие EN 1060-3-97 (ГОСТ 31515.3-2012). Согласно ГОСТ 31515.3-2012 (EN 1060-3-97) и стандартам AAMI/ANSI (США) и BHS (Великобритания) допускаемая разница в измерении АД двумя методами может достигать 15 мм рт. ст. и более.

При испытании приборов на точность в РФ руководствуются приказом Минздрава РФ от 24.01.2003 г. № 4, согласно которого рекомендуется проводить серии из 3 последовательных (или параллельных) измерений АД двумя методами. Разница в показаниях должна учитываться пользователем при эксплуатации прибора. Применять прибор можно после подтверждения в серии контрольных измерений высокой степени совпадения показаний прибора с данными АД по методу Короткова.

К примеру, в эксплуатационной документации на приборы – измерители АД, приводится погрешность индикации давления в манжете - менее ± 3 мм рт.ст., которая (обращаем внимание!) является не погрешностью (точностью) измерения АД системой, а погрешностью измерения давления воздуха в манжете. Об этом отмечается в «Технической спецификации ВОЗ для автоматических приборов неинвазивного измерения АД с манжетой. Серия технических докладов ВОЗ по медицинским изделиям» [5].

Большинству потребителей (пациентов) удаётся подобрать подходящий тонометр, но к этому надо отнестись серьезно и ответственно, сверяясь с показаниями механического стрелочного тонометра с фонендоскопом. Если электронный тонометр дает те же значение, что и механический, то это означает, что данный прибор вам подходит.

Стандартизованные протоколы для проверки клинической точности неинвазивных приборов для измерения АД применяются с 1987 года, некоторые из которых разработаны органами по стандартизации, а другие — следующим рядом профессиональных организаций. История создания данных протоколов показана в табл. 1.

Протоколы заметно различаются, главное отличие заключается в количестве людей, необходимых для тестирования. В 2018 г. эксперты Европейского общества гипертензии, Ассоциации по развитию медицинского оборудования и ISO опубликовали информацию об одобрении стандарта ISO 81060-2; 2018 [6], назвав его «единым универсальным стандартом» и заявив, что он «заменит все другие предыдущие стандарты/протоколы» [7].

Таблица 1 – История создания и разработки протоколов валидации

Год опубликования	Организация, выпустившая протокол
1987, 1992, 2002	Ассоциация США по развитию медицинского оборудования (AAMI)
1990, 1993	Британское общество гипертензии (BHS)
1999	Немецкая лига борьбы с артериальной гипертензией (Deutsche Hochdruckliga) (DHL)
2002, 2010	Международный протокол Европейского общества гипертензии (ESH-IP)
2004	Европейский комитет по стандартизации (CEN)
2009	Международная организация по стандартизации (ISO)
2009, 2013	Американский национальный институт стандартов / Ассоциация по развитию медицинского оборудования / Международная организация по стандартизации (ANSI/AAMI/ISO)
2018	Ассоциация по развитию медицинского оборудования / Европейское общество гипертензии / Международная организация по стандартизации (AAMI/ESH/ISO)

В табл. 2 показаны ключевые аспекты универсального протокола проведения поверки и основные параметры, опубликованные Рабочей группой по мониторингу АД Европейского общества гипертензии, а также Британским обществом гипертензии [8].

Универсальный стандарт валидации приборов для измерения АД был разработан Ассоциацией по развитию медицинского оборудования / Европейским обществом гипертензии / Международной организацией по стандартизации (AAMI/ESH/ISO) в 2018 году и получило название: ISO 81060-2:2018, Сфигмоманометры неинвазивные. Часть 2. Клинические исследования моделей с автоматическим типом измерения [9]. Здесь даны требования и методы клинических исследований оборудования, используемого для периодической неинвазивной автоматической оценки артериального кровяного давления с использованием манжеты. Эксперты AAMI, ESH и ISO договорились разработать единый приемлемый для всех стандарт (AAMI/ESH/ISO), который заменит все предыдущие протоколы [10]. Эта крупная международная инициатива была предпринята, чтобы наилучшим образом удовлетворить потребности пациентов, страдающих артериальной гипертензией, общественности, заинтересованной в поддержке здоровья сердечно-сосудистой системы, практикующих врачей, научных исследователей, регуляторных органов и производителей. Необходимо активизировать усилия по повышению точности приборов для измерения АД, дальнейшей оптимизации процедуры валидации, и обеспечить в ходе этой процедуры получение объективных и непредвзятых данных.

Таблица 2 – Параметры, учитываемые в протоколах проведения проверки

Показатель	Универсальный стандарт	Британское общество гипертензии	Европейское общество гипертензии
Число участников	85	85	33
Диапазон проверки манжет всех размеров	Содержит требование о проверке <i>каждой манжеты</i>	Отсутствует требование о проверке <i>каждой манжеты</i>	Отсутствует требование о проверке <i>каждой манжеты</i>
Эталонное измерение	<i>Любой сфигмоманометр</i> с максимальной погрешностью ± 1 мм рт.ст. Также можно использовать инвазивные устройства	<i>Ртутный сфигмоманометр</i>	<i>Ртутный сфигмоманометр</i>
Критерии или значения для прохождения проверки	<i>Средняя общая разница ± 5 мм рт.ст., стандартное отклонение в пределах 8 мм рт.ст.</i> Средняя разница среди пациентов на основании средней разницы АД и стандартного отклонения	Доля измерений АД (испытательный эталон) в целом и среди пациентов <i>в пределах 5, 10 и 15 мм рт.ст.</i>	Доля измерений АД (испытательный эталон) в целом и среди пациентов <i>в пределах 5, 10 и 15 мм рт.ст.</i>

Обобщая сказанное, можно сделать вывод, что проблема артериальных гипертензии и гипотензии является весьма важной проблемой для многих людей, решение которой заключено в комплексном подходе при лечении и/или предотвращении сердечно-сосудистых заболеваний. Здесь имеет место, как наследственный характер, так и вновь приобретенное заболевание, поэтому для обеспечения точности диагностики и реализации правильно подобранной методики лечения гипертензии и гипотензии требуются приборы, позволяющие проводить мониторинг для их выявления, а также процедуры измерения АД. Требуется приборная база, точность которой прошла валидацию в соответствии с принятыми как международными стандартами, так и национальными (местными) стандартами.

Библиографический список

1. O'Brien E, Stergiou GS, Turner MJ. The quest for accuracy of blood pressure measuring devices. *J Clin Hypertens (Greenwich)*. 2018 Jul;20(7):1092-1095. doi: 10.1111/jch.13279.
2. Приказ Минздрава РФ от 24.01.2003 N 4 «О мерах по совершенствованию организации медицинской помощи больным с артериальной гипертонией в Российской Федерации». URL: <https://docs.cntd.ru/document/901852031> (дата обращения: 11.04.2023).
3. ГОСТ 31515.1-2012 «Сфигмоманометры (измерители артериального давления) неинвазивные. Часть 1. Общие требования». URL: <https://files.stroyinf.ru/Data2/1/4293780/4293780784.pdf> (дата обращения: 30.03.2023).
4. ГОСТ 31515.3-2012 «Сфигмоманометры (измерители артериального давления) неинвазивные. Часть 3. Дополнительные требования к электромеханическим системам измерения давления крови». URL: <https://files.stroyinf.ru/Data2/1/4293780/4293780781.pdf> (дата обращения: 05.06.2023).
5. Техническая спецификация ВОЗ для автоматических приборов неинвазивного измерения артериального давления с манжетой. Копенгаген: Европейское региональное бюро ВОЗ; 2022 г. Лицензия: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
6. ISO 81060-2:2018. Non-invasive sphygmomanometers — Part 2: Clinical investigation of intermittent automated measurement type [website]. In: ISO, On-line browsing platform; 2018. URL: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:81060:-2:ed-3:v1:en> (дата обращения: 31.05.2023).
7. Stergiou GS, Palatini P, Asmar R, Ioannidis JP, Kollias A, Lacy P, McManus RJ, Myers MG, Parati G, Shennan A, Wang J, O'Brien E; European Society of Hypertension Working Group on Blood Pressure Monitoring. Recommendations and Practical Guidance for performing and reporting validation studies according to the Universal Standard for the validation of blood pressure measuring devices by the Association for the Advancement of Medical Instrumentation/European Society of Hypertension/International Organization for Standardization (AAMI/ESH/ISO). *J Hypertens*. 2019 Mar;37(3):459-466. doi: 10.1097/HJH.0000000000002039. Erratum in: *J Hypertens*. 2020 Mar;38(3):561.
8. Stergiou GS, Asmar R, Myers M, Palatini P, Parati G, Shennan A, Wang J, O'Brien E; European Society of Hypertension Working Group on Blood Pressure Monitoring and Cardiovascular Variability. Improving the accuracy of blood pressure measurement: the influence of the European Society of Hypertension International Protocol (ESHIP) for the validation of blood pressure measuring devices and future perspectives. *J Hypertens*. 2018 Mar;36(3):479-487. doi: 10.1097/HJH.0000000000001635.
9. Stergiou GS, Alpert B, Mieke S, Asmar R, Atkins N, Eckert S, Frick G, Friedman B, Grahl T, Ichikawa T, Ioannidis JP, Lacy P, McManus R, Murray A, Myers M, Palatini P, Parati G, Quinn D, Sarkis J, Shennan A, Usuda T, Wang J, Wu CO, O'Brien E. A Universal Standard for the Validation of Blood Pressure Measuring Devices: Association for the Advancement of Medical Instrumentation/European Society of Hypertension/International Organization for Standardization (AAMI/ESH/ISO)

Collaboration Statement. Hypertension. 2018 Mar;71(3):368-374. doi: 10.1161/HYPERTENSIONAHA.117.10237.

10. Stergiou GS, Alpert BS, Mieke S, Wang J, O'Brien E. Validation protocols for blood pressure measuring devices in the 21st century. J Clin Hypertens (Greenwich). 2018;20(7):1096-1099. doi:10.1111/jch.13294.

УДК 615.47; 004.415.25

МНОГОПОТОЧНЫЙ ИНТЕРФЕЙС ДЛЯ СЧИТЫВАНИЯ ДАННЫХ ПРИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ОБРАБОТКЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

А.Ю. Бодин

Национальный исследовательский университет «МЭИ», г. Москва

Основная задача работы – регистрация электрокардиосигналов в многоэлектродной электрокардиологической системе с последующей компьютерной обработкой с целью получения карт электрического потенциала на поверхности эпикарда. Рассмотрен алгоритм работы многопоточного приложения, позволяющего проводить непрерывные считывание, отправку и отображение электрокардиосигналов. Представлена структурная схема алгоритма.

Ключевые слова: многоканальная регистрация, многопоточность

OPTIMIZATION OF MULTI-THREADED DATA READOUT IN MULTI-CHANNEL ELECTROCARDIOSIGNAL PROCESSING

A.Y. Bodin

National Research. University «Moscow Power Engineering Institute», Moscow

The main task of the research is to record electro cardio signals in a multielectrode electro cardiology system with subsequent computer processing in order to obtain maps of the electric potential on the surface of the epicardium. The algorithm of operation of a multi-threaded application that allows continuous reading, sending and display of multichannel electro cardio signals is considered at structural diagram of the algorithm is presented.

Key words: Multi-Channel Registration, Multi-Threading.

Рассматривается интерфейс связи между персональным компьютером (ПК) и блоком регистрации множественных отведений электрокардиосигналов (ЭКС), который содержит 64 канала, частота дискретизации 1 кГц на канал. Необходимая скорость передачи данных с блока регистрации на ПК составляет от 1 Мбит/с.

Для связи между блоком регистрации и ПК авторами выбран интерфейс USB-COM от компании FTDI, выполненный на микросхеме FT245R, позволяющий достигать скорости передачи до 1 Мбит/с [1]. Интерфейс USB-

COM был использован в связи со своей простотой и широким применением во многих сферах, микросхема FT245R была выбрана из-за своей универсальности т.к. она реализует интерфейс с параллельным FIFO, который может быть реализован на любом микроконтроллере. Компания FTDI также предоставляет библиотеки для работы с их микросхемами, библиотека реализует полный функционал для работы с ней как с абстрактным классом Stream (универсальное представление последовательности байтов).

При работе с потоковыми интерфейсами (с последовательностью байтов) со стороны ПК в языках программирования существует абстрактный класс Stream [2], при реализации производного от него класса, необходимо реализовать методы со следующими сигнатурами, приведенными на рис.1.

```
public void Write (byte[] buffer, int offset, ref int count);  
public int Read (byte[] buffer, int offset, ref int count);
```

Рис. 1 – Сигнатура методов абстрактного класса Stream

Здесь buffer — это массив, в который будут считаны доступные данные при чтении, либо это массив, с данными для отправки; offset – смещение (в байтах), с которого начнется чтение байтов, ref – ключевое слово, отвечающее за то, что переменная передается как ссылка, а не как значение, т.е. метод может изменить значение переменной, count – это количество байт, которое необходимо считать/записать.

Сигнатуры методов чтения и записи данных для различных интерфейсов передачи данных, могут незначительно отличаться, но в 90% случаев, они совпадают с сигнатурой, представленной на рис. 1.

Основная задача заключается в организации программы таким образом, чтобы данные непрерывно считывались, непрерывно отправлялись, непрерывно расширялись и при этом приложение должно реагировать на пользовательский интерфейс.

Для решения этой задачи, необходимо разработать многопоточное приложение. Авторы разделяют приложение на несколько базовых модулей:

1. Модуль, считывающий массив данных с объекта Stream, с дальнейшей упаковкой и добавлением считанных данных в удобную для дальнейшего пользования структуру данных «кольцевая очередь», содержащая массив считанных данных и его размер. Кольцевая очередь с произвольным количеством элементов – наиболее эффективная структура данных, позволяющая эффективно работать с памятью, не давая допустить ошибки «OutOfMemoryException» (исключение, которое выбрасывается при недостаточном объеме памяти для выполнения программы [3]).

2. Модуль считывания данных из «кольцевой очереди», который разбивает данные на пакеты, производит вычисление и сравнение контрольной суммы и при успешной проверке складывает данные, содержащие информацию о канальных группах (одна канальная группа

содержит информацию об электрическом потенциале 64 каналов ЭКС). Далее модуль добавляет пакеты в структуру данных «стек», структура данных стек более легковесная, по сравнению с кольцевой очередью, а ошибка, связанная с недостатком объема памяти, невозможна, т.к. задача, забирающая данные из «стека», не производит никаких вычислений, только забирает данные, таким образом, отставания считывания данных от заполнения данных не произойдет.

3. Модуль отображения считанной информации о канальных группах в пользовательском интерфейсе (на экране монитора): модуль работает со структурой данных «стек» и забирает из него готовые пакеты для дальнейшего отображения.

4. Модуль производит действия, обратные модулю 2. А именно, упаковывает данные, необходимые для отправки с ПК в блок регистрации, в общий формат обмена (упаковка данных в определенный протокол). Далее «обернутые» данные складываются в структуру данных “кольцевая очередь”, которая выбрана в связи с теоретической возможностью отставания скорости физической отправки данных со скоростью записи в структуру данных.

5. Модуль считывает данные из “кольцевой очереди” на отправку, и упаковывает их в массив на отправку в объект Stream.

На рис. 2 представлен алгоритм чтения данных с объекта USB-COM, унаследованного от класса Stream.

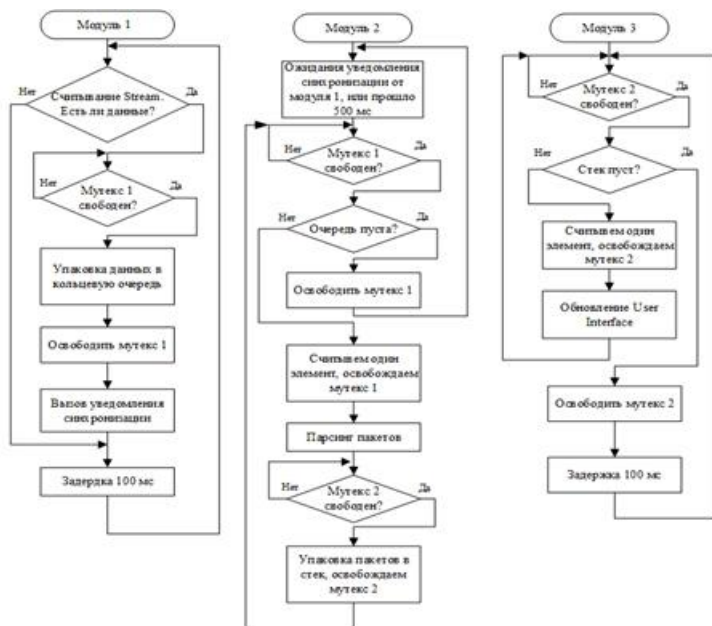


Рис. 2 – Схема построения алгоритма чтения данных при многоканальной регистрации ЭКС

На схеме проиллюстрирована логика работы с данными, позволяющая решить задачу чтения данных с блока регистрации множественных отведений ЭКС.

На рисунке 2, термин мутекс (с английского Mutex) – это примитив синхронизации, который используется в межпроцессорной синхронизации [4]. Мутекс обеспечивает механизм синхронизации: если какой-либо модуль на рис.2 в условии “Мутекс N свободен” заходит в ветвь “Да”, то он “забирает” этот мутекс, и другой модуль не сможет зайти в ветвь “Да”, при опросе того же мутекса N, пока модуль - “владелец” мутекса, не освободит его.

Приведённая в данной работе логика работы с потоковыми интерфейсом обеспечивает стабильную многопоточную работу, без потери данных, при скорости передачи 1 Мбит/с. “Кольцевая очередь” гарантирует, что в приложении не произойдет ошибки, связанной с переполнением памяти, выделенной на процесс, ввиду того, что количество данных в ней ограничено максимальной длиной очереди.

Библиографический список

1. <https://ftdichip.com/products/ft245rl/>
2. <https://learn.microsoft.com/ru-ru/dotnet/api/system.io.stream?view=net-7.0>
3. <https://learn.microsoft.com/ru-ru/dotnet/api/system.outofmemoryexception?view=net-7.0>
4. <https://learn.microsoft.com/ru-ru/dotnet/api/system.threading.mutex?view=net-7.0>

УДК 378.016

ИЗУЧЕНИЕ ОСНОВНЫХ КОМПОНЕНТОВ ЭКГ С ПРИМЕНЕНИЕМ ВИРТУАЛЬНОГО ЛАБОРАТОРНОГО ПРАКТИКУМА

Н.В. Ененков, Т.Г. Авачева

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

В статье рассматривается новая методика преподавания физики в медицинском вузе. Предложена виртуальная практическая работа по изучению основ электрокардиографии, включающая в себя теоретический и практический блоки

Ключевые слова: физика, электрокардиография, методика преподавания.

STUDYING THE MAIN COMPONENTS OF ECG USING A VIRTUAL LABORATORY PRACTICE

N.V. Enenkov, T.G. Avacheva

Ryazan State Medical University named after. I.P. Pavlova, Ryazan

The article discusses a new methodology for teaching physics at a medical university. A virtual practical work on studying the basics of electrocardiography is proposed, which includes theoretical and practical blocks

Keywords: *physics, electrocardiography, teaching methods.*

Преподавание медицинской физики, одной из фундаментальных дисциплин, должно быть связано с большим вниманием к итоговому результату в конце изучения дисциплины. Классический установленный тип преподавания (лекции и семинары) должен быть дополнительно развит и дополнен различными интерактивными и практико-ориентированными методами преподавания, изучения и проверки знаний. На кафедре математики, физики и медицинской информатики Рязанского государственного медицинского университета имени академика И.П. Павлова постоянно ведутся разработки в данном направлении [1-4]. Хотя было введено в действие много новых концепций и достигнуты значительные успехи, существует постоянная потребность в дальнейшем совершенствовании учебного процесса. В представленной статье мы предлагаем новый подход к изучению основ электрокардиографии.

Получение данных об электрической активности сердца и запись этой активности на миллиметровую бумагу для интерпретации приписывается работе всей жизни голландского врача и физиолога Виллема Эйнтховена.

Современный вид ЭКГ приобрела гораздо, когда в 1942 г. E. Goldberger предложил усиленные однополюсные отведения от конечностей, а F. Wilson в 1946 г. - однополюсные грудные отведения в горизонтальной плоскости. В 1909 г. в России впервые применил ЭКГ для исследования больных и организовал кабинеты ЭКГ (в Казани и Москве) профессор А.Ф. Самойлов.

В настоящее время запись электрокардиограммы (ЭКГ) является одной из наиболее важных и часто выполняемых медицинских процедур. ЭКГ используются для диагностики, принятия решений по стратификации риска и оценки реакции на терапию. Правильная интерпретация записей ЭКГ является сложной клинической задачей, а неправильное толкование может привести к неблагоприятным исходам. Несмотря на широкое использование, в нескольких исследованиях были выявлены недостатки в навыках интерпретации ЭКГ среди медицинских работников. В литературе говорится, что до 33% интерпретаций ЭКГ имеют некоторую погрешность по сравнению с рекомендациями эксперта и до 11% приводят к ненадлежащему ведению [5].

В настоящее время отсутствует универсальная методика преподавания электрокардиографии, интерпретации ЭКГ; объем учебного времени,

подготовка преподавателей и формат преподавания значительно различаются в медицинских вузах. Однако для подготовки высококвалифицированных медицинских кадров необходимо качественное преподавание основ ЭКГ, начиная с младших курсов, в рамках базовых дисциплин. При поэтапном изучении методы на различных дисциплинах у студентов сформируется комплексное понимание физических основ изучения электрической активности миокарда и устойчивый навык расшифровки ЭКГ [6].

Разработанная виртуальная практическая работа состоит из двух блоков: теоретического и практического (тестирование) (рис. 1). Теоретический блок включает следующие пункты: основные понятия, формирование и запись ЭКГ, генез основных компонентов на ЭКГ и способы определения ЧСС по ЭКГ.



Рис. 1 – Структура программного обеспечения

Размещение программного обеспечения возможно на персональном компьютере под управлением операционной системы семейства MS Windows и ОС Linux. Виртуальная практическая работа предназначена для автоматизации учебного процесса на занятиях по физике в медицинском вузе при изучении физических основ электрокардиографии. Теоретический блок включает следующие пункты: основные понятия, формирование и запись ЭКГ, генез основных компонентов на ЭКГ и способы определения ЧСС по ЭКГ.

Посредством изучения генеза компонентов ЭКГ и способов расчета частоты сердечных сокращений, студенты анализируют основные клинически значимые компоненты ЭКГ. При изложении теоретического материала, приводятся примеры изменений компонентов на ЭКГ, что подчеркивает клиническую значимость данной методики (рис. 2). Кроме того, в программном обеспечении использованы реальные ЭКГ-плёнки.

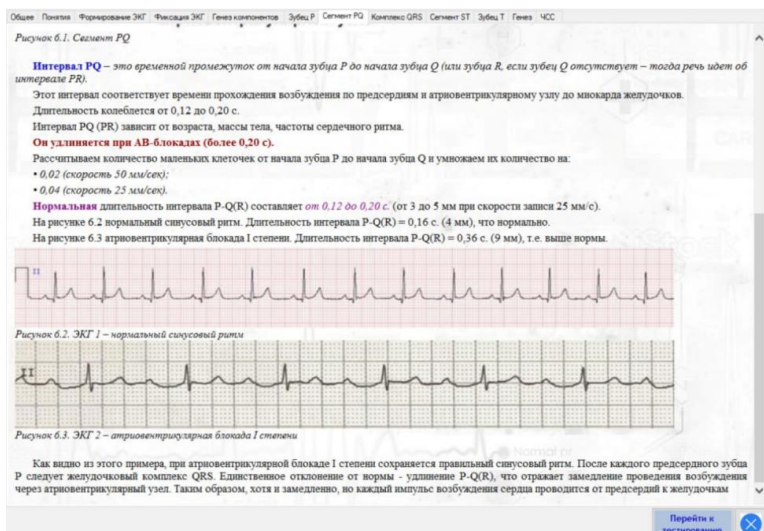


Рис. 2 – Пример реальных ЭКГ-пленок в программном обеспечении

Полученные знания закрепляются автоматизированным тестом, который содержит задания различного формата (работа с ЭКГ, с таблицами и др.).

Таким образом, разработанная программа предназначена для автоматизации учебного процесса на занятиях по физике в медицинском вузе при изучении электрогенеза миокарда.

Полученные знания помогут студентам лучше ориентироваться в анализе и интерпретации данных электрокардиограммы, что начинает формировать у них клиническое мышление.

Библиографический список

1. Авачева Т.Г., Ененков Н.В. Методические приемы изучения основ электродинамики в медицинском ВУЗЕ // Российский вестник перинатологии и педиатрии, 2023; 68:(4), 365.
2. Ененков Н.В., Авачева Т.Г. Новые подходы к преподаванию физики в медицинском вузе на примере определения импеданса биологического объекта // Актуальные проблемы физики и технологии в образовании, науке и производстве: материалы IV Всерос. науч.-практ. конф., посвящ. 120-летию Александра Васильевича Перышкина, 24-25 марта 2022 года. - Рязань: Ряз. гос. ун-т имени С. А. Есенина, 2022. С.186.-С.188.
3. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2023660338 Российская Федерация. Автоматизированная лабораторная работа по определению электрической оси сердца по данным QRS-комплекса / Ененков Н.В., Авачева Т.Г., Медведев Р.Е.; заявитель и правообладатель ФГБОУ ВО РязГМУ им. ак. И.П. Павлова (RU); заявл. 06.05.2023; опубл. 19.05.2023, Реестр программ для ЭВМ. – 1 с.

4. Ененков Н.В., Авачева Т.Г. Изучение гемодинамических показателей и способов измерения артериального давления // Естественнонаучные основы медико-биологических знаний. Материалы III Всероссийской конференции студентов и молодых ученых с международным участием. Редколлегия: Т.Г. Авачева [и др.]. Рязань, 2021. С. 39-41.
5. Breen CJ, Kelly GP, Kernohan WG. ECG interpretation skill acquisition: A review of learning, teaching and assessment. J Electrocardiol. 2022 Jul-Aug;73:125-128. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2019.03.010.
6. Ельцов А. В., Ельцова Л. Ф. О реализации некоторых дидактических принципов обучения в электронной информационно-образовательной среде вуза // Личность в меняющемся мире: здо-ровье, адаптация, развитие. 2021. Т. 9. № 3 (34). С. 249-257

УДК 616-073.96:616-073.585:616-073.173

ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ БИОФИЗИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

П.Д. Гаджиев

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

Рассмотрены существующие способы бесконтактного измерения антропометрических параметров человека. Представлены области медицины, в которых применяются данные способы. Предложена методология пригодная для использования в телемедицине.

Ключевые слова: *фотограмметрия, лазерные дальномеры, телемедицина*

REVIEW OF MODERN METHODS OF NON-CONTACT MEASUREMENT OF BIOPHYSICAL PARAMETERS OF THE HUMAN BODY

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

The existing methods of non-contact measurement of human anthropometric parameters are considered. The fields of medicine in which these methods are used are presented. A methodology suitable for use in telemedicine is proposed.

Key word: *photogrammetry, laser rangefinders, telemedicine.*

Задача измерения геометрических параметров тела человека имеет набор сложностей при практической реализации стандартными измерительными приборами, такими как измерительная лента, линейка, штангенциркуль. В современной медицине востребованы измерительные средства, позволяющие собирать данные такого характера.

Самым надежным средством получения информации о геометрических параметрах человеческого тела являются лазерные дальномеры – лидары. Они уже нашли свое применение в разных направлениях медицины.

- Стоматология – изготовление протезов, проведение восстановительных работ. Лазерный дальномер получает облако точек, на основе которого в специализированном ПО производится моделирование протезов. Также применение данной технологии продвигает в этой сфере аддитивные технологии SLA, DLP, LCD. Примером подобного лазерного сканера является прибор Ceres Omnicam

- Косметология и пластическая хирургия – на данный период эти направления активно развиваются, за счет увеличения спроса. В 2022 году заведующий отделением пластической хирургии СМ-Клиника в Санкт-Петербурге Александр Давыдов заявлял, что по сравнению с 2021 годом рост первичных пациентов составил 34%. В таких условиях требуется набор инструментов, позволяющих промоделировать результаты хирургического вмешательства. Примером устройства, используемого в этой сфере, является аппарат Vectra-XT 3D.

- Ортопедия – 3D сканирование в этой области медицины позволяет определять виды и стадии искривления позвоночника. Данный способ имеет ряд преимуществ в сравнении с рентгеном, который может быть противопоказан некоторым пациентам. Также по точности рентген уступает 3D сканированию в решении этой задачи.

- Протезирование – в данной области технологии сканирования позволяют получить большой объем информации для определения местоположения мышц, тканей и сосудов. Вся эта информация на этапе проектирования играет важную роль, так как неправильно подобранная форма протеза может вызвать образование некроза.

Приведенные выше методы показывают хорошие практические результаты в использовании. Однако, на данный момент в биомедицине сформировалось новое направление, получившее в период пандемии большое развитие – телемедицина. Формат заочного посещения врача исключает возможности применения, дорогостоящего специализированного оборудования, которым являются перечисленные выше аппараты. Однако врачу важно иметь максимально детализированное представление о пациенте. Следовательно, требуется дешевый метод, который будет доступен массовому потребителю.

Помимо лазерных технологий облако точек о пространственной картине возможно также получить с помощью оптических датчиков, таких как камеры. Одним из распространенных методов получения облака точек исключительно оптическими датчиками является оптическая стереопара из 2 камер, однако данное устройство требует калибровки, что может усложнить эксплуатацию данного устройства. Самым простым способом получения облака точек с материальной точки зрения является обычная фотокамера. Этим оптическим датчиком обладает каждый современный телефон и у

каждого человека сейчас он есть. Формирование трехмерной сцены средствами одного оптического датчика называется фотограмметрия.

Фотограмметрия наряду с лазерными сканерами используется в современной медицине. По мимо уже приведенных примеров использования инструментов сканирования, фотограмметрия применяется в хирургии для планирования операций. Для построения трехмерной модели внутренних органов человека используются снимки, полученные с аппаратов УЗИ, компьютерной томографии или рентгена.

Основными недостатками фотограмметрии являются высокая чувствительность к освещению, трудности при сканировании тел с прозрачными поверхностями и высокая сложность вычислений трехмерного облака точек по видеопотоку.

Развитие технологии фотограмметрии в биомедицинской области, способно ускорить развитие телемедицины. Существование программного обеспечения, позволяющего из двухмерного видеопотока формировать объемную графическую модель, позволит сделать прием у ортопеда или пластического хирурга полностью в заочный формат. Данную технологию возможно расширить и добавить в статическую трехмерную модель подвижный скелет для анимации. В таком случае мы имеем мы получаем возможность измерять не только геометрические параметры тела, но изучать движение тела. Данная технология может быть применима в ортопедии, хирургии.

Формирование скелета трехмерной модели возможно осуществить средствами совмещения рассчитанного по видеопотоку облака точек со цифровым скелетом изображения сегментированного человека, полученного, например, нейронной сетью PoseNet от TensorFlow. Теоретически, построив данную графико-математическую модель в дальнейшем возможно проецирование двухмерного изображения человека в трехмерной сцене. Это может позволить использовать эту бюджетную технологию за пределами телемедицины.

Библиографический список

1. Сайт производителя ANIWAA <https://www.aniwaa.com/product/3d-scanners/canfield-vestra-xt/>
2. Новостной портал РБК <https://spb.plus.rbc.ru/news/638d90097a8aa9f3126daaa4>
3. Интернет ресурс Хабр <https://habr.com/ru/companies/belayaraduga/articles/686032/>
4. Блог TensorFlow <https://blog.tensorflow.org/2018/05/real-time-human-pose-estimation-in.html>
5. Фотограмметрия / А.Н. Лобанов. – М.: Недра, 1984.

СИСТЕМА ОЦЕНКИ НАСТУПЛЕНИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКОГО ПРИСТУПА ПРИ СТИМУЛЯЦИИ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА И ЕЕ ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

Е.В. Садыкова, М.А. Танасьева

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

Разработана система оценки физиологического состояния пациента с эпилептическим статусом для принятия врачом решения о его электростимуляции. Отличительной особенностью предлагаемой системы является использование неинвазивных электродов, размещаемых на ушной раковине пациента. Реализация системы была выполнена в программной среде Python. Разработанная система была протестирована на реальном сигнале пациента.

Ключевые слова: система, эпилепсия, диагностика, моделирование, стимуляция, блуждающий нерв, точки доступа.

THE SYSTEM FOR ASSESSING THE ONSET OF AN EPILEPTIC SEIZURE WITH VAGUS NERVE STIMULATION AND ITS SOFTWARE IMPLEMENTATION

System for assessing the onset of an epileptic seizure with vagus nerve stimulation

E.V. Sadykova, M.A. Tanasyeva

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

A system for assessing the physiological state of a patient with an epileptic status has been developed for the doctor to make a decision about his electrical stimulation. A distinctive feature of the proposed system is the use of non-invasive electrodes placed on the patient's auricle. The implementation of the system was performed in the Python software environment. The developed system was tested on a real patient signal.

Key words: system, epilepsy, diagnostics, modeling, stimulation, vagus nerve, access points

Эпилепсия – это хроническое неврологическое заболевание, которым страдает примерно 50 миллионов людей во всем мире. В случае эпилепсии происходят повторяющиеся электрические нарушения или разряды в мозге. Эти разряды могут проявляться между приступами судороги или во время приступа. Эпизоды между приступами могут продолжаться всего несколько секунд и называются "субклиническими" [1].

Один из альтернативных методов помощи пациентам с эпилепсией - это стимуляция блуждающего нерва. Обычно для этого используются

имплантируемые нейростимуляторы, которые вводятся в организм и подключаются к электродам. Однако инвазивная стимуляция может быть противопоказана некоторым пациентам и имеет негативное влияние на их качество жизни. Существуют также неинвазивные методы стимуляции, которые включают накладывание электродов на ушную раковину больного. Это возможно благодаря современным технологиям, которые позволяют автоматически анализировать физиологические показатели пациента.

Одним из основных компонентов в системе оценки физиологического состояния пациента при эпилептическом статусе является блок поддержки принятия решения врача (рис. 1). В данном блоке осуществляется анализ зарегистрированных сигналов, и вычисление вероятностных характеристик наступления эпилептического приступа.

Для определения вероятностных характеристик возникновения эпилептического приступа в блоке поддержки принятия решения была использована модель из теории случайных процессов, известная как «гибель и размножение». Эта модель применима, поскольку она описывает переход системы из одного состояния в другое в случайные моменты времени. В нашем исследовании мы рассмотрели непрерывный процесс, который отражает переход пациента из состояния нормы (пороговая электрическая активность) в состояние, предшествующее началу эпилептического приступа.

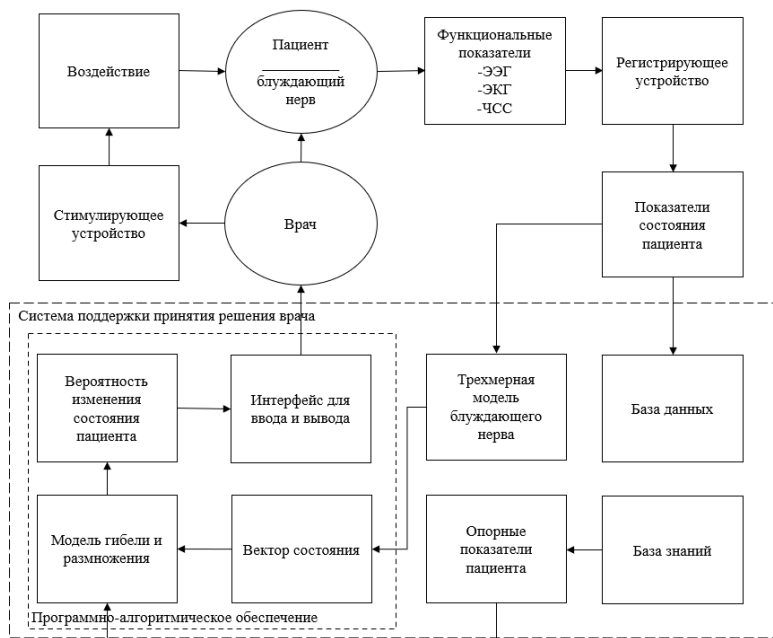


Рис. 1 – Структурная схема системы

В рассматриваемой модели система может находиться в одном из состояний: $S_0, S_1, S_2, \dots, S_k$. Состояния описываются показателями ЭЭГ и ЭКГ. В случайные моменты времени система может перейти из одного состояния в соседнее. Интенсивности переходов в состояния, следующие:

λ_{k-2k-1} – интенсивность перехода системы из S_{k-2} в S_{k-1} ;

λ_{k-1k} – интенсивность перехода системы из S_{k-1} в S_k ;

λ_{kk+1} – интенсивность перехода системы из S_k в S_{k+1} ;

λ_{k+1k+2} – интенсивность перехода системы из S_{k+1} в S_{k+2} ;

ν_{k-1k-2} – интенсивность перехода системы из S_{k-1} в S_{k-2} и т. д.

Применяя теорему Колмогорова, описываем вероятность наступления одного из состояний пациента системой дифференциальных уравнений (1):

$$\begin{cases} p'_{k-2}(t) = \nu_{k-1}p_{k-1}(t) - \lambda_{k-2}p_{k-2}(t) \\ p'_{k-1}(t) = \nu_k p_k(t) + \lambda_{k-2}p_{k-2}(t) - (\nu_{k-1} + \lambda_{k-1})p_{k-1}(t) \\ p'_k(t) = \nu_{k+1}p_{k+1}(t) + \lambda_{k-1}p_{k-1}(t) - (\nu_k + \lambda_k)p_k(t) \\ p'_{k+1}(t) = \nu_{k+2}p_{k+2}(t) + \lambda_k p_k(t) - (\nu_{k+1} + \lambda_{k+1})p_{k+1}(t) \\ p'_{k+2}(t) = \nu_{k+1}p_{k+1}(t) - \nu_{k+2}p_{k+2}(t) \end{cases} \quad (1)$$

Точное решение системы связано с поиском корней характеристического уравнения 5-го порядка. Для приближенного решения системы вводим вектор состояния $\bar{P}(t) = \{p_{k-2}(t), \dots, p_{k+2}(t)\}$. Находим \bar{P}, \bar{P}^n . Полученные значения подставляем в частичную сумму ряда Маклорена, тем самым получив приближенное распределение вероятностей наступления эпилептического приступа через время Δt .

В решении данной математической модели используются значения, характеризующие эпилептический приступ у конкретного пациента из БД системы. На основании диагностически значимых показателей пациента система рассчитывает вероятность прогноза наступления эпилептического приступа.

Программно-алгоритмическое обеспечение блока поддержки принятия решения врача состоит из интерфейса, в котором заполняют данные о пациенте и выбирается зарегистрированный сигнал ЭЭГ, эти данные поступают в базу данных (рис. 2).

Программное обеспечение системы написано на языке Python с использованием различных библиотек. Разработанная программа выполняет задачи загрузки, обработки и анализа сигнала ЭЭГ. Применение методов главных компонент, машинного обучения и модели «гибели и размножения» позволяет получить на выходе вероятности изменения состояния у пациента.



Рис. 2 – Схема программно-алгоритмического обеспечения системы поддержки принятия решения врачом

Интерфейс системы поддержки принятия решения врачом при оценки физиологического состояния пациента с эпилептическим статусом должен быть простым и интуитивно понятным. Это необходимо для того, чтобы врач мог использовать программу без специального обучения или с минимальными инструкциями. Предложенный интерфейс системы состоит из одного окна, на котором отображается вся необходимая информация.

Простой в управлении интерфейс не требует от пользователя специальных навыков, тем самым минимизирует временные затраты специалиста для работы с программой (рис. 3). Упрощенный вывод результатов анализа, без использования дополнительных кнопок и окон позволяет быстро среагировать на данные и своевременно оказать пациенту помощь.

Form - vkrain

Информация о пациенте Информация о сигналах

Пациент

Фамилия: Иванов

Имя: Иван

Отчество: Иванович

Дата рождения: 01.01.2000

Пол: Женский Мужской

Найти пациента

Дата регистрации: 20.03.2020

Найти запись

Отобразить сигнал Добавить сигнал

Время записи	Номер приступа	ЭЭГ каналы
ID сигнала: 09:35 - 17:45	1	24

Результаты анализа сигнала

Вероятность перехода в эпилептический приступ - 0.0001
 Вероятность ухудшения состояния - 0.0058
 Вероятность, что останетса текущее состояние - 0.818
 Вероятность улучшения состояния - 0.119
 Вероятность перехода в нормальное состояние - 0.056

Рис. 3 – Вывод вычисленной вероятности наступления эпилептического приступа

В работе предложена модель прогноза наступления эпилептического приступа для поддержки принятия решений врача при оценке физиологического состояния пациента. Анализ сигналов (ЭЭГ, ЭКГ) пациента с применением предложенной модели, позволяет рассчитать вероятность наступления эпилептического приступа. На основе оценки полученных значений, было выявлено время суток для наиболее точного прогнозирования наступления эпилептического приступа у пациентов с различным типом эпилепсии.

В работе предложена модель прогноза наступления эпилептического. Полученные вероятности позволят врачу сделать заключение о предстоящем эпилептическом приступе, скорректировать стимулирующие импульсы и своевременно оказать пациенту помощь.

Библиографический список

1. Прайор П. Ф. Мониторный контроль функций мозга. М.: Медицина; 1982.

УДК 11.018.74 – 0.72.7

РОЛЬ ОЦЕНКИ ФУНКЦИИ ЭНДОТЕЛИЯ В ОПРЕДЕЛЕНИИ БИОЛОГИЧЕСКОГО ВОЗРАСТА

А.В. Кузнецова

Научный руководитель – А.А. Коробов, к.т.н., ассистент кафедры
«Биомедицинская техника»

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

Исследована оценка функции эндотелия в определении биологического возраста человека. Описаны методы исследования функции эндотелия.

Ключевые слова: биологический возраст, эндотелий, сердечно-сосудистая система, неинвазивные и инвазивные методы обследования.

THE ROLE OF ENDOTHELIAL FUNCTION ASSESSMENT IN DETERMINING BIOLOGICAL AGE

A.V. Kuznetsova

Scientific director: A.A. Korobov, Ph.D, assistant at the Department of Biomedical
Technology

Tambov State Technical University, Tambov

The evaluation of the endothelial function in determining the biological age of a person is investigated. Methods of endothelial function research are described.

Keywords: biological age, endothelium, cardiovascular system, non-invasive and invasive examination methods.

Оценка функции эндотелия может сыграть значительную роль в определении биологического возраста, поскольку она дает представление о здоровье и старении сердечно-сосудистой системы. Эндотелий является внутренней оболочкой кровеносных сосудов и играет решающую роль в регулировании сосудистого тонуса, кровотока и поддержании здоровья сосудов [1].

С возрастом функция эндотелия имеет тенденцию к снижению. Эндотелиальная дисфункция характеризуется нарушением вазодилатации, усилением сосудистого воспаления, окислительным стрессом и снижением биодоступности оксида азота. Эти изменения могут способствовать развитию сердечно-сосудистых заболеваний таких, как гипертония и атеросклероз.

Под «эндотелиальной дисфункцией» (ЭД) понимают состояние сердечно-сосудистой системы, при котором нарушается баланс веществ, отвечающих за расширение и сужение сосудистых стенок (сосудорасширяющие и сосудосуживающие вещества) [2,3]. Обычно дисбаланс гормонов, отвечающих за сосудорасширяющие и сосудосуживающие свойства организма связывают с нарушениями кровотока в капиллярных участках сердечно-сосудистой системы. Риски, возникающие при нарушении капиллярного кровотока, могут стать решающим фактором для возникновения большинства нарушений сердечно-сосудистой системы [4].

Оценка эндотелиальной дисфункцией организма важна для определения реакций сердечно-сосудистой системы на влияние внешних условий и степень приспособляемости к воздействиям сосудорасширяющих веществ или условий, влияющих на микроциркуляцию крови.

Среди методик определения функции эндотелия (ЭД) выделяют инвазивные и неинвазивные. Наиболее часто в клинической практике используют методики, основанные на изучении степени влияния действия химических веществ и механического растяжения на диаметр артерий (табл.1) [5,6].

Инвазивные методы используются для научных исследований и клинического применения, они сопряжены с присущими им рисками и более неудобны для пациентов, но применимы в ситуациях, когда неинвазивные методы недостаточны или неубедительны. Некоторые инвазивные анализы крови могут дать представление о биологическом возрасте – например, измерение конечных продуктов гликирования (AGE) или длины теломер в лейкоцитах. Помимо этого, существуют инвазивные методы, основанные на оценке функции эндотелия через внутрисосудистое ультразвуковое исследование, также исследования по определению жесткости артерий основанных на биопсии [7].

Неинвазивные методы используются для рутинной оценки состояния здоровья и, как правило, предпочтительны для определения биологического возраста. Они более безопасны и удобны для пациентов.

Таблица 1 – Методики определения функций эндотелия

Техническое обеспечение	Сосудистое ложе	Преимущества	Недостатки	Стимул
Коронарная эпикардальная вазореактивность	Эпикардальные макрососуды Проводящие артерии	Оценка непосредственно в коронарном сосудистом ложе Прямое измерение	Инвазивность Высокая стоимость Трудоёмкость Ограниченность применения	Ацетилхолин Упражнения Ходьба Холодовый Прессорный тест
Коронарная функция микрососудов	Коронарные микрососуды Резистивные артерии	Оценка непосредственно в коронарных микрососудах	Сложность для серийных измерений	Ацетилхолин Аденозинами д Папаверин
Кровоток-опосредованное расширение	Плечевая артерия Проводящая артерия	Лёгкость для пациента Корреляция с инвазивной эпикардальной сосудистой функцией Низкая стоимость Возможность оценить кровоток, базовые диаметры артерий	Отсутствие стандартизации и Высокая сложность исследования	Реактивная гиперемия
Венозная окклюзивная плетизмография	Сосуды предплечья Микрососуды	Лёгкость для пациента Удобство проверки достоверности исследования	Инвазивность Трудоёмкость	Ацетилхолин и другие вазоактивные вещества
Периферическая артериальная тонометрия	Микрососуды пальца	Легкий доступ и выполнение Автоматизация Корреляция с инвазивной микрососудистой функцией	Высокая стоимость Влияние сторонних факторов	Реактивная гиперемия

На сегодняшний день неинвазивные методики определения функций эндотелия возможны практически для всех пациентов, независимо от состояния сосудистой системы и позволяют получать информацию о состоянии эндотелия в участках коронарных сосудов. Среди методов неинвазивной оценки функции эндотелия можно выделить: изучение расширения плечевой артерии, опосредованное потоком, тонометрия периферических артерий, определение скорости распространения пульсовой волны.

Оценка функции эндотелия может дать ценную информацию о биологическом возрасте человека, поскольку она отражает состояние его сердечно-сосудистой системы. Снижение функции эндотелия связано с повышенным риском возрастных сердечно-сосудистых заболеваний, и

мероприятия, направленные на ее улучшение, потенциально могут замедлить процесс старения и способствовать улучшению общего состояния здоровья.

Программно-аппаратное обеспечение для оценки биологического возраста человека может стать важным элементом в биотехнических системах, являющихся основой для систем поддержки принятия врачебных решений, предназначенных для моделирования лечебного воздействия на пациентов в палатах интенсивной терапии [8-10].

Библиографический список

1. Шабров А.В., Апресян А.Г., Добкес А.Л. и др. Современные методы оценки эндотелиальной дисфункции и возможности их применения в практической медицине [Электронный ресурс]. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/sovremennyye-metody-otsenki-endotelialnoy-disfunktsii-i-vozmozhnosti-ih-primeneniya-v-prakticheskoy-meditsine/viewer>
2. Flammer A.J., Luscher T.F. Human endothelial dysfunction: EDRFs. *Pflugers Arch.* 2010;459:1005-13.
3. Virdis A, Ghiadoni L, Taddei S. Human endothelial dysfunction: EDCFs. *Pflugers Arch.* 2010;459: 1015-23.
4. Bonetti P.O., Lerman L.O., Lerman A. Endothelial dysfunction: a marker of atherosclerotic risk. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology.* 2003;23:168-75.
5. Апресян, Анна Григорьевна. Особенности микроциркуляции и внутрипеченочного кровотока у больных гипертонической болезнью и ишемической болезнью сердца [Текст] / Анна Григорьевна Апресян. - СПб., 2019. - 27 с.
6. Шабров А.В., Апресян А.Г., Добкес А.Л., Роль и методы оценки эндотелиальной дисфункции в практической медицине // Медицинский академический журнал. 2017. №17(1). С. 7-23.
7. Бахтияров Р.З. Современные методы исследования функции эндотелия // Российский кардиологический журнал. - 2004. - № 2 (46)
8. Фролов С.В., Коробов А.А., Ветров А.Н. Система поддержки принятия врачебных решений в кардиологии на основе цифрового двойника сердечно-сосудистой системы. Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2023. 11(1).
9. Dual-Contoured Model of Cardiovascular System Regulation / A. A. Korobov, S. V. Frolov, N. E. Aliyev, I. E. Rodionova // *Journal of Physics : Conference Series.* – 1553:012006 (2020).
10. Модель сердечно-сосудистой системы с регуляцией на основе нейронной сети / С. В. Фролов, А. А. Коробов, Д. Ш. Газизова, А. Ю. Потлов // *Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе.* – 2021. – № 2. – С. 79 – 94.

УДК 004.946

СИМУЛЯЦИОННЫЙ УЧЕБНЫЙ КОМПЛЕКС «ВИРТУАЛЬНЫЙ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИЙ ЗАВОД ДЛЯ ВУЗОВ»

Т.Г. Авачева, В.В. Дьякова, Д.А. Грифель, Е.Д. Дадонова, М.А. Шмонова
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет имени
академика И.П. Павлова», г. Рязань

В настоящее время существенно возросла роль отечественных фармпроизводителей, в связи с чем современное фармацевтическое образование требует внедрения более но-вых технологий для возможности формирования студентами необходимых навыков и компетенций в данной отрасли. Одной из высокотехнологических образовательных инноваций, используемых в учебном процессе является симуляционный учебный комплекс «Виртуальный фармацевтический завод для вузов, который с помощью дополненной виртуальной реальности позволяет отрабатывать необходимые навыки.

Ключевые слова: *симуляционный учебный комплекс, симуляционная медицина, виртуальная реальность, фармацевция.*

SIMULATION TRAINING COMPLEX «VIRTUAL PHARMACEUTICAL PLANT FOR UNIVERSITIES»

T.G. Avacheva, V.V. Dyakova, D.A. Grifel, E.D. Dadonova, M.A. Shmonova
Ryazan State Medical University, Ryazan

Currently, the role of domestic pharmaceutical manufacturers has significantly increased, and therefore modern pharmaceutical education requires the introduction of newer technologies to enable students to form the necessary skills and competencies in this industry. One of the high-tech educational innovations used in the educational process is the simulation training complex "Virtual Pharmaceutical Plant for universities, which with the help of an additional virtual reality allows you to work out the necessary skills.

Key words: *simulation training complex, simulation medicine, virtual reality, pharmacy.*

Введение. Перед фармацевтической отраслью России на государственном уровне поставлены чрезвычайно важные задачи по обеспечению технологического суверенитета. Их решение напрямую зависит от кадрового потенциала, и значительную роль в его формировании играет отраслевое образование. Современное фармацевтическое образование требует внедрения все более новых технологий и разработок для возможности выпускать кадры, обладающие полным набором необходимых профессиональных компетенций.[1] Однако во многих ВУЗах нашей страны существует проблема обучения профильных студентов в условиях производственных предприятий. Учащиеся лишены возможности присутствовать на закрытых

участках промышленной фармации во время своих практических занятий или производственной практики. Это связано с большим количеством санитарно-гигиенических требований и строгих правил поведения в чистой зоне, предъявляемых предприятием, а также наличием остальных внутренних регламентов, направленных на выпуск только высококачественных лекарственных препаратов. Подобное ограничение в обучении студентов заметно оказывает влияние на формируемые ими профессиональные компетенции, что в дальнейшем проявится в виде длительной осложненной адаптации к рабочему месту в случае выбора молодым специалистом индустриальной карьеры.

Сейчас в отрасли наблюдается дефицит кадров, который связан не только с оттоком специалистов, но и с запросом бизнеса на наличие у персонала особых компетенций, соответствующих технологическому оснащению предприятий и ориентированных на стратегический вектор развития фармкомпаний.

Основная часть. VR-завод – пример инновационного подхода к обучению. В развитых странах более 30% учебных заведений, готовящих специалистов для фармпредприятий, применяют симуляционное обучение. Сейчас эти технологии активно внедряются и в российское образование. С целью устранения проблемы обучения студентов фармацевтического, биотехнологического и химического направлений подготовки на профильных предприятиях был разработан учебный симуляционный комплекс «Виртуальный фармацевтический завод для вузов».[2] С помощью специального шлема и джойстиков у каждого студента появилась уникальная возможность во время своих практических занятий и практики погружаться в виртуальную реальность с целью исследовать устройство и организацию работы фармацевтического предприятия, производственной логистики, изучить стандарты качества фармацевтических препаратов, и познакомиться с другими сферами промышленной фармации. Подобный формат обучения закладывает интерес к будущей профессии, а также вырабатывает карьерные компетенции и способности, необходимые для работы. Учебно-методический и симуляционный комплекс позволяет студентам развить в себе умение работать в многозадачном режиме, организовывать и правильно планировать рабочее время, а также многие другие качества, благодаря которым будущий специалист будет увереннее чувствовать себя на реальном фармацевтическом производстве.[3]

Каждый студент в своем личном темпе может во всех деталях рассмотреть и подробно изучить составляющие производственного процесса, включающего основные требования GMP к производству лекарственных средств. В частности: складские процессы фармацевтического предприятия; производственные процессы получения твердых лекарственных форм: взвешивание, смешивание, гранулирование, таблетирование, формирование первичной упаковки; процесс упаковки и маркировки готовой продукции; инженерные системы фармацевтического предприятия; фармацевтическая

система качества и т.д. Кроме того, 6 имеющихся модулей можно адаптировать под каждую образовательную организацию и разное количество учебных часов. Разработанная Автономной некоммерческой организацией дополнительного профессионального образования «Евразийская академия надлежащих практик» виртуальная образовательная программа имеет лицензионное ПО и масштабный учебно-методический комплекс, состоящий из обширного лекционного материала, тестовых заданий, производственных ситуационных задач, 7-ми деловых игр и итоговой аттестации в виртуальной среде, а также студентам предоставляется дневник производственной практики, который сопровождает их каждый день производственной практики. Все это позволяет абитуриенту попробовать себя в роли сотрудника фармпредприятия, сформировать практические навыки в соответствии с международными требованиями и применить их на практике.

Обучение молодых специалистов должно соответствовать ожиданиям фармпредприятий, учитывать все новшества в данной отрасли, чтобы будущие выпускники обладали полным набором необходимых профессиональных знаний.

Но симуляционный комплекс предназначен не только для студентов. Он содержит обширные и многогранные методические материалы для преподавателей с полным разбором каждого дня практики, и программу повышения квалификации по работе с данным комплексом таким образом, чтобы занятия на самом высшем уровне мог проводить даже сотрудник ВУЗа, не имеющий опыта работы на фармацевтическом производстве.

Экспертное сообщество положительно оценивает и поддерживает инициативу создания учебного симуляционного комплекса «Виртуальный фармацевтический завод для вузов», и есть все основания полагать, что данная разработка будет высоко востребована в российских ВУЗах.

У студентов Тихоокеанского госуниверситета во Владивостоке открылась роботизированная аптека, оборудованная производством для изготовления лекарств. В аптеке также будет научный модуль, роботизированная система хранения и отпуска лекарств на основе искусственного интеллекта, а также фитобар. Студенты будут проводить опытные исследования лекарственных растений и пробовать создавать собственные образцы.

Тренажеры на основе виртуальной реальности используют для обучения врачей в РНИМУ Пирогова. С VR-приборами медики отрабатывают навыки оказания помощи в ситуациях, приближенных к реальности. Они позволяют проводить диагностику, оценивать тяжесть состояния больного, проводить реанимацию.

30 августа 2023 года Евразийская Академия надлежащих практик при поддержке фармацевтической компании «Скопинфарм» передала Рязанскому государственному медицинскому университету (РязГМУ) учебный комплекс «Виртуальный фармацевтический завод для вузов». VR-комплекс представляет собой специальное программное обеспечения в комплекте с

очками виртуальной реальности. Симуляционный учебный комплекс разработан экспертами Евразийской Академии надлежащих практик и ФГБУ «ГИЛС и НП» Минпромторга России. Он предназначен для развития у студентов навыков, необходимых для работы на фармпредприятии. Проект внедрения VR-завода в РязГМУ реализуется при финансовой поддержке фармацевтической компании ООО «Скопинфарм».

Методический комплекс содержит информационные материалы для углубленной подготовки, разработанные на основе требований GMP и внутренних регламентов фармпредприятий, более 60 ситуационных задач с разбором производственных кейсов и примеры деловых игр.

В помощь студентам и преподавателям комплекс включает дневник (рабочую тетрадь) практики, а также методические рекомендации с полным разбором каждого дня обучения. Для контроля знаний и итоговой аттестации в VR-среде предусмотрены тестовые задания.

Теперь студенты РязГМУ способны «попасть» на виртуальное фармпредприятие для того, чтобы ощутить в полной мере всю производственную среду, куда, к сожалению, не допускаются в реальных условиях. Там им выпадает возможность выбирать различные технологии, запускать необходимое оборудование, как на настоящем производстве. Программа способна сообщать информацию о правильности действий студента, а также подробно рассказывать о процессах, происходящих в данный момент.

Заключение. Как показывает практика [4], на фармпредприятиях сейчас наблюдается дефицит кадров, компании нуждаются в высококвалифицированных специалистах, ведь перед данной отраслью стоят важные задачи: увеличение продукции лекарственных средств и замещение импорта товарами, произведенными внутри страны. И для осуществления всех поставленных задач необходимы сотрудники с большим багажом знаний. Поэтому «Виртуальный фармацевтический завод для вузов» будет огромным помощником в подготовке специалистов. Виртуальные технологии сотрут границы и помогут студентам окунуться в их будущую профессию, дадут возможность еще будучи студентами адаптироваться к производству для того, чтобы быть значимыми и нужными специалистами для данной отрасли.

Библиографический список

1. Зеленский М.М., Рева С.А., Шадеркина А.И. Виртуальная реальность (VR) в клинической медицине: международный и российский опыт // Российский журнал телемедицины и электронного здравоохранения. – 2021. – Т. 7. – № 3.
2. Гнедаш Е.В., Чернышева Т.Ю. Технология «виртуальная реальность» и ее перспективы использования в образовательном процессе // Труды Северо-Кавказского филиала Московского технического университета связи и информатики. – 2014. – № 2.

3. Николаев В.А., Николаев А.А. Опыт и перспективы использования технологий виртуальной, дополненной и смешанной реальности в условиях цифровой трансформации системы здравоохранения // Медицинские технологии. Оценка и выбор. – 2020. – № 2.
4. Shmonova M.A., Avacheva T.G. Ways to Improve the Efficiency of Implementing Artificial Intelligence Systems in Medical Practice. In Digital Diagnostics, 2023, 4(1).

УДК 621.317.7

ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФ

В.И. Жулев, Ю.А. Чернова

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

Рассмотрены принципы обработки данных электрогастрографии для оценки электрической активности желудка и других органов желудочно-кишечного тракта. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: электрогастрография, ЖКТ, биопотенциалы.

ELECTROGASTROGRAPH

V.I. Zhulev, Y.A. Chernova

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

The principles of processing electrogastrography data for assessing the electrical activity of the stomach and other organs of the gastrointestinal tract are considered. The functional scheme of the device is proposed.

Key words: electrogastrography, gastrointestinal tract, biopotentials.

Желудочно-кишечный тракт (ЖКТ) – это сложная система органов, которая отвечает за переваривание пищи, извлечение из нее полезных веществ и вывод отходов. Здоровье этой системы напрямую влияет на физическое благополучие, внешний вид, эмоциональное состояние и работоспособность человека.

В пятидесятых годах прошлого века физиологи проводили исследования электрической активности гладкомышечных клеток, чтобы изучить их двигательные функции. В ходе исследований было обнаружено, что у клеток в состоянии покоя имеется разность концентрации ионов через мембрану, которая определяет мембранный потенциал покоя [1].

Результаты экспериментов также показали, что изменение мембранного потенциала происходит независимо от нервной системы и не подавляется фармакологическими средствами. Периодические колебания мембранного потенциала гладкой мышечной клетки являются следствием колебаний внутриклеточного метаболизма и проницаемости мембраны

гладкомышечных клеток [2].

Зарубежные физиологи провели ряд экспериментальных исследований электрической активности гладких мышц пищеварительной системы, сочетая их со стандартными методами анализа моторно-эвакуаторной функции. В результате были получены свидетельства тесной взаимосвязи между электрической и двигательной активностью гладких мышц ЖКТ. Исследования биоэлектрической активности пищеварительной системы легли в основу нового диагностического метода, известного как электрогастрография. Электрогастрография (ЭГГ) - это метод исследования желудочной моторики путем регистрации электрических потенциалов, возникающих в желудке в результате его сокращений и перистальтики. ЭГГ позволяет изучать скорость и силу передвижения пищевого куска по желудочно-кишечному тракту, а также оценивать функциональное состояние желудка. Этот метод может быть полезен при диагностике различных желудочно-кишечных заболеваний, таких как гастроэзофагеальный рефлюкс, гастрит, язвенная болезнь и др.

На первом этапе процесса разработки системы диагностики необходимо выбрать наиболее подходящий математический метод анализа биосигналов. Это может быть, например, метод спектрального анализа, вейвлет-анализ или частотно-временной анализ.

На втором этапе осуществляется разработка радиотехнической системы, которая нужна для регистрации биоэлектрического сигнала пациента. В данном случае, используется электрогастрографический (ЭГГ) сигнал, который позволяет измерить электрическую активность желудка. Разработка радиотехнической системы включает в себя выбор и настройку электродов, усилителей сигнала, аналого-цифрового преобразователя и других компонентов.

На третьем этапе требуется разработать программное обеспечение для автоматической цифровой обработки ЭГГ сигнала, который был получен после процедуры регистрации. ПО должно выполнять обработку и анализ сигнала с целью определения состояния желудочно-кишечного тракта пациента. Для этого могут использоваться различные алгоритмы и методы обработки сигналов, такие как фильтрация шумов, частотный анализ и другие.

В результате успешного выполнения трех этапов процесса разработки системы диагностики, можно получить инструмент, который способен автоматически анализировать и интерпретировать биосигналы пациента, предоставляя информацию о состоянии его желудочно-кишечного тракта. Это может быть полезным в клинической диагностике и мониторинге пациентов с различными желудочно-кишечными заболеваниями.

Ниже приведена функциональная схема устройства, позволяющего производить регистрацию электрогастрографического сигнала.

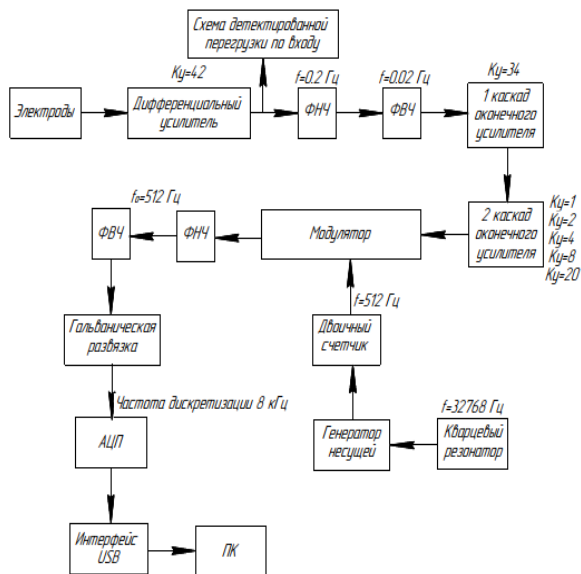


Рис. 1 – Функциональная схема устройства

Биоэлектрические потенциалы измеряются с поверхности тела специальными электродами и затем усиливаются дифференциальным усилителем. Усиленный сигнал пропускается через полосовой фильтр, который удаляет ненужные частотные компоненты и оставляет только определенный диапазон частот. Границы диапазонов фильтра от 0.02 Гц до 0.2 Гц. Затем сигнал поступает на усилитель, коэффициент усиления которого можно регулировать. Это регулировка может быть выполнена с помощью регулятора на передней панели прибора. С выхода дифференциального усилителя, сигнал направляется на схему для обнаружения перегрузки. Схема позволяет определить перегрузку в случае обрыва в электрической цепи или высокого напряжения между точками сема. Обнаружив перегрузку, схема сигнализирует об этом с помощью светодиодов на передней панели устройства. Чтобы обеспечить ввод медленно изменяющегося биоэлектрического потенциала, используется несущая частота. Сигнал несущей модулируется по амплитуде другим сигналом - сигналом гастрোগраммы. После модуляции сигнал проходит через фильтр, который придает ему окончательную форму, причем центральная частота фильтра равна частоте несущей. Затем сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь. Для передачи сигнала электрогастрографии на персональный компьютер (ПК) используется USB-интерфейс. Затем выполняется дальнейшая обработка сигнала и отображение полученной информации на экране. Для возможности одновременного сбора как гастрозлектрограмм, так и фоногастрограмм ЖКТ используется амплитудная

модуляция. Одновременное получение электрогастрограмм и фоногастрограмм позволяет соотнести полученные данные друг с другом, тем самым оценивая мультипликативные помехи [3].

Библиографический список

1. Периферическая электрогастроэнтеромиография в детской гастроэнтерологии (Методические аспекты) / [Пономарева А.П. и др.]. — М.: Российский государственный медицинский университет Росздрава, 2007. — 48 с.
2. Пономарева А. П. Диагностические возможности электрогастроэнтерографии у детей при различных заболеваниях ЖКТ. / А. П. Пономарева, Н. С. Рачкова, А. И. Хавкин, С. В. Бельмер // Материалы XIII Конгресса детских гастроэнтерологов России. Всероссийское совещание «Актуальные проблемы абдоминальной патологии у детей» (21-23 марта 2006 г. Москва).- Москва, 2006.- С.131-132.
3. Нагорная М.Ю. Применение фрактальных методов анализа к электрогастроэнтерографическим сигналам и их техническая реализация: диссертационная работа на соискание учёной степени кандидата технических наук/ Нагорная Марина Юрьевна; Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики - Самара, 2010. - 129 с.

УДК 621.317.616

ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМ ЛОКАЛЬНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ НА БАЗЕ РАДИОТРАНСИВЕРОВ В МЕДИЦИНСКОМ УЧРЕЖДЕНИИ

А.Е. Флоров

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

В данной статье рассмотрены системы локального позиционирования на базе радиотрансиверов, которые могут быть применены для отслеживания положения персонала и техники в медицинском учреждении.

Ключевые слова: *система локального позиционирования, UWB, Wi-Fi, Bluetooth.*

THE USE OF RADIO-BASED POSITIONING SYSTEMS IN HEALTHCARE FACILITIES UTILIZING RADIOTRANSCEIVERS

A.E. Florov

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

This article reviews radio-based positioning systems utilizing radiotransceivers which can be applied for tracking the positions of personnel and equipment within healthcare settings.

Key words: *local positioning system, UWB, Wi-Fi, Bluetooth.*

По мере стремительного развития новых технологий системы локального позиционирования становятся все более разнообразными, актуальными и важными в различных сферах деятельности человека [1]. Например, в сети ресторанов быстрого питания «Вкусно – и точка» посетители имеют возможность взять специальный локатор, который представляет собой пластмассовую табличку с номером, внутри которой находится Bluetooth передатчик. Этот локатор можно поставить на стол, чтобы обозначить своё место. При заказе и оплате заказа в терминале гость указывает номер своего локатора в специальном меню. Так, персонал заведения получает сведения за каким столиком сидит гость, которого нужно обслужить. Данный пример демонстрирует, что технологии локального позиционирования стали актуальными даже в ресторанах. Каким образом они могут быть применены в медицинском учреждении? Ниже рассмотрим общие сведения о системах локального позиционирования на базе радиотрансиверов и применимость таких систем в медицинских учреждениях.

Аппаратно-программное обеспечение, используемое для определения местоположения объекта в пространстве, называется системой позиционирования. Для реализации таких систем используются различные методы, начиная от глобальных навигационных систем (ГНСС), позволяющих определять положение объекта с точностью до метра, до систем с субмиллиметровой точностью, работающих в пределах рабочей зоны. Таким образом, все системы позиционирования можно условно разделить на два типа: глобальные и локальные системы позиционирования (ЛСП), действующие в ограниченной зоне [2].

Основные группы технологий локального позиционирования:

1. Радиочастотные технологии: определение местоположения объекта с помощью радиоволн.
2. Технологии инерциального позиционирования: оценка нахождения объекта производится по перемещению объекта относительно раннее известного положения.
3. Технологии, основанные на изменении магнитного поля: позиционирование, основанное на свойствах магнитного поля Земли (магнитометрия).
4. Оптические технологии: для определения местоположения объекта используют свойства инфракрасного или видимого светового излучения[3].
5. Ультразвуковые и акустические технологии: для определения местоположения объекта используют свойства распространения ультразвуковых и звуковых волн.

Ниже будем рассматривать ЛСП, применяемые с использованием радиотрансиверов, то есть на базе радиочастотных технологий.

Все системы позиционирования на базе радиочастотной технологии имеют похожую архитектуру (рис. 1).

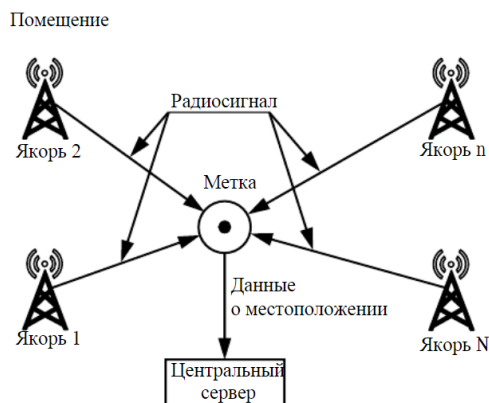


Рис. 1 – Архитектура локальных систем позиционирования на базе радиочастотной технологии

В помещении устанавливаются базовые станции вещания (якоря), координаты которых заранее известны. Количество и принципы размещения используемых якорей определяются на этапе разработки системы и могут отличаться для разных помещений. Объект, местоположение которого определяется, оснащается портативным устройством (меткой). Основные станции передают радиосигнал в окружающее пространство, который затем принимает метка. На основе этих данных вычисляется местоположение объекта. Этот процесс может происходить либо на стороне метки (если она имеет вычислительные возможности), либо на центральном сервере. В первом случае метка передает свои координаты на центральный сервер, во втором – данные, полученные от основных станций. Главная функция центрального сервера – отображение и сохранение текущего местоположения метки в пространстве.

Для локализации объектов относительно якорей используют следующие алгоритмы [4]: трилатерация, триангуляция, сопоставление с образцом, приближение.

Ниже рассмотрим наиболее популярные из радиочастотных технологий, применяемых для реализации систем локального позиционирования.

Wi-Fi. Wi-Fi – это технология передачи данных среднего радиуса действия, обычно покрывающая десятки метров, которая использует не лицензируемые диапазоны частот для обеспечения доступа к сети. Поскольку Wi-Fi изначально не предназначалась для использования в качестве технологии локального позиционирования, стандартная сеть предоставляет информацию с точностью лишь до точки доступа, поэтому применяют алгоритмы сопоставления с образцом и приближения. Как правило, в качестве якорей применяются точки доступа, а меткой является мобильное устройство человека.

Сверхширокополосный сигнал (СШП или UWB - ultra-wideband).

UWB – технология для радиосвязи малого радиуса действия, предусматривающая намеренное создание и передачу радиочастотной энергии, которая распространяется на очень широкий диапазон частот, который может охватывать несколько полос, распределенных службам радиосвязи. Устройства, использующие технологию СШП, как правило, создают преднамеренные излучения от антенны либо с шириной полосы по уровню –10 дБ, как минимум, 500 МГц или с относительной шириной полосы по уровню –10 дБ более 0,2 [5]. Применяются алгоритмы триангуляции и трилацерации. Якоря и метка представляют собой специально разработанные устройства.

Bluetooth: Bluetooth – спецификация беспроводных персональных сетей (Wireless personal area network, WPAN), малого радиуса действия, работающая в частотном диапазоне 2,4-2,4835 ГГц. Применяются алгоритмы триангуляции и трилацерации. Якорь представляет собой специально созданный модуль, например, iBeacon от компании Apple, а метка – мобильное устройство человека или такой же модуль.

Важным фактором для оценки применимости данных технологий в медицинских учреждениях является их влияние на организм человека. «На сегодняшний день каких-либо неблагоприятных последствий для здоровья, вызываемых использованием мобильными телефонами, не установлено» – утверждает в статье Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) [6]. Существует множество исследований по вопросу влияния на организм человека электромагнитных излучений. Они показывают, что раннее рассмотренные технологии не являются опасными для жизни человека, а используемое излучение – не ионизирующее, то есть они не способны вызывать образование раковых опухолей внутри человека. Таким образом, системы локального позиционирования с использованием радиотрансиверов могут быть использованы для отслеживания местоположения персонала, пациентов и техники на территории медицинского учреждения, без особого риска для здоровья людей.

Во многих крупных медицинских учреждениях пациенты постоянно сталкиваются со сложностями в поиске процедурных кабинетов и палат. Большое количество корпусов, коридоров и переходов усложняет навигацию и заставляет больных тратить много лишнего времени на передвижение к нужному помещению. Аналогичная ситуация возникает у персонала, который не всегда успевает выполнять постоянное наблюдение за больными и своевременно приходить в палату для оказания неотложной помощи. Для решения выше перечисленных проблем могут быть применены ЛСП на базе технологии Wi-Fi. Преимуществами этой технологии являются дешевизна и распространенность станций доступа и мобильных устройств, способных выполнять задачу метки. Существующими системами локального позиционирования на базе технологии Wi-Fi являются сервисы подобные Google Indoor Navigation от компании Google. Однако, при необходимости

достижения повышенной точности следует использовать более сложные, с точки зрения организации инфраструктуры, системы на базе технологий UWB или Bluetooth. Одним из преимуществ ЛСП на базе радиотрансиверов является их способность передавать дополнительную информацию от метки к базовой станции. Следовательно, если оснастить портативное устройство объекта средствами измерений медицинского назначения, то такая система сможет давать информацию не только о местоположении человека, но и о состоянии его здоровья.

Применение систем локального позиционирования на базе радиотрансиверов может повысить безопасность и удобство посещения медицинского учреждения как для пациентов, так и для персонала.

Библиографический список

1. Кокорева Е.В., Костюкович А.Е., Дошинский И.В. Оценка погрешности измерений местонахождения абонента в сети Wi-Fi // Программные системы и вычислительные методы, 2019. – № 4. – С. 30-38.
2. Вахрушева А.А. Технологии позиционирования в режиме реального времени // Вестник СГУГиТ, 2017. – Т. 22. – № 1. – С. 170-177.
3. И. В. Пospelova, Д. С. Брагин, И. В. Черепанова, В. Н. Серебрякова. «Оптические технологии локального позиционирования в здравоохранении. (аналитический обзор)». Программные системы: теория и приложения, 2020, 11:3(46), с. 133–151.
4. Радиочастотные технологии локального позиционирования в здравоохранении / Д. С. Брагин, И. В. Пospelova, И. В. Черепанова, В. Н. Серебрякова // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2020. Т. 23, № 3. С. 62–79.
5. Рекомендация МСЭ-R SM.1755. Характеристики сверхширокополосной технологии. URL: <https://studylib.ru/doc/3760992/1-terminy-i-opredeleniya-dlya-sverhshirokopolosnyh>
6. «Электромагнитные поля и общественное здравоохранение: мобильные телефоны.», Всемирная организаци здравоохранения, статья от 8 октября 2014. URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/electromagnetic-fields-and-public-health-mobile-phones>

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА

УДК 621.383

ПРЕЦИЗИОННОЕ ФОТОПРИЁМНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ

Е.И. Чернов

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

Рассмотрена и проанализирована функциональная схема прецизионного фотоприёмного устройства, предназначенного для информационно-измерительных систем. Показано, что в описанном устройстве исключены погрешности, обусловленные напряжениями смещения на выходах операционных усилителей, а также их температурными и временными дрейфами.

Ключевые слова: фотоприёмное устройство, погрешность, фототок, операционный усилитель.

PRECISION PHOTODETECTOR FOR INFORMATION AND MEASUREMENT SYSTEMS

E.I. Chernov

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

The functional scheme of a precision photodetector designed for information and measurement systems is considered and analyzed. It is shown that errors caused by bias voltages at the outputs of operational amplifiers, as well as their temperature and time drifts, are excluded in the described device.

Keywords: photodetector, error, photocurrent, operational amplifier.

Разработка и эксплуатация современных информационно-измерительных систем, имеющих в своём составе фотоприёмные устройства (ФПУ), предъявляют высокие требования к их характеристикам, в частности, к отсутствию на выходе ФПУ напряжения смещения с его температурным и временным дрейфом. На рис. 1 представлена функциональная схема ФПУ, свободного от этих недостатков.

Фотоприёмное устройство включает в себя фотодиод 1, операционные усилители 2, 3, резисторы 4, 5, коммутатор 6 с ключами 61,62,63,64, блок управления 7, аналоговый сумматор 8, входной блок 9.

В качестве блока управления 7 может быть использован микроконтроллер.

Блок 9 может иметь разное исполнение. На рис.1 блок 9 содержит конденсатор 91, резистор 92, ключи 93,94, аналоговый сумматор 95, фильтр нижних частот 96.

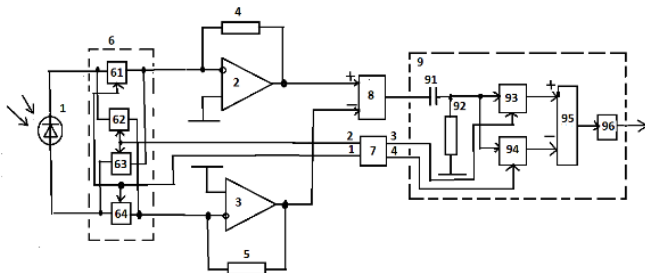


Рис. 1 – Функциональная схема прецизионного ФПУ

Фотоприёмное устройство работает следующим образом. С выходов 1, 2 блока управления 7 на управляющие входы ключей коммутатора 6 подаются управляющие сигналы в виде противофазных меандров. В зависимости от этих сигналов можно выделить два периодически повторяющихся рабочих такта. Во время первого такта ключи 61, 64 замкнуты, а ключи 62, 63 разомкнуты. При этом катод фотодиода 1 подключен к инвертирующему входу усилителя 2, а анод – к инвертирующему входу усилителя 3. На выходах усилителей 2, 3 формируются напряжения

$$U_{21}=gF_1R_4 + U_{см2}, \quad U_{31}=-gF_1R_5 + U_{см3}, \quad (1)$$

где g - токовая чувствительность фотодиода 1, F_1 – поток излучения, падающий на входное окно фотодиода во время первого такта, R_4, R_5 – сопротивления соответственно резисторов 4,5, $U_{см2}, U_{см3}$ – напряжения смещения на выходах соответственно усилителей 2,3, вызванные собственными напряжениями смещения операционных усилителей и их входными токами, протекающими соответственно через резисторы 4,5.

Во время первого такта на выходе сумматора 8 формируется напряжение

$$U_{81}= U_{21}- U_{31}=gF_1(K_+R_4 + K_-R_5) + (U_{см2} - U_{см3}), \quad (2)$$

где K_+, K_- - коэффициенты передачи сумматора 8 соответственно по входам «+» и «-».

Во время второго такта ключи 61, 64 коммутатора 6 размыкаются, а ключи 62, 63 замыкаются. При этом анод фотодиода 1 подключается к инвертирующему входу усилителя 2, а катод- к инвертирующему входу усилителя 3. На входах усилителей 2, 3 и сумматора 8 формируются напряжения:

$$U_{22}=-gF_2R_4 + U_{см2}, \quad U_{32}=gF_2R_5 + U_{см3}, \quad U_{82}=-gF_2(K_+R_4 + K_-R_5) + (U_{см2} - U_{см3}), \quad (3)$$

где F_2 – поток излучения, падающий на входное окно фотодиода во время второго такта.

Как следует из выражений (2), (3) напряжение на выходе сумматора 8 состоит из двух составляющих – переменной, зависящей от светового потока

и постоянной. При прохождении выходного сигнала сумматора 8 через разделительный конденсатор 91 выходного блока 9 постоянная составляющая пропадает. Во время первого такта с выхода (3) блока управления 7 на управляющий вход ключа 93 подаётся импульс, замыкающий этот ключ. Ключ 94 при этом разомкнут. Во время второго такта управляющий импульс с выхода (4) блока управления 7 поступает на управляющий вход ключа 94. Ключ 94 при этом замкнут, а ключ 93 разомкнут. На выходе сумматора 95 формируется сигнал одной полярности. При прохождении через фильтр нижних частот 96 выделяется постоянная составляющая, пропорциональная входному световому потоку, падающему на фотодиод 1. Следует отметить, что импульсы с выходов 3, 4 блока управления 7 по длительности короче импульсов с выходов 1, 2 этого же блока и не захватывают области, соответствующие переходным процессам, обусловленными переключением ключей коммутатора 6. Благодаря этому в устройстве отсутствуют коммутационные помехи.

Фотоприёмное устройство позволяет регистрировать слабые световые потоки в широком температурном диапазоне с минимальными погрешностями.

Библиографический список

1. Патент на изобретение № 2800159. Фотоприёмное устройство. Патентообладатель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Рязанский государственный радиотехнический университет». Автор: Чернов Е.И.. Заявка №2022132774. Приоритет изобретения 13.12.2022. Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации 19.07.2023. Срок действия патента истекает 13.12.2042.

УДК 681.75; 615.47

ДВУХКАНАЛЬНЫЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФ С АВТОМАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМОЙ ОККЛЮЗИИ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

М. Шапорева

Научный руководитель – А.А. Аристов, кандидат технических наук, доцент ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет», г. Томск

Рассматривается устройство для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, работа которого основана на принципе окклюзионной фотометрии, а также представлена структурная схема данного устройства.

Ключевые слова: *фотоплетизмография, окклюзия, пульсовая кривая.*

TWO-CHANNEL PHOTOPLETYSMOGRAPHER WITH AUTOMATIC FOREARM OCCLUSION SYSTEM

M. Shaporeva

Scientific supervisor – A.A. Aristov, candidate of technical sciences, associate professor

The National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk

A device for diagnosing diseases of the cardiovascular system, the operation of which is based on the principle of occlusion photometry, is considered, and a structural diagram of this device is also presented.

Key words: *photoplethysmography, occlusion, pulse curve.*

Метод фотоплетизмографии уже давно применяется для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, однако применение в этом методе венозной и сосудистой окклюзии не распространено. Окклюзионная фотоплетизмография направлена на регистрацию объемных параметров гемодинамики в определенном участке тела при окклюзии венозных сосудов. Этот метод определяет гидродинамические параметры сердечно-сосудистой системы, например, объемная скорость кровотока, венозный тонус и емкость [2].

Функциональная нагрузка с использованием окклюзионной пробы является основным методом для стимуляции потокозависимой дилатации сосудов и оценки реактивной гиперемии в клинических исследованиях [1]. Этот подход предполагает временное повышение давления в манжете выше систолического уровня, что приводит к полной блокировке как артериального притока, так и венозного оттока. После снижения давления и снятия окклюзии происходит резкое увеличение скорости кровотока [1]. В это время напряжение сдвига и ишемия, вызванные окклюзией, являются главными стимулами для развития потокозависимой дилатации и реактивной гиперемии.

На основе полученных количественных данных можно делать выводы о состоянии эндотелия сосудов и его функции. Это позволяет оценить риск развития различных заболеваний. В их число входит сахарный диабет различных типов, ранний атеросклероз, ишемическая болезнь сердца, инсульт и другие.

В общем виде принцип работы существующих фотоплетизмографов соответствует принципу работы пульсоксиметров, которые получили широкое распространение в период пандемии. Исследования в области разработки двухканальных фотоплетизмографов с системами окклюзии осуществлялись, однако данные приборы не получили широкого применения в медицинской практике.

Основной задачей данного исследования является разработка двухканального фотоплетизмографа с автоматической системой окклюзии предплечья, который позволит фиксировать и выводить пульсовую кривую

на экран компьютера. Анализ полученной кривой дает возможность выявить или предупредить заболевания сердечно-сосудистой системы.

На рис. 1 представлена структурная схема разрабатываемого фотоплетизмографа.

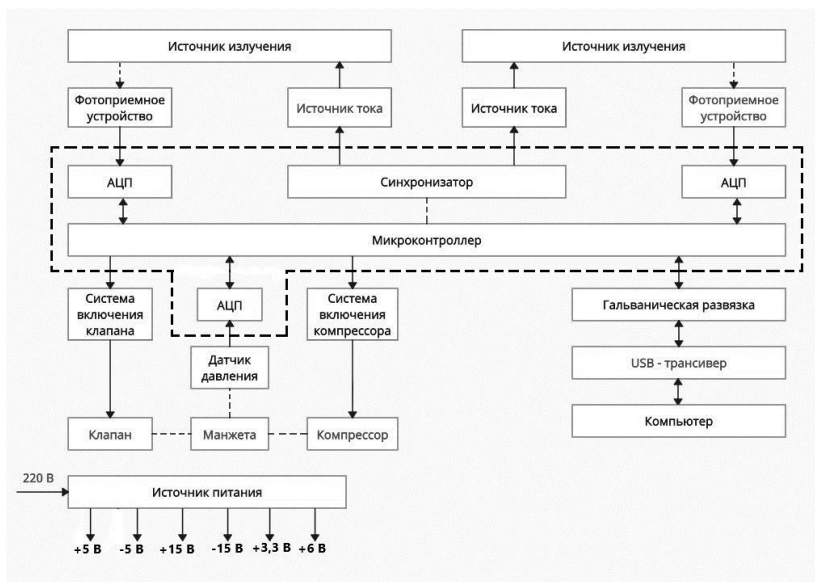


Рис. 1 – Структурная схема разрабатываемого двухканального фотоплетизмографа с автоматической системой окклюзии

На структурном уровне разрабатываемое устройство состоит из трех крупных блоков: фотоприемного блока, окклюзионного блока и блока обработки сигнала.

В качестве источника излучения в разрабатываемом устройстве будут использоваться красный и инфракрасный светодиоды или лазерные диоды. На этапе практической разработки будут построены схемы с обоими вариантами источников излучения, и проведен сравнительный анализ для выявления преимуществ и недостатков обоих вариантов.

Сигнал от источника излучения, проходя через исследуемый объект, поглощающий излучение (в данном исследовании предполагается использовать датчики, прикрепляющиеся на пальцы рук), поступает на фотодиод (фотоприемное устройство), при помощи которого осуществляется преобразование оптического сигнала в напряжение. После этого полученный сигнал усиливается и обрабатывается схемой фильтрации. Для того, чтобы обеспечить необходимый уровень яркости и стабильности свечения светодиодов они подключаются к управляемому источнику стабильного тока, подающего импульсный ток на излучатели. При помощи регулировки

амплитуды тока осуществляется настройка яркости излучаемого светодиодом потока.

После того, как оптический сигнал преобразуется в электрическое напряжение, он направляется на аналого-цифровой преобразователь (АЦП), где аналоговое напряжение преобразуется в цифровой сигнал, что в дальнейшем дает возможность использования компьютера для обработки и анализа полученного сигнала.

Для управления устройством используется микроконтроллер с встроенным синхронизатором (источником тактовой частоты) и несколькими каналами АЦП. Синхронизатор необходим для связанной работы обоих каналов фотоплетизмографа, а также согласования окклюзионного процесса с процессом регистрации оптического сигнала.

Цифровой сигнал обрабатывается самим микроконтроллером для отправки на компьютер через USB-трансивер.

Как было описано выше, микроконтроллер также согласует работу окклюзионного блока. Окклюзионный блок представлен схемами управления компрессором и клапаном сброса давления в окклюзионной манжете. Датчик давления регистрирует показатель давления, нагнетаемого в манжету компрессором. Микроконтроллер контролирует процесс нагнетания, и при достижении необходимого уровня давления в манжете, запускает процесс стравливания его из манжеты при помощи клапана. Управление микроконтроллером окклюзионным блоком также осуществляется через встроенные каналы аналого-цифрового и цифро-аналогового преобразователей.

Питание устройства осуществляется от соответствующего комплексного источника питания. Так как предполагается использовать компьютер для обработки и анализа пульсовой кривой, в устройство включен блок гальванической развязки.

Описанная структурная схема позволит спроектировать двухканальный фотоплетизмограф с автоматической системой окклюзии предплечья, который можно будет использовать для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, благодаря анализу получаемой пульсовой кривой. В данный момент проводится макетирование блоков структурной схемы устройства.

Библиографический список

1. Кузнецов В.И., Тараканов С.А., Рыжаков Н.И. Технологии машинного зрения в окклюзионной плетизмографии / В.И. Кузнецов, С.А. Тараканов, Н.И. Рыжаков // Бюллетень сибирской медицины. – 2013. – Т. 12. – №3. – с. 117 – 120.
2. Сагайдачный А. А. Окклюзионная проба: методы анализа, механизмы реакции, перспективы применения. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2018;17(3):5–22. Doi: 10.24884/1682-6655-2018-17-3-5-22.

ВЫБОР ФОРМЫ КЮВЕТЫ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ТИПИРОВАНИЯ КРОВИ ФОТОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

А.А. Аристов, Ю.Н. Ворончихина, Ю.А. Розенбаум, Д.С. Серпенев
ФГАОУ ВО Национальный исследовательский Томский
политехнический университет, г. Томск

Рассмотрены три разные формы кювет, которые могут быть использованы для проведения типирования крови фотометрическим методом. Обоснован выбор одной из форм.

Ключевые слова: кювета, группы крови, фотометрический метод, капельные пробы, агглютинаты.

CHOICE OF CUVETTE SHAPE FOR BLOOD TYPING BY PHOTOMETRIC METHOD

A.A. Aristov, Y.N. Voronchikhina, Y.A. Rosenbaum, D.S. Serpenev
National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk

Three different forms of cuvettes, which can be used for blood typing by photometric method, are considered. The choice of one of the forms is justified.

Key words: cuvette, blood types, photometric method, drop samples, agglutinates.

Группа крови – это генетически определенное, не меняющееся в течение жизни сочетание антигенов на поверхности эритроцитов [1]. Определение группы крови – важный анализ, без которого невозможно проведение сложных операций, донорство, трансплантация органов. В настоящее время активно внедряются автоматизированные анализаторы для определения группы крови [2]. Нами изучается метод оценки процесса агглютинации эритроцитов для определения группы крови человека, основанный на фотометрии капельных образцов с использованием вибрации в кювете [3].

Метод фотометрии капельной пробы заключается в следующем: капельный образец анализируемой крови помещается на прозрачную горизонтальную гидрофобную поверхность – кювету; капельный образец освещается световым потоком с помощью светодиода, а интенсивность светового потока, проходящего через каплю, регистрируется с помощью фотодиода (рис.1). Интенсивность светового потока, попадающего на фотоприемник, определяется оптическими свойствами просвечиваемого образца и меняется с течением времени в зависимости от процессов, протекающих в капельной пробе. В случае изучения процесса специфической геммагглютинации при типировании крови увеличение прозрачности среды наблюдается вследствие уменьшения дисперсности среды при образовании эритроцитарных агглютинатов (выпавших в осадок частиц, образовавшихся при взаимодействии антигена со специфическим антителом [1]).

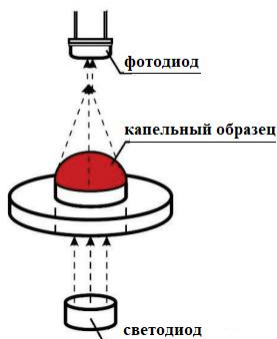


Рис. 1 – Схема реализации метода фотометрирования капельной пробы

Из описания метода следует, что одной из важных задач, помимо прочих, является выбор формы кюветы, на которой будет располагаться капельный образец крови.

Для того чтобы выбрать наиболее подходящую кювету, были проведены эксперименты и проанализированы графики зависимости напряжения от времени при наличии агглютинации в рассматриваемых кюветках. Прибор, на котором проводились эксперименты, описан в [4]. Приведем краткое описание установки: кюветы с образцами крови и реактивами помещаются, согласно схеме, изображенной на рис.1, на вибрирующую платформу, где происходит перемешивание капли с частотой 25 Гц. В течение заданного времени (около трех минут) регистрируется световой поток, проходящий через каплю (диаметр светового потока приблизительно равен диаметру основания капли). Все данные обрабатываются в компьютерной программе, где строится кривая зависимости напряжения от времени.

Форма кюветы должна соответствовать следующим основным требованиям:

1. При заданной вибрации капля должна сохранять форму сферы, а также капля не должна растекаться;
2. В случае образования агглютинатов изменение величины светового потока через каплю должно быть максимально (светопропускание оценивается по напряжению, полученному с фотоэлектрического преобразователя).

Для выбора наиболее подходящей формы кюветы, предназначенной для определения группы крови фотометрическим методом, были экспериментально исследованы кюветы разных форм (рис.2). Изначально использовалась плоская кювета (рис.2, а), которая была не совсем подходящей, т.к. в центре капли после перемешивания оставалось достаточно много агглютинатов, вследствие чего наблюдалось или небольшое изменение величины светового потока, или требовалось много времени для достижения максимального светопропускания (рис.3, кювета №1). Для устранения этого

недостатка были предложены две другие формы кюветы: с цилиндрическим выступом (рис.2, б) – предполагалось, что в данном случае агглютинаты будут собираться по периферии капли, а на месте выступа останется просветление, которое будет зафиксировано фотоприемником; со сферическим углублением (рис.2, в) – здесь предполагалось, что, наоборот, агглютинаты соберутся в середине капли, а периферия капли освободится, и просветление по краям капли будет считано фотоприемником.

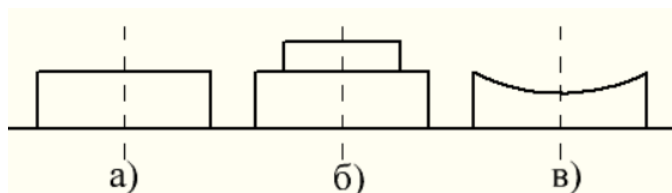


Рис. 2 – Изображение кювет разных форм (а – плоская №1), б – с цилиндрическим выступом (№2), в – со сферическим углублением (№3)

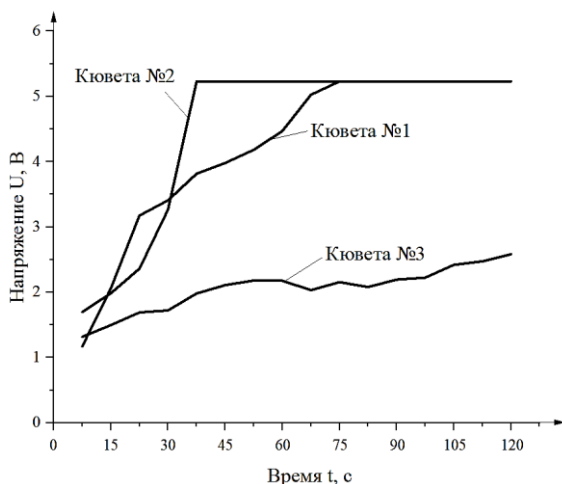


Рис. 3 – Графики зависимости напряжения от времени для разных кювет

По результатам проведённых экспериментов по внешнему виду распределения агглютинатов в капле после перемешивания и по графикам зависимости напряжения от времени (рис.3) о кюветах можно сделать следующие выводы:

1. В кювете №1 агглютинаты перераспределяются по всей поверхности капли, в том числе в середине капли остается достаточно много агглютинатов, поэтому требуется относительно много времени для достижения максимального значения напряжения (как и было отмечено ранее).

2. В кювете №2 агглютинаты собираются по периферии капли, а на месте выступа в середине останется просветление, за счет которого относительно быстро увеличивается сигнал с фотоприемника (как и предполагалось).

3. В кювете №3 агглютинаты собираются в середине капли, периферия капли освобождается, при этом просветление по краям капли считается фотоприемником слабо. Это происходит вследствие того, что световой поток проходит через центр капли, а излучение, проходящее через периферию капли, не полностью попадает на фотоприемник.

Заметно, что форма кюветы значительно влияет на результаты исследования. Из проведенных экспериментов ясно, что худшей формой для эксперимента является кювета со сферическим углублением (№3), так как наблюдается наименьшая разность начального и конечного напряжения. Лучшей формой кюветы считается форма с цилиндрическим выступом (№2), так как существует наибольшая разность начального и конечного напряжения. Что касается плоской кюветы (№1), то в случае её использования также может наблюдаться значительная разность начального и конечного напряжения, но достижение максимального напряжения происходит медленнее, чем в случае использования кюветы №2.

Таким образом, для дальнейших исследований была выбрана кювета №2 вследствие простоты её изготовления, отображения лучшего результата процесса агглютинации, наименьшего времени для достижения максимального напряжения.

Библиографический список

1. Белобородов, В.А., Кельчевская Е.А. Переливание крови и её компонентов : учеб. пособие. Иркутск : ИГМУ, 2020. 87 с.
2. Маломгре В., Ноймайстер Б. Современные и будущие тенденции в типировании групп крови // Аналитическая и биоаналитическая химия. - 2009. – Том 393. – № 5. – с. 1443-1451.
3. Разработка автоматизированного метода оценки процесса агглютинации эритроцитов для определения группы крови человека / А.А. Аристов, Ю. А. Розенбаум, Г.С. Евтущенко // Медицинская техника. – 2021. - №5. – с. 19-23.
4. Development of a Blood Typing Device / D.S.Serpenev, J.N. Voronchikhina, J.A. Rosenbaum, A.A. Aristov, G.S. Evtushenko // 2023 IEEE 24th International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (EDM), 2023. – p. 1290-1293.

УДК 621.317.616

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ РАССЕЯННОГО СКЛЕРОЗА

А.Е. Гапаненок, К.Н. Болсунов

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

Представлены достоверно значимые изменения показателей сенсорного восприятия, характеризующие ранние стадии развития процесса демиелинизации нервных волокон, обуславливающего возникновение рассеянного склероза. Предложена биотехническая методика ранней диагностики рассеянного склероза, базирующаяся на комплексной оценке изменений ряда характеристик зрительного и слухового восприятия, а также моторных функций организма, на основе данной биотехнической методики предложена структура биотехнической системы диагностического назначения.

Ключевые слова: *рассеянный склероз, ранняя диагностика, биотехническая методика, сенсорное восприятие, моторные функции, демиелинизация нервных волокон.*

BIOTECHNICAL SYSTEM FOR 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

Significantly significant changes in sensory perception indicators are presented, characterizing the early stages of the development of the process of demyelination of nerve fibers, causing the occurrence of multiple sclerosis. A biotechnical technique for early diagnosis of multiple sclerosis is proposed, based on a comprehensive assessment of changes in a number of characteristics of visual and auditory perception, as well as motor functions of the body, on the basis of this biotechnical technique, the structure of a biotechnical diagnostic system is proposed.

Key words: *multiple sclerosis, early diagnosis, biotechnical technique, sensory perception, motor functions, demyelination of nerve fibers.*

Актуальность

На данный момент одной из наиболее распространенных групп заболеваний являются заболевания центральной нервной системы. Это одни из самых сложных и трудно поддающихся лечению заболеваний поскольку ЦНС – это сложная структура, которая пронизывает все органы и ткани нашего тела. Одним из наиболее распространенных заболеваний ЦНС

является рассеянный склероз, сложное хроническое демиелинизирующее и прогрессирующее заболевание. По распространенности среди неврологических заболеваний РС занимает четвертое место после инсультов, эпилепсии и паркинсонизма, а в молодом возрасте – второе место после эпилепсии [1]. В последнее время отмечается неуклонная тенденция к росту заболеваемости РС, а также омоложение данного контингента больных. Данное заболевание трудно поддается лечению, но при обнаружении его на начальной стадии можно значительно купировать неврологические нарушения тем самым замедлить его течение и прогрессирование, что поможет улучшить качества жизни пациента и увеличить период ремиссии. При рассеянном склерозе это является основной задачей лечения. А для того чтобы обнаружить заболевание на стадии его зарождения необходима разработка и внедрение современных инструментальных методов раннего выявления данного заболевания.

Разрабатываемая биотехническая система повысит эффективность выявления рассеянного склероза на ранних стадиях его возникновения за счет комплексной оценки сенсорных характеристик пациента.

Диагностические признаки РС

Так как рассеянный склероз характеризуется наличием рассеянных по всей центральной нервной системе без определённой локализации очагов склероза, то есть замены нормальной нервной ткани на соединительную. Он имеет большое количество разнообразных клинических симптомов.

К наиболее типичным симптомам РС относятся: спастические парезы мышц конечностей, ретробульбарный неврит, стволовые и мозжечковые симптомы (диплопия, нистагм, головокружение, тошнота, шаткость походки, межъядерная офтальмолегия), расстройства чувствительности, нарушение функций тазовых органов (нарушение мочеиспускания, дефекации и сексуальная дисфункция).

С меньшей частотой встречаются: когнитивные расстройства, поражение бульбарной группы черепных нервов (дизартрия, дисфагия), вегетативные нарушения, синдром «беспокойных ног», диссомния [2].

На наш взгляд для ранней диагностики РС наиболее интересен комплекс симптомов, связанных с поражением черепных нервов, а также двигательными и координационными нарушениями.

Основные симптомы, которые отмечают у большей части больных это симптомы, связанные с поражением черепных нервов. Наиболее часто наблюдается поражение глазодвигательного, тройничного, отводящего и лицевого нервов, реже - бульбарной группы нервов.

Одним из наиболее частых проявлений поражения бульбарной группы нервов является снижение остроты зрения, возникает слепота или скотома (слепой участок в поле зрения) и изменение полей зрения из-за ретробульбарного неврита (острое воспаление зрительного нерва). Особенно характерно для ретробульбарного неврита при РС выпадение центральных

полей зрения (центральная скотома). Также могут наблюдаться проявления диплопии (двоения в глазах) [3,4].

Характерными симптомами нарушения вестибулярного аппарата при РС являются головокружение и нарушение равновесия при ходьбе.

Нарушение слуха при РС диагностируется несколько реже, а именно тогда, когда очаги демиелинизации локализируются в самом слуховом нерве, в области ядер VIII пары черепных нервов в ромбовидной ямке, в нижних холмах четверохолмия и медиальных коленчатых телах. В таком случае характерна двусторонняя высокочастотная (в диапазоне 4-8 кГц) нейросенсорная тугоухость с повышением порогов восприятия ультразвука [5].

Также для рассеянного склероза характерны нарушения связанные с поражениями проводников мозжечка. Такие как статическая и динамическая атаксия (нарушение согласованности движений), дисметрия (утрата чувства расстояния, соразмерности и точности двигательных актов), гиперметрия (отсутствия меры в движениях), асинергия, интенционное дрожание, скандированная речь и макрография [3].

Для постановки пациенту такого диагноза как рассеянный склероз необходимо наличие как минимум двух характерных симптомов для этого нужна одновременная комплексная оценка нескольких показателей состояния организма.

Существующие методы диагностики РС

На сегодняшний день в медицине существует два основных инструментальных метода диагностики рассеянного склероза: МРТ головного и спинного мозга, до и после внутривенного контрастирования и исследование вызванных потенциалов (зрительных, слуховых и соматосенсорных).

Основной параклинический метод диагностики РС - магнитнорезонансная томография головного и спинного мозга. В режиме T2-взвешенных изображений выявляются характерные гиперинтенсивные очаги, размером обычно от 3 мм и более, овоидной формы, часто сливные, соответствующие зонам демиелинизации в головном мозге. Наиболее типичная локализация очагов - перивентрикулярно, в мозолистом теле с характерным распространением очагов из мозолистого тела в белое вещество («пальцы Доусона»), в стволе мозга, мозжечке, спинном мозге и зрительных нервах. Важным диагностическим признаком РС является «диссеминация процесса в пространстве» – выявление гиперинтенсивных очагов сразу в нескольких зонах ЦНС. С целью определения активности воспалительного процесса проводится МРТ с внутривенным контрастированием. В настоящее время МРТ-исследование является ведущим методом, который подтверждает диагноз рассеянного склероза, позволяя обнаружить очаги демиелинизации. МРТ также используется для оценки состояния в динамике, скорости прогрессирования заболевания.

Важным при установлении диагноза РС является проведение офтальмологического исследования с целью определения характерных признаков поражения органа зрения.

Еще одним, не менее значимым методом диагностики является регистрация вызванных потенциалов. При помощи данного метода можно судить о функциональном состоянии нервной системы, измеряя при помощи электродов электрическую активность нервного волокна[6].

Предлагаемая комплексная оценка набора проявлений симптомов со стороны сенсорных систем для диагностики

В качестве диагностически значимых признаков ранней стадии развития РС нами предлагается использовать комплексную оценку результатов анализа сохранности ряда зрительных, слуховых и моторных функций организма.

Для оценки сохранности зрительных функций наиболее целесообразно, с нашей точки зрения, воспользоваться таким методом как компьютерная визоконтрастометрия.

Данный метод объединяет большую группу практических методик и технических средств измерения пространственных модуляционных передаточных функций зрительной системы человека. Этот метод позволяет провести анализ пространственно-частотной полосы пропускания, как всей зрительной системы, так и ее отдельных частей, представить характер информации, передаваемой по отдельным каналам в системе глаз-мозг, косвенным путем установить качество восприятия изображений нормальной и патологически измененной зрительной системы [4]. Данные исследования могут проводиться как бинокулярно, так и монокулярно – отдельно для левого и правого глаза.

Для оценки сохранности характеристик слухового анализатора предполагается использовать метод тональной пороговой аудиометрии с несколько расширенным по сравнению со стандартными исследованиями диапазоном частот. Целесообразно проводить исследования порога слышимости – минимальной интенсивности звука заданной частоты, которую может уловить обследуемый. Данные измерения осуществляются моноурально последовательно для левого и правого каналов слухового восприятия на частотах: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 5000, 6000, 8000, 10000 Гц.

В качестве метода оценки сохранности моторных функций организма предлагается использовать разновидность зрительно-моторного теста, основанного на активно-манипуляторном методе исследования.

В ходе выполнения тестовой процедуры реализуется вариант управляющего движения по типу слежения с преследованием. Тестовое задание, предъявляемое испытуемому, заключается в необходимости динамического управления местоположением тест-объекта на экране монитора в соответствии с сформулированным заданием. Траектория и требуемые скорость и допустимая точность перемещения тест-объекта

задаются эталонным образцом. Пользователь, управляя специальным манипулятором, имеющим несколько степеней свободы, с помощью доминантной или недоминантной руки, обеспечивает динамику изменения положения тестового объекта в пространстве игровой сцены.

Качество выполнения теста, определяется степенью скоординированности движений верхних конечностей испытуемого (пациента) и оценивается сравнением точности совпадения реальной траектории перемещения тест-объекта с ее эталонным значением (с учетом допустимого диапазона отклонений, установленного заранее)..

При наличии хотя бы двух из трех приведенных выше признаков поражения сенсорных систем организма (зрительного и/или слухового анализаторов и/или моторных функций организма) необходима консультация невролога и проведение магнито-резонансной томографии головного мозга.

Структура биотехнической системы

Разрабатываемая биотехническая система состоит из трех блоков: блок для проведения визоконтрастометрии, для проведения тональной пороговой аудиометрии и блок для оценки сохранности моторных функций.

В первом блоке будут использованы следующие технические средства воздействия: видео и аудио, во втором технические средства регистрации ответной реакции а в третьем технические средства изучения тактильной чувствительности.

Также в системе существует два дополнительных модуля: модуль проверки монитора (для визоконтрастометрических исследований и модуль для проверки акустических стимулов.

Для лучшего качества визоконтрастометрического исследования предполагается использовать специальный монитор на ЭЛТ.

Библиографический список

1. Ульянова О.В. Молодой учёный.// Рассеянный склероз – актуальная неврологическая проблема XXI века. 2016г. № 15 (119). 34-42-с. URL: file:///C:/Users/5270_1/Downloads/moluch_119_ch6_1.pdf
2. М. А. Барабанова, Е. М. Иванова, О. В. Стоянова, Т. А. Петропавловская, Г. Г. Музлаев, И. А. Никитина, В. К. Арутюнова // Кубанский научный медицинский вестник. 2012г., вып.№5 (134). С.107-110. URL: file:///C:/Users/5270_1/Downloads/kliniko-nevrologicheskie-proyavleniya-rasseyannogo-skleroza.pdf
3. ПРОБОЛЕЗНИ. URL: <https://probolezny.ru/rasseyannyi-skleroz/> (дата обращения: 19.10.2023)
4. Бофанова Н.С., Ермолаева А.И., Баранова Г.А. Рассеянный склероз: учебное пособие. Пенза. 2017г..70 с. URL: https://dep_ninh.pnzgu.ru/files/dep_ninh.pnzgu.ru/rasseyannyi_skleroz_2017_up.pdf
5. И.А. Завалишин, М.Н. Захарова, Н.С. Алексеева, Л.Ш. Аскарова, Б.Д. Джамантаева // Атмосфера. Нервные болезни. 2005г., вып.№1. С. 44-47. URL: URL: file:///C:/Users/5270_1/Downloads/ostroe-narushenie-sluha-pri-rasseyannom

-skleroze.pdf

6. Рассеянный склероз. URL: https://dep_pediatr.pnzgu.ru/files/dep_pediatr.pnzgu.ru/rasseyannyi_skleroz.pdf (дата обращения: 19.10.2023).

УДК 621.396

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОТЛАДОЧНОЙ ПЛАТЫ STM32F746G-DISCO ДЛЯ ПРОТОТИПИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВ МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ

С.А. Цурков, В.В. Зива, А.С. Данилова
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский университет аэрокосмического
приборостроения», г. Санкт-Петербург

В данной статье рассмотрены технические и функциональные возможности отладочной платы компании STMicroelectronics STM32F746G-DISCO для прототипирования устройств мониторинга здоровья.

Ключевые слова: STM32, микроконтроллеры, мониторинг здоровья.

USING THE STM32F746G-DISCO EVOLUTION BOARD FOR PROTOTYPING HEALTH MONITORING DEVICES

S.A. Tsurkov, V.V. Ziva, A.S. Danilova
St. Petersburg University of Aerospace Instrumentation, St. Petersburg

This article discusses the technical and functional capabilities of the STM Electronics STM32F746G-DISCO development board for prototyping health monitoring devices.

Key words: STM32, microcontrollers, health monitoring.

Создание собственного проекта, использующего микроконтроллер, можно разбить на три этапа:

- 1) разработка принципиальной электрической схемы управляемого устройства;
- 2) выбор контроллера и языка программирования
- 3) создание/отладка кода программы микроконтроллера для управления устройством.

При разработке принципиальной электрической схемы необходимо точно определить номинальные значения токов и напряжений, а также выбрать соответствующие электрические и электронные компоненты для корректной работы переходных процессов в различных участках цепи. Следует отметить, что создание и монтаж схемы требуют значительного времени и представляют сложность для людей без глубоких знаний в области электроники и электротехники.

На следующем этапе разработки проекта следует выбрать контроллер и

язык программирования. Сегодня существует широкий выбор микроконтроллеров, подходящих для решения различных задач. Для того, чтобы изначально правильно выбрать контроллер, разработчику следует взвесить, оценить свой проект по некоторым критериям:

- 1) Необходимые интерфейсы для работы и их количество;
- 2) Скорость работы контроллера для решения необходимых задач;
- 3) Объем памяти необходим для написания и хранения кода программы и многое другое.

После этого следует изучить техническую документацию микроконтроллера и понять, где расположены различные интерфейсы и как подключить процессор к уже существующей электрической схеме, которой предстоит управлять контроллером.

Следующим этапом является написание программы, которое обычно является самым трудоемким и сложным. Контроллеры обычно поддерживают несколько языков программирования, и для каждого языка существуют различные среды программирования. Некоторые радиолюбители предпочитают контроллеры Atmel, но для более сложных задач следует обратить внимание на контроллеры STMicroelectronics, Texas Instruments, Intel, Microchip и других производителей. После выбора контроллера можно изучать среду разработки для данного процессора и писать код программы

Одним из способов упростить процесс создания нового проекта на базе микроконтроллера как по уровню сложности, так и по затраченному времени, является использование отладочных плат. Данные платы существуют у всех компаний, которые производят контроллеры.

Использование отладочных плат является одним из способов упрощения процесса создания проекта на базе микроконтроллера. Отладочная плата представляет собой комплексное решение от производителя контроллера, предназначенное для упрощения разработки проекта и отладки программного обеспечения. Обычно на таких платах размещен сам микроконтроллер с разведенными пинами ввода/вывода, а также различные интерфейсы, ЦАП, АЦП, Ethernet, сенсорный дисплей, энергонезависимая память и другие компоненты в зависимости от возможностей контроллера. Таким образом, разработчик получает готовое устройство для написания и отладки программного обеспечения с необходимым набором периферии. В таком случае нет необходимости паять или подбирать электронные компоненты, что значительно экономит время на первом этапе. После написания и полной отладки программного кода можно перенести проект на конечную плату. Отладочная плата может служить примером для создания конечной платы - достаточно приобрести такие же или аналогичные компоненты и соединить их согласно известной схеме.

Обратим внимание на отладочную плату производства STMicroelectronics, STM32F746G-DISCO. Данный контроллер представляют собой мощное решение для создания сложного проекта. Главные преимущества STM32 — это богатый набор функционала при достаточно низкой цене. На данный

момент из доступных контроллеров является серия F7 с максимальной тактовой частотой 200 МГц. Количество поддерживаемых интерфейсов намного превышает любую Atmega за такую же цену. Именно поэтому данные контроллеры все больше находят свое применение в производстве. Благодаря большому количеству периферии и интересам, любой проект можно легко модифицировать, расширить без каких-либо проблем.

Отладочная плата STM32F746G-DISCO создана для демонстрации и разработки проектов на платформе ARM Cortex-M7, которая базируется на микроконтроллере STM32F746NGH6. Данный контроллер поддерживает 4 I2C, 6 SPI с тремя I2S интерфейсами, SDMMC, 4 USART, 4 UART, 2 CAN, три 12-битных АЦП, два 12-битных ЦАП, 2 SAI, 8–14-битные модули цифровых камер, внешнюю 320+16+4 Кб SRAM и 1 Мб Flash-памяти, USB OTG HS и FS, Ethernet MAC, FMC interface, внутрисхемный отладчик. Данная плата DISCO содержит в себе все необходимое для быстрого начала работы и разработки приложений.

Огромный выбор аппаратных возможностей на отладочной плате помогает разработчику оценить практически все периферийные устройства (USB OTG HS и FS, 10/100-Mbit Ethernet, microSD карта, USART, стерео ЦАП с входным/ выходным 3.5 мм разъемом jack SAI Audio, цифровой микрофон ST-MEMS, SDRAM, Quad-SPI Flash память, 4.3-дюймовый цветной LCD-TFT дисплей с емкостной мультисенсорной панелью (рисунок 1). Также на плате присутствуют Arduino Uno V3 разъемы (рисунок 2), что позволяет легко подключить платы расширения. Интегрированный в плату ST-LINK/V2-1 предоставляет встроенный в схему отладчик и программатор для STM32 [1].

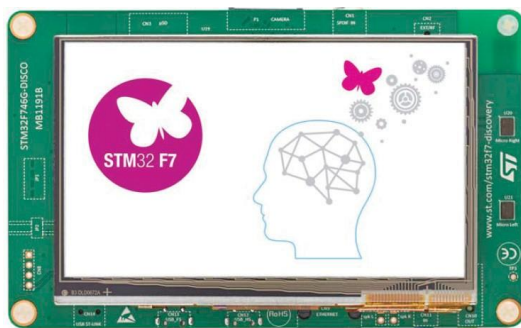


Рис. 1 – Верхняя сторона платы

Из многочисленных сред разработки ПО бесплатным является System Workbench from AC6. Также имеется возможность создать макет будущего проекта при помощи фирменной утилиты STM32CubeMX.

Данное ПО позволяет в несколько шагов настроить необходимые выводы контроллера для последующего использования в проекте. STM32CubeMX предоставляет гибкую настройку различных интерфейсов, частот

контроллера, конфигурирование внешней периферии. После выполненных действий создается каркас проекта с начальным кодом программы, в который уже следует добавить пользовательский код в специально отведенное для этого место [2].

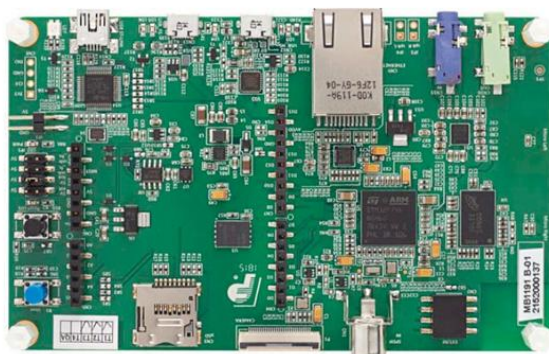


Рис. 2 – Нижняя сторона платы

Данное ПО позволяет в несколько шагов настроить необходимые выводы контроллера для последующего использования в проекте. CubeMX предоставляет гибкую настройку различных интерфейсов, частот контроллера, конфигурирование внешней периферии. После выполненных действий создается каркас проекта с начальным кодом программы, в который уже следует добавить пользовательский код в специально отведенное для этого место [2].

Сотрудничество STM Electronics с производителями электронных компонентов, таких как Micron, Rocktech, отразилось и на платах DISCO. Например, от Micron установлены два вида памяти: 128-Mbit SDRAM и 128-Mbit Quad-SPI NOR Flash memory device. От Rocktech на данной плате установлен цветной дисплей 4.3 дюймов, с разрешением 480x272 точки и емкостной touch- панелью.

Как было отмечено выше, STM32F746G-DISCO оснащен контроллером STM32F746NGH6, который отвечает за весь функционал и контроль периферии. Данный контроллер представлен на плате в виде 216 пинового TFPGA корпуса.

Представленные схемы действительно показывают, что данная плата имеет мощный функционал при относительно небольших размерах. Основная часть пространства на плате занимает цветным сенсорным дисплеем, который может быть использован для вывода большого объема визуальной информации. Это позволяет создавать удобный и информативный пользовательский интерфейс для кардиомонитора, отображая данные о сердечном ритме, пульсе и других показателях.

Обращаясь к минимальным техническим требованиям, которые обозначены в статье, можно сделать вывод, что данная плата полностью удовлетворяет необходимым предъявляемым критериям и обладает необходимыми средствами для разработки макета устройства мониторинга здоровья.

В ходе исследования отладочной платы STM32F746G-DISCO были выявлены основные достоинства, рассмотрены структурные схемы устройства, выявлены все интерфейсы, которыми обладает данная плата и поддерживает сам микроконтроллер.

Богатый набор периферии делает данную отладочную плату универсальным инструментом для разработки любого проекта, начиная от самых простых моделей приборов и заканчивая сложными вычислительными устройствами. Простота использования, легкость подключения периферии, мощный высокопроизводительный контроллер STM32F746NGH6, возможность быстро написать и отладить код программы являются ключевыми особенностями и преимуществами по сравнению с конкурентными устройствами данного характера от других производителей.

Библиографический список

1. UM1907 Discovery kit for STM32F7 Series with STM32F746NG MCU. January 2022. UM1907 Rev5,
URL: https://www.st.com/resource/en/user_manual/um_1907-discovery-kit-for-stm32f7-series-with-stm32f746ng-mcu-stmicroelectronics.pdf
2. UM1718 User manual STM32CubeMX for STM32 configuration and initialization C code generation. September 2023. UM1718 Rev42,
URL: https://www.st.com/resource/en/user_manual/um1718-stm32cubemx-for-stm32-configuration-and-initializati-on-c-code-generation-stmicroelectronics.pdf

УДК 57.08

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА ГЛЮКОЗЫ У ЧЕЛОВЕКА

К.А. Бобкович, В.А. Карфидова, К.С. Комаров, М.А. Маклыгин
Научный руководитель – Шевченко Д.С., ассистент кафедры БТС
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ»

Данная статья обзорекает методы неинвазивного мониторинга уровня глюкозы, их преимущества и недостатки, а также принципы работы основанных на этих методах устройств.

Ключевые слова: сахарный диабет, неинвазивный глюкометр, глюкоза, биосенсоры, спектроскопия, *in vivo*.

COMPARATIVE ANALYSIS OF NON-INVASIVE GLUCOSE MONITORING METHODS

K.A. Bobkovich, V.A. Karfidova, K.S. Komarov, M.A. Maklygin
Research advisor – Shevchenko D.S., BTS teaching assistant
Saint-Petersburg governmental electrotechnical university «LETI»

The following article observes methods of non-invasive glucose monitoring, their advantages and disadvantages, including descriptions of units, based on these principles.

Key words: diabetes mellitus, non-invasive glucometer, glucose, biosensors, spectroscopy, in vivo.

Диабет – хроническое заболевание, характеризующееся дисфункцией островков поджелудочной железы, что приводит к ухудшению или прекращению выработки инсулина – гормона, регулирующего концентрацию глюкозы в организме. По данным исследования ученых Национального медицинского исследования эндокринологии, по состоянию на 2022 год в России число больных сахарным диабетом, состоящих на учете, составляет около 5 млн. человек [1].

По сравнению с приборами, основанными на инвазивном и полуинвазивном принципах, неинвазивные глюкометры обладают меньшими показателями точности и скорости анализа, а некоторые отличаются низкой доступностью ввиду высокой стоимости. Поэтому усовершенствование существующих моделей и разработка новых является приоритетной задачей в области лечения и мониторинга сахарного диабета [2].

Ниже перечислены наиболее распространенные направления в неинвазивном мониторинге глюкозы в организме.

Электрохимические методы. Нанокompозитные биосенсоры в виде пластыря прикрепляются к коже и регистрируют электрический заряд, возникающий при разложении пероксида водорода, появляющейся вследствие реакции молекул глюкозы, кислорода и глюкозооксидазы в поту. В других случаях на биосенсорах могут быть нанесены ферменты, вступающие в реакцию с выделяющейся с потом глюкозой, аналогично регистрируя сигнал [3]. Более сложные, но точные методы основаны на манипуляциях с межклеточной жидкостью: к примеру, сенсор, выполняющий функцию батареи, выталкивает гиалуроновую кислоту в интерстициальную жидкость, тем самым нарушая ее баланс, вследствие чего происходит выталкивание глюкозы из сосудов и ее перенос к биосенсору, измеряющему ее содержание. Но такой метод не является полностью неинвазивным из-за наличия проникающего в кожу слоя микроигл [4]. Несмотря на довольно высокую точность и отсутствие дискомфорта при ношении, такие глюкометры не обладают длительным сроком эксплуатации, так как компоненты биосенсоров изнашиваются и приходят в негодность, поэтому зачастую используются съемные сенсоры. Максимальное время

бесперывного мониторинга – две недели.

Оптические методы подразделяются на принцип спектроскопии и метод «оптического вращения». Первый подразумевает использование в приборе спектрофотометра. Поляризованный свет определенного диапазона длины волны (спектроскопия ближнего инфракрасного диапазона) проходит сквозь участок тела и регистрируется принимающим устройством. Благодаря относительной простоте технологии спектроскопические глюкометры являются наиболее популярными среди разработчиков. Второй метод измеряет показатели водянистого тела и роговицы человеческого глаза за счет изменения характеристик светового потока, регистрируемых волоконно-оптическим датчиком. Брент Д. Кэмерон, Харшал Горд и Джерард Л. Коут использовали свойство оптического вращения для измерения угла поворота молекул глюкозы с помощью оптического поляриметра [5]. Однако такой метод имеет достаточно высокую погрешность в связи с наличием двойного лучепреломления роговицы при движении, что вызывает шумы. Но по сравнению со спектроскопическим методом на результат не могут влиять факторы рассеивания при прохождении через кожные покровы и кость.

Электромагнитные и микроволновые технологии. Для расчета глюкозы фиксируются параметры отраженной электромагнитной или микроволновой волны. Так, электромагнитная сенсорная система имитирует топологию кровеносных сосудов, чтобы повысить чувствительность к изменению вещества в крови [6]. За счет этого значительно возрастает сложность производства. Микроволновые датчики, хоть и являются более компактными, но обладают большей погрешностью из-за восприимчивости к другим компонентам и смещения глюкометра относительно конечности.

В таблице 1 приведено сравнение методов измерения глюкозы относительно их положительных и отрицательных сторон, а также погрешности.

Беря во внимание, что приоритетными методами анализа будут методы не включающие необходимость соблюдения лабораторных условий и имеющие наиболее низкое влияние на пациента. Данная характеристика имеет значение в рамках длительного мониторинга. Таким образом делая выводы по данным из таблицы 1 необходимыми свойствами, обладают оптический, электромагнитный и микроволновой методы исследования. Однако следует обратить внимание на стабильность выдаваемых показаний и искомую точность определения уровня глюкозы у человека, считаемую эталонной или близкой к эталонной, тогда электрохимический метод будет превалировать над оптическим, т.к. высокая точность и прямой контакт с биологическим материалом на выходе дают большую ценность чем преимущества оптического метода. При таких выводах есть смысл поставить выбор предпочтительного метода исследования между электрохимическим и группой методов, состоящей из электромагнитного и микроволнового принципов воздействия.

Таблица 1 – Сравнение методов неинвазивного мониторинга глюкозы

Метод	Преимущества	Недостатки
Электрохимический	Высокая точность, прямое взаимодействие с биологическим материалом	Дороговизна, сложность разработки глюкометров, некоторые модели требуют полуинвазивного вмешательства путем использования микроигл
Оптический	Относительная простота конструкции приборов, высокая скорость получения результата, отсутствие физического вреда	Подверженность влиянию среды, поляриметр доставляет дискомфорт глазу, невысокая точность
Электромагнитный и микроволновой	Простота конструкции приборов, высокая чувствительность, отсутствие физического вреда	Сильное влияние на результат других веществ в организме, сравнительно невысокая точность

Однако среди всех вышеперечисленных способов оптический метод – метод спектрофотометрии, который является наиболее простым в использовании, так как не требует от испытуемого прикладывания физических усилий, не доставляет дискомфорт, не требует постоянного ношения. По сравнению с другими методами обладает большей долговечностью: используемые светодиоды не изнашиваются и не теряют своих свойств, как биосенсоры или элементы лазерного прокаливания. Измерительная погрешность оптических глюкометров достигает 5%, в то время как остальные методы предлагают широкий диапазон погрешности в зависимости от модели. Стоимость таких приборов значительно ниже ввиду того, что элементы конструкции наиболее доступны на рынке и просты в производстве. Эти и другие факторы способствуют тому, что спектрофотометрические глюкометры занимают большую долю в области разработки неинвазивных глюкометров.

Библиографический список

1. Дедов И. И. и др. Сахарный диабет в Российской Федерации: динамика эпидемиологических показателей по данным Федерального регистра сахарного диабета за период 2010–2022 гг. //Сахарный диабет. – 2023. – Т. 26. – №. 2. – С. 104-123.
2. Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук. Исследование и разработка комплексного метода анализа содержания глюкозы в крови на базе спектроскопического подхода, Загорский И.Г., 2019

г.

3. Lin Y. C. et al. A non-invasive wearable sweat biosensor with a flexible N-GQDs/PANI nanocomposite layer for glucose monitoring //Sensors and Actuators B: Chemical. – 2023. – Т. 383. – С. 133617.
4. Chen Y. et al. Skin-like biosensor system via electrochemical channels for noninvasive blood glucose monitoring //Science advances. – 2017. – Т. 3. – №. 12. – С. e1701629.
5. Cameron B. D., Gorde H., Cote G. L. Development of an optical polarimeter for in-vivo glucose monitoring //Optical Diagnostics of Biological Fluids IV. – SPIE, 1999. – Т. 3599. – С. 43-49.
6. Hanna J. et al. Noninvasive, wearable, and tunable electromagnetic multisensing system for continuous glucose monitoring, mimicking vasculature anatomy //Science Advances. – 2020. – Т. 6. – №. 24. – С. eaba5320.

УДК 53.082.531

**РАЗРАБОТКА КОНЦЕПТА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО
КОМПЛЕКСА ДЛЯ МИНИМИЗАЦИИ ОШИБОК
ПРЕДАНАЛИТИЧЕСКОГО ЭТАПА ОБЩЕГО АНАЛИЗА КРОВИ**

А.В. Иванов¹, Д.А. Евтеева², Д.И. Клименко², Д.С. Шевченко¹

¹ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург

²ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет имени И. И. Мечникова», г. Санкт-Петербург

В данной работе рассмотрена проблема определения целостности образцов для in vitro диагностики общего лабораторного анализа крови. Ошибки преаналитического этапа могут повлиять на точность лабораторного тестирования или привести к ошибочным результатам и интерпретациям, что в конечном счёте приведет к неправильным медицинским решениям или невозможности анализировать данную пробу.

Ключевые слова: оптические методы, гемолиз, спектроскопия, липемия, иктеричность, общий анализ крови, преаналитический этап.

**DEVELOPMENT OF THE CONCEPT OF A HARDWARE-SOFTWARE
COMPLEX FOR MINIMIZING ERRORS IN THE PRE-ANALYTICAL
STAGE OF GENERAL BLOOD ANALYSIS**

A.V. Ivanov¹, D.A. Evteeva², D.I. Klimenko², D.S. Shevchenko¹

¹FSBEI of HE «St. Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I. Ulyanov (Lenin)», Saint Petersburg

²FSBEI of HE «North-Western State Medical University named after I. I. Mechnikov», Saint Petersburg

This paper addresses the problem of determining the integrity of samples for in vitro diagnostics of a general laboratory blood test. Pre-analytical errors can affect the accuracy of laboratory testing or lead to erroneous results and interpretations, ultimately leading to poor medical decisions or failure to analyze the sample.

Key words: *optical methods, hemolysis, spectroscopy, lipemia, icterus, general blood test, preanalytical stage.*

Преданалитический этап анализа крови начинается с момента назначения врачом анализа и заканчивается в момент начала анализа в клинической лаборатории. По литературным данным именно на этапе забора проб возникает большая часть ошибок [1]. Это приводит к неверным результатам и последующей трактовке, что впоследствии может привести к неправильным медицинским решениям или отбраковыванию проб для последующего анализа. Чтобы определить пригодность биоматериала чаще всего приходится прибегать к субъективному визуальному методу оценки пробы. Помимо субъективности, данный метод обладает низкой надежностью и отнимает много времени медицинского персонала [2]. Также Lippi et al. было продемонстрировано, что аппаратное определение степени гемолиза в образцах крови значительно надежнее, чем визуальный метод оценки анализируемых проб [3, 4, 5].

К самым распространённым проблемам пригодности биоматериала можно отнести такие показатели сыворотки крови как гемолиз, иктеричность и липемия. Данные параметры в международном понятии известны как HIL.

Индексы HIL – это объективный способ обнаружения измененного состава плазмы крови по сравнению с традиционной практикой визуального осмотра. На рис. 1 продемонстрированы два образца крови, которые были доставлены в лабораторию для проведения биохимического анализа. Визуальный осмотр образцов позволяет выявить гемолиз в пробе слева (рис.1). Справа образец визуально пригоден для проведения биохимического анализа (рис.1). Данные пробы демонстрируют, что при выраженной степени гемолиза образцов, проведение анализа будет невозможно, однако умеренную и легкую степень гемолиза визуально будет отличить затруднительно.

В связи с необходимостью быстрого и точного определения пригодности биоматериала к лабораторному исследованию предлагается использовать метод нефелометрии для полукачественного определения концентрации билибурина (BR) и гемоглобина (Hgb) в плазме крови. Предлагаемый метод основан на определении оптической плотности биоматериала путём измерения интенсивности светового потока, отражённого от биоматериала. Основным достоинством данного метода является быстрое и точное определение пригодности биологической пробы, что позволяет поточно и без затрат реактивов отделять непригодные к дальнейшему анализу пробы.

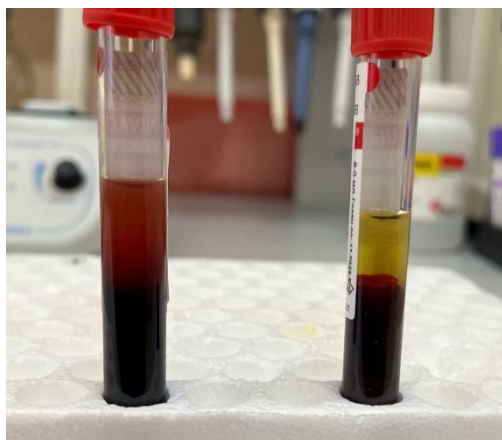


Рис. 1 – Образцы крови для проведения биохимического анализа крови (слева—выраженный гемолиз, справа—отсутствие гемолиза)

Как известно, спектр поглощения оптического излучения гемоглобина лежит в диапазоне длин волн от 340 до 440 нм и от 540 до 580 нм. У билирубина максимум поглощения находится на длинах волн от 400 до 500 нм.

Для более точного измерения интенсивности отражённого света необходимо принимать во внимание наличие в лаборатории иных источников света. В приборе предусмотрена надёжная фиксация пробирки с биоматериалом вплотную к источнику излучения и фотодетектору, таким образом создавая естественную затемнённость в местах контакта пробирки и прибора. Обобщённая структурная схема АПК представлена на рисунке 2.

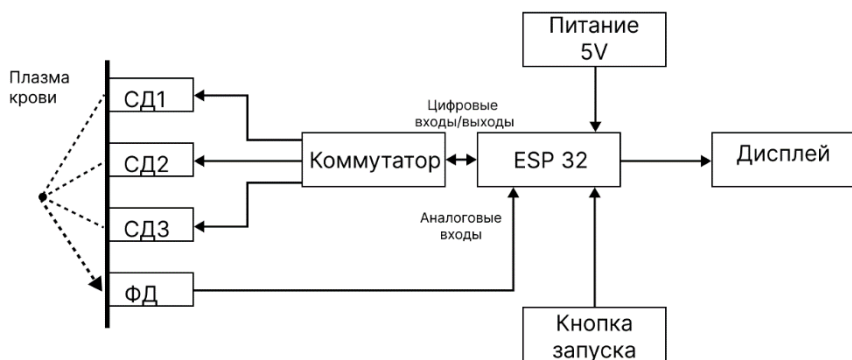


Рис. 2 – Обобщённая структурная схема АПК

Для определения концентрации индексов ННЛ используется 3 светодиода с оптическим излучением разных диапазонов длин волн: 659 нм для

определения липемии, 583 нм для определения гемолиза и 480 нм для определения иктеричности, а также один фотоприёмник, преобразующий отражённый световой поток в электрический сигнал. Направление излучения для всех светодиодов одинаково в сторону исследуемого биологического материала. Светодиоды (СД) включаются поочерёдно, обеспечивая последовательное определение концентрации хромогенов. Конструктивно светодиоды и фотодиод расположены по кругу и на одном основании (рис.3).

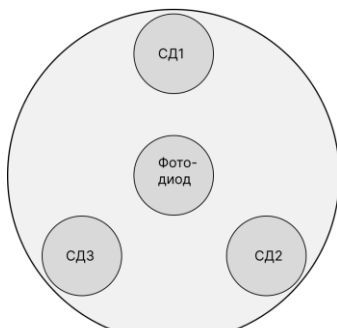


Рис. 3 – Схема расположения излучателей и фотоприемника анализатора

Фотодиод преобразует отражённые от биологического материала лучи в аналоговый электрический сигнал, уровень которого зависит от интенсивности падающего на фотодиод светового потока. Дальнейшая обработка сигнала реализована на базе микроконтроллера ESP32, обладающего достаточной вычислительной мощностью и имеющим возможность работать с широким набором периферических устройств. После вычисления микроконтроллером концентрации хромогенов производится сравнение полученных данных с референсными значениями, установка и вывод на дисплей наименования хромогенов и флаги, соответствующие концентрациям хромогенов (табл.1).

Таблица 2 – Референсные значения концентраций хромогенов[6]

Флаг	Условная концентрация хромогена		
	ЛИП(мг/дл, липиды)	ИКТ(мг/дл, билирубин)	ГЕМ(мг/дл, гемоглобин)
N	<40	<2.5	<50
+	40-99	2.5-4.9	50-99
++	100-199	5.0-9.9	100-199
+++	200-299	10-19.9	200-299
++++	300-500	20-40	300-500
+++++	>500	>40	>500

Если в пробе обнаружен хромоген, концентрация которого может повлиять на результаты дальнейшего лабораторного анализа, лаборанту необходимо принять решение о пригодности такой пробы.

Таким образом, разрабатываемый программно-аппаратный комплекс для минимизации ошибок преаналитического этапа общего анализа крови позволит сократить время анализа проб, эффективно расходовать средства для проведения анализа крови и снизить количество ошибок при определении искомых концентраций веществ в анализе.

Библиографический список

1. Lippi G, Chance J, Church S, Dazzi P, Fontana R, Giavarina D, Grankvist K, Huisman W, Kouri T, Palicka V, Plebani M, Puro V, Salvagno G, Sandberg S, Sikaris K, Watson I, Stankovic A, Simundic A. Preanalytical quality improvement: from dream to reality. *Clinical Chemistry and Laboratory Medicine*. 2011;49(7):1113-1126. <https://doi.org/10.1515/cclm.2011.600>
2. Glick M, Ryder K, Glick S, Woods J. Unreliable Visual Estimation of the Incidence and Amount of Turbidity, Hemolysis, and Icterus in Serum from Hospitalized Patients. *Clinical chemistry*. 1989;35(5):837-839.
3. Lippi G, Cadamuro J, von Meyer A, Simundic A. Local quality assurance of serum or plasma (HIL) indices. *Clinical Biochemistry*. 2018;54:112-118. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiochem.2018.02.018>
4. Lippi G, Cadamuro J, von Meyer A, Simundic A. Practical recommendations for managing hemolyzed samples in clinical chemistry testing. *Clinical Chemistry and Laboratory Medicine (CCLM)*. 2018;56(5):718-727. <https://doi.org/10.1515/cclm-2017-1104>
5. Lippi G. Systematic Assessment of the Hemolysis Index: Pros and Cons. *Systematic Assessment of the Hemolysis Index: Pros and Cons. Advances in Clinical Chemistry*. 2015;(71):157-170. <https://doi.org/10.1016/bs.acc.2015.05.002>
6. National Committee for Clinical Laboratory Standards, Procedures for the Handling and Processing of Blood Specimens, Approved Guideline, NCCLS publication H18-A, Villanova, PA(1990).

УДК 615.47

КАНАЛ КОНТРОЛЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА

Д.А. Муравьев, М.Б. Каплан

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

Рассмотрен принцип построения канала контроля магнитного поля магнитотерапевтического аппарата. Предложена структурная схема устройства.

Ключевые слова: измерение магнитного поля, инфракрасный канал передачи, манчестерское кодирование.

MAGNETIC FIELD CONTROL CHANNEL OF A MAGNETOTHERAPEUTIC APPARATUS

D.A. Muravyev, M.B. Kaplan

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

The principle of construction of the magnetic field control channel of the magnetotherapeutic apparatus is considered. The structural scheme of the device is proposed.

Key words: *magnetic field measurement, infrared transmission channel, Manchester code.*

Лечебный эффект при магнитотерапии зависит от ряда факторов в том числе и от точности формирования магнитного поля, воздействующего на пациента [1]. Так отклонение значений биотропных параметров от заданных величин может не только снизить эффективность магнитотерапевтической процедуры, но и в критическом случае привести к отрицательным последствиям для здоровья человека [2]. В связи с чем, особое внимание при разработке современной магнитотерапевтической техники следует уделять вопросам контроля реального распределения магнитного поля применяемого при лечении для каждого конкретного пациента.

Анализ магнитных полей, применяемых для магнитотерапии, показывает применимость постоянных, переменных полей различной частоты и формы, а также импульсных полей, обеспечивающих формирования сложно распределенных и высоконеоднородных пространственно-временных конфигураций.

Перспективными методиками лечения являются воздействия с помощью аппаратов общей магнитотерапии. Характерными особенностями создаваемых полей является низкочастотный диапазон, как правило, до 1000 Гц, применение излучения, амплитуда которого на рабочей поверхности не превышает 50 мТл. Отличительной особенностью является использование большого количества излучателей: до нескольких сотен штук [3].

В качестве основных характеристики магнитного поля, используемых в расчетах и оценках уровня силового воздействия при лечении, рассматриваются магнитная индукция и напряженность магнитного поля.

Определяя структуру измерительной подсистемы магнитотерапевтического аппарата, как канала, предназначенного для контроля качества формируемых полей, делается выбор в использовании совокупности датчиков, способных зафиксировать мгновенно распределение магнитного поля в объеме соразмерном телу человека или на его поверхности [4]. При выборе рассмотрены два варианта первичных преобразователей: датчики на эффекте Холла и ферромодуляционные преобразователи [5]. Преобразователи Холла обладают малыми габаритами, широкий частотный диапазон, а также для них характерно отсутствие подвижных частей. Ферромодуляционные преобразователи, в частности

феррозонды с поперечным возбуждением, обладают ориентационной чувствительностью, большим рабочим диапазоном, сравнительно малыми размерами и потребляемой мощностью, широко используются для измерения компонент вектора напряженности магнитного поля.

Разработанной конструкцией размещения датчиков является система из шести первичных преобразователей (рис. 1), расположенных на вершинах и в центре правильной пятиконечной звезды.

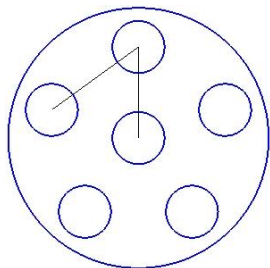


Рис. 1 – Система расположения датчиков

Предлагается использовать измерительный канал, включающий модули беспроводной передачи данных. Проведя сравнение наиболее популярных вариантов, таких как Wi-Fi, Bluetooth, ZigBee, инфракрасный канал [6].



Рис. 2 – Структура измерительного канала

Структура измерительного канала (рис. 2) включает систему датчиков магнитного поля с аналоговым выходом (1), АЦП (2) с мультиплексором на входе, блоки управления (3) на базе микроконтроллера, блоки приемопередатчиков (4, 5), ЭВМ (6).

Для кодирования сигнала при беспроводной передаче информации между блоками предполагается использовать код Манчестер-II. Это один из способов кодирования двоичным цифровым сигналом исходных двоичных данных для передачи по одному двухуровневому каналу связи. Сигнал, закодированный подобным кодом, является самосинхронизирующимся, то есть для передачи данных не требуется дополнительная линия передачи тактовых импульсов за счет того, что за время передачи одного бита данных, независимо от того, 1 это или 0, обеспечивается один переход с одного уровня на другой, что позволяет приемнику синхронизировать свой внутренний тактовый генератор или таймер с тактовым генератором (таймером) передатчика.

Каждый бит исходных данных передается за фиксированное время («период передачи бита»), информационным является переход от низкого уровня сигнала к высокому или наоборот в середине каждого периода.

Для кодирования отдельных битов манчестерским кодом выбран вариант стандартов IEEE 802.4 (шина с маркерным доступом) и IEEE 802.3 (Ethernet). В этих соглашениях логический ноль представлен перепадом сигнала от высокого к низкому, а логическая единица представлена последовательностью перепада сигнала от низкого к высокому.

Для канала задан диапазон от -20 до +20 мТл с разрешением 0,1 мТл, что составляет 4000 значений кода, поэтому выбран 12 разрядный АЦП с максимальным значением кода 4095.

При разработке макета в качестве ЭВМ используется персональный компьютер, а обработка, анализ и визуализация данных выполняется в программе, созданной в среде LabVIEW. Сопряжение с компьютером и управление приемопередатчиком выполняется с помощью платы Arduino NANO, а в качестве самих приемопередатчиков выбраны модули цифрового инфракрасного приемника и передатчика YS-IRTM, осуществляющие передачу команд в формате NEC с трансляцией соответствующей протоколу интерфейса UART.

Таким образом, было проведена разработка канала контроля магнитного поля, предназначенного для работы в составе магнитотерапевтического аппарата. Следующий этап разработки требует натуральных испытаний канала в условиях работы магнитных полей магнитотерапевтического аппарата.

Библиографический список

1. Сайт «6-я поликлиника г.Могилева». 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, № 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, № 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, № 60, 2017. – С. 172-182.

РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО ТЕРМОМЕТРА

Г.А. Малинин, Д.П. Сафонов

Научные руководители – Г.Е. Боронин, В.А. Корсаков
ФГКОУ «Тверское суворовское военное училище», г. Тверь

Рассмотрен портативный инфракрасный термометр для бесконтактного измерения температуры тела человека. Устройство разработано на основе микроконтроллера Arduino Nano. Описаны итоги тестирования устройства.

Ключевые слова: бесконтактный термометр, датчик температуры, микроконтроллер Arduino Nano.

DEVELOPMENT OF A NON-CONTACT THERMOMETER

G.A. Malinin, D.P. Safonov

Scientific Supervisors – G.E. Boronin, V.A. Korsakov
Tver Suvorov Military School, Tver

A portable infrared thermometer for non-contact measurement of human body temperature is considered. The device is developed on the basis of the Arduino Nano microcontroller. The results of testing the device are described.

Keywords: contactless thermometer, temperature sensor, Arduino Nano microcontroller.

В настоящее время значительный рост заинтересованности в бесконтактном измерении температуры привел к развитию и усовершенствованию инфракрасных термометров. Эти устройства обладают множеством преимуществ, таких как быстрое и точное измерение температуры без физического контакта с объектом [1]. Инфракрасные термометры нашли широкое применение в различных сферах человеческой деятельности, например, в медицине, промышленности, электронике, автомобилестроении и т.д. [2].

В данной работе была поставлена цель по разработке портативного инфракрасного термометра для бесконтактного измерения температуры тела человека. Главная задача проекта – создание устройства, способного измерять температуру пациентов без контакта, обеспечивая высокую точность и мобильность. Устройство должно быть компактным, легким в использовании и обладать достаточной функциональностью для широкого спектра применений в медицинской практике.

В Тверском суворовском военном училище (ТвСВУ) реализован прототип бесконтактного термометра, соответствующий вышеприведенным цели и критериям, который применяется в медицинском пункте ТвСВУ для мониторинга температуры пациентов (суворовцев).

Блок-схема разработанного устройства представлена на рис. 1. В состав устройства входят микроконтроллерная плата Arduino Nano, датчик

температуры MLX 90614, жидкокристаллический дисплей SSD 1306, батарейка питания (9 В), кнопка включения, лазерный диод и соединительные провода (рис. 2).

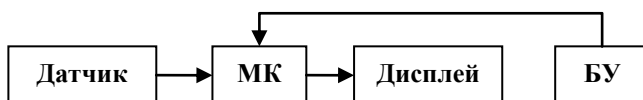


Рис. 1 – Блок-схема устройства для бесконтактного измерения температуры: МК – микроконтроллер; БУ – блок управления

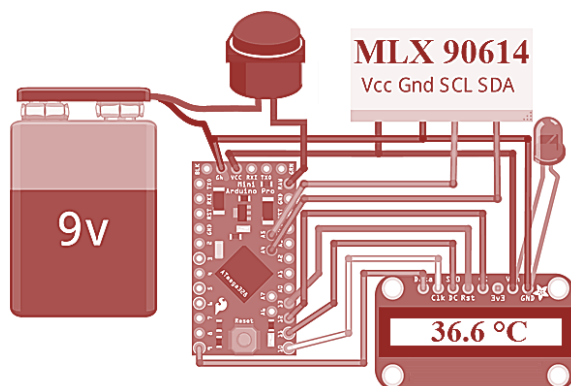


Рис. 2 – Аппаратная часть бесконтактного термометра

При разработке устройства принято решение использовать датчик MLX 90614 во влагозащищенном корпусе [3]. Датчик MLX 90614 выпускает корпорация Melexis Microelectronics. Это один из самых популярных датчиков, его легко приобрести, по своим характеристикам он лучше всего подходит для нашего прототипа бесконтактного термометра (рис. 3). Датчик измеряет температуру в градусах по шкале Цельсия, а результат измерения передает в виде 16-разрядного числа в дополнительном коде.

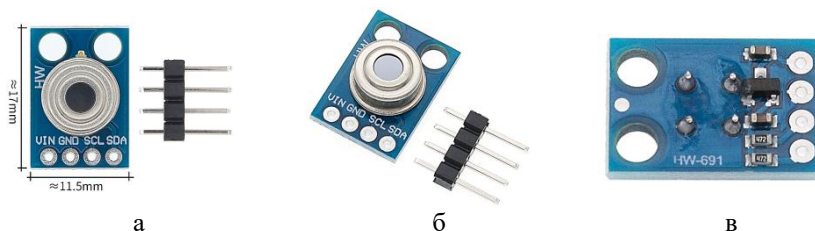


Рис. 3 – Инфракрасный датчик температуры MLX 90614 (рабочее напряжение: 3.6-5 В; диапазон измерения: от -70°C до +380°C; точность измерения: $\pm 0.5^\circ\text{C}$; разрешение: 0.02°C ; интерфейс связи: I2C)

Бесконтактный термометр реализован на базе платы Arduino Nano (рис. 4) с микроконтроллером ATmega 328. Питание электрической схемы осуществляется через батарейку (9 В) с помощью кнопки включения. Нажатие на кнопку приводит к тому, что контакт батарейки соединяется с выводом RAW платы Arduino Nano, далее напряжение 9 В с помощью встроенного регулятора напряжения на плате преобразуется в стабилизированное напряжение 5 В, которое в свою очередь подается для питания жидкокристаллического дисплея SSD 1306 и датчика температуры MLX 90614.

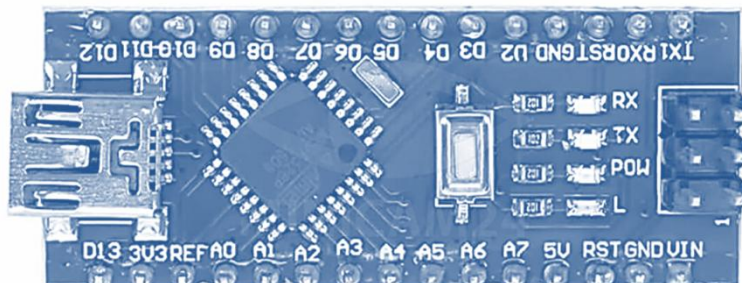


Рис. 4 – Микроконтроллерная плата Arduino Nano (рабочая частота: 16 МГц; входное напряжение: 7-12 В; цифровые входы/выходы: 14; аналоговые входы: 8; память программы: 32 Кб; оперативная память: 2 Кб; интерфейсы: USB, UART, I2C, SPI)

Для размещения вышеописанных компонентов и частей разрабатываемого устройства авторами спроектирован корпус (с помощью программного обеспечения Cura), который далее был изготовлен на 3D принтере. Корпус бесконтактного термометра включает две части (рис. 5). Нижняя часть – ручка, внутри которой размещены батарейка и кнопка включения термометра. Верхняя часть включает основные компоненты термометра: плата Arduino Nano, жидкокристаллический дисплей SSD 1306, датчик температуры MLX 90614 и лазерный диод.

Программная часть портативного термометра реализована в среде Arduino IDE. Исходный код для среды выпущен под общедоступной лицензией GNU.

В ходе тестирования разработанного термометра в медицинском пункте ТвСВУ на суворовцах (и последующем сравнении измеренных результатов с результатами жидкостных стеклянных термометров) были получены предварительные итоги, наглядно отображающие работоспособность предложенного устройства для бесконтактного измерения температуры.

Особо стоит выделить следующую закономерность – максимальная точность работы термометра обеспечивается на расстояниях до 2 см от тела пациента. С увеличением расстояния свыше 2 см точность работы устройства начинает снижаться.



Рис. 5 – Внешний вид прототипа бесконтактного термометра

Таким образом, применение микроконтроллера Arduino Nano и датчика температуры MLX 90614 позволило создать компактное и простое в использовании устройство (бесконтактный термометр) с приемлемой точностью измерений. Разработанное устройство имеет потенциал для дальнейшего улучшения и расширения функциональности, например, добавления возможности сохранения данных, подключения к ПК или смартфону для анализа и отслеживания показателей температуры у пациента.

Библиографический список

1. Захаренко В.А. Методы и средства бесконтактной термометрии для задач теплового контроля и промышленности. Омск: ОмГТУ, 2014. 148 с.
2. Ходунков В.П. Термометрия и инфракрасная радиометрия многофазных и многообъектных систем. СПб.: Политехника, 2013. 259 с.
3. MLX 90614 Family. Datasheet Single and Dual Zone. Infrared Thermometer in TO-39 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://r-ek.ru/f/p/tempsens/MLX90614.pdf?ysclid=lj41fiau1h648000045> (дата обращения: 31.10.2023).

**УМНАЯ ТРОСТЬ - НОВОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ
КОМФОРТНОЙ ЖИЗНИ И БЕЗОПАСНОСТИ ПЕРЕДВИЖЕНИЯ
ЛЮДЕЙ С НАРУШЕНИЯМИ ЗРЕНИЯ**

Д.А. Соловьев

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

Приводится информация о количестве людей с нарушениями зрения. Рассмотрены принципы ориентирования для слабовидящих и слепых. Представлены различные умные белые трости, и сделан вывод о возможности их усовершенствования.

Ключевые слова: *слабовидящие, ориентирование, навигация, умная белая трость.*

**SMART CANE - A NEW DEVICE TO ENSURE COMFORTABLE LIFE
AND SAFE MOBILITY FOR PEOPLE WITH VISUAL IMPAIRMENTS**

D.A. Soloviev

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

Information is given on the number of people with visual impairments. Orientation principles for the visually impaired and blind are considered. Different types of smart white canes are considered and it is concluded that they can be improved.

Key words: *visually impaired, orienteering, navigation, smart white cane.*

Согласно данным Международного агентства по профилактике слепоты, на конец 2020 года 1.1 миллиарда человек столкнулись с различными нарушениями зрения. В контексте общей численности мирового населения, которая составила 7.79 миллиарда человек в 2020 году, следующие статистические данные заслуживают внимания:

- 43 миллиона человек являются слепыми.
- 295 миллионов человек имели умеренные или тяжелые нарушения зрения.
- 258 миллионов человек имели легкие нарушения зрения.
- 510 миллионов человек столкнулись с нарушением зрения вблизи.

Исходя из прогнозов, к 2050 году количество лиц с нарушениями зрения только увеличиться [1]. Необходимо исследовать, как обеспечить комфортные и безопасные жизненные условия для передвижения этой категории населения. Для ответа на этот вопрос необходимо рассмотреть способы ориентации людей со слабым зрением в пространстве:

Использование звуковой информации. Слух играет ключевую роль в определении окружающей среды и обнаружении характерных особенностей местности. При использовании трости звуковые сигналы становятся еще более информативными, так как они позволяют определить характер

поверхности, с которой трость взаимодействует.

Использование осязания и обоняния. Осязание представляет собой еще один важный сенсорный инструмент для слепых людей. Они применяют различные тактильные методы, такие как скольжение рукой вдоль стены для ориентирования, проба ногой для обнаружения препятствий и использование руки для избегания столкновений. При передвижении осязание также позволяет незрячим оценивать ступени, бордюры, спуски и подъемы с помощью мышечной чувствительности в ногах и ступнях. Осязание также помогает в определении температурных различий, что также важно для ориентации. Обоняние может предоставить информацию о пространстве, особенно в помещениях с характерными запахами, такими как аптеки, столовые и кофейни.

Использование собак-поводырей. Собаки-поводыри помогают незрячим людям в обходе препятствий и навигации. Они дрессируются в специализированных школах, и их выбор и обучение проходят с будущими владельцами. В России они входят в индивидуальную программу реабилитации инвалида (ИПРА) и предоставляются бесплатно, но их дефицит остается проблемой.

Ориентирование помощи ультразвуковых приборов, сигнализирующих о препятствиях. На рынке существует несколько устройств, позволяющих определять препятствие на расстоянии примерно до 2.5 метров, используя отраженный ультразвуковой сигнал, передаваемый в виде вибрации или звука. В описаниях подобных устройств предупреждают о том, что они являются дополнением к обычной белой трости. Такие приборы бесшумны и имеют маленький вес, однако они имеют высокую стоимость. При их использовании у слепого заняты обе руки, и устройства не всегда способны обнаружить препятствия на уровне груди или головы человека, например, тонкие ветки.

Средство спутниковой навигации. Представляет собой специальное устройство, оборудованное программой речевого вывода или приложение для смартфона. Незрячий с помощью него может: определить местоположение на карте, приложение может сообщить название города, улицы, и перечислить объекты, расположенные рядом; найти интересующую точку на карте и проложить к ней маршрут следования. Данные средства имеют низкую стоимость, однако имеют серьезный недостаток – они не позволяют ориентироваться в помещениях.

Умная трость - это относительно новое направление в области ассистивных технологий. Умная трость обычно оборудована различными сенсорами, гироскопами и другой электроникой, которая позволяет ей обнаруживать препятствия и предупреждать пользователя от столкновений. Некоторые умные трости также могут иметь функции навигации, связи с мобильными устройствами и даже возможность отправлять сигналы ближайшим службам помощи в случае необходимости.

Перечислим наиболее известные примеры таких устройств:

mySmartCane. Студент Василеос Цормпаудис (Vasileios Tsormpatzoudis) из Манчестерского университета создал прототип наконечника для трости, который позволяет слепым и слабовидящим определять препятствия на расстоянии до полуметров. Основная идея – расширить длину белой трости посредством того, что прибор издает звук к зависимости от того, насколько близко относительно трости находится объект [2].

Устройство представляет собой специальный наконечник из пластика с ультразвуковым дальномером внутри и отладочную плату, созданную компанией National Instruments для обучения студентов, под названием, myRIO. На ней реализованы все математические вычисления для формирования и обработки сигнала.

NOVA. На территории Техасского университета студенческая команда создала интеллектуальную трость, способную помочь лицам с ограниченным зрением избегать препятствий. Навигационный и объектный визуальный ассистент (The Navigational & Object Visual Assistant, NOVA) представляет собой устройство, которое излучает ультразвуковые сигналы перед пользователем и вибрирует при обнаружении объектов [3].

Ультразвуковой датчик соединен с моторами, которые создают вибрацию в ручке трости, чем сильнее сигнал от датчика, тем сильнее вибрируют моторы. Сенсор настроен на обнаружение объектов выше талии, именно тех, которые сложно заметить с обычной тростью.

Для дополнительного уровня функциональности команда разработала приложение на смартфон, взаимодействующее с тростью и предоставляющее аудиообратную связь, например, указания пользователю повернуть направо или налево. В будущем возможно также интегрировать систему с GPS-навигацией на смартфоне для дополнительного расширения возможностей данной трости.

Canetroller. Это экспериментальный проект Microsoft реализован под руководством Майка Синклера. Проект решает задачу предоставления людям с нарушениями зрения возможности ориентироваться в виртуальной реальности с помощью тактильной и слуховой симуляции трости [4].

Canetroller - тактильный контроллер трости, который имитирует взаимодействие с белой тростью, позволяя людям с нарушениями зрения ориентироваться в виртуальной среде, перенося свои навыки работы с тростью в виртуальный мир. Canetroller обеспечивает три типа обратной связи: 1) физическое сопротивление, создаваемое носимым программируемым тормозным механизмом, который физически препятствует работе контроллера при контакте виртуальной трости с виртуальным объектом; 2) вибротактильная обратная связь, имитирующая вибрацию при ударе трости о предмет или при касании и волочении по различным поверхностям; 3) пространственная 3D-слуховая обратная связь, имитирующая звук реального взаимодействия с тростью. Исследование Microsoft показало, что Canetroller является перспективным инструментом,

позволяющим слабовидящим участникам перемещаться в различных виртуальных пространствах.

WeWALK - это ассистивное устройство, разработанное для улучшения мобильности и независимости людей с нарушениями зрения. Эта высокотехнологичная трость объединяет различные функции, чтобы предоставить полноценное средство навигации и безопасности. Среди ее ключевых функций можно выделить обнаружение препятствий на уровне груди или головы с использованием ультразвуковых сенсоров, подключение к смартфону через Bluetooth, голосовое управление и GPS-навигацию. Пользователи могут получать информацию о окружающей среде в реальном времени, получать пошаговые инструкции и использовать голосовые команды для управления смартфоном, не вынимая его из кармана [5].

В большинстве случаев умные трости представляют собой прототипы и пока не получили широкого распространения. Большинство из них разработаны за рубежом и используют информацию от ультразвуковых датчиков или GPS для обеспечения навигации и обнаружения препятствий. Однако с развитием технологий и исследований в области ассистивных устройств существует потенциал для интеграции большего количества датчиков и улучшения функциональности умных тростей, делая их более доступными и полезными для людей с ограниченными возможностями. Это может значительно улучшить возможности ориентации и независимости для слепых и слабовидящих пользователей.

Библиографический список

1. Magnitude and Projections. Projected Change in Vision Loss 2020 to 2050. The International Agency for the Prevention of Blindness (IAPB) : офиц. сайт. URL: <https://www.iapb.org/learn/vision-atlas/magnitude-and-projections/projected-change/> (дата обращения: 20.10.2023)
2. mySmartCane: Giving Freedom to Visually Impaired People. National Instruments : офиц. сайт. URL: <https://forums.ni.com/t5/Student-Projects/mySmartCane-Giving-Freedom-to-Visually-Impaired-People/ta-p/3538750> (дата обращения: 21.10.2023)
3. To Help The Visually Impaired. Texas A&M University : офиц. сайт. URL: <https://today.tamu.edu/2018/08/01/engineering-students-develop-white-cane-attachment-to-help-the-visually-impaired/> (дата обращения: 21.10.2023)
4. Canetroller: Enabling People with Visual Impairments to Navigate Virtual Reality with a Haptic and Auditory Cane Simulation. Microsoft : офиц. сайт. URL: <https://www.microsoft.com/en-us/research/video/enabling-people-visual-impairments-navigate-virtual-reality-haptic-auditory-cane-simulation/> (дата обращения: 22.10.2023)
5. WeWALK Smart Cane - Smart Cane for the Visually Impaired. WeWALK : офиц. сайт. URL: <https://wewalk.io/en/> (дата обращения: 22.10.2023)

ПРИМЕНЕНИЕ СЛОЖНЫХ ДИСКРЕТНЫХ ВЫБОРОК В МНОГОКАНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Ю.А. Булгаков, А.А. Михеев

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

Рассмотрены вопросы обработки многоканального электрокардиосигнала в условиях свободного перемещения пациента. Показано, что сигнал дрейфа изолинии с максимальной частотой, сравнимой с частотой сердечных сокращений может быть устранен с помощью преобразования одиночных выборок на TP- интервале в сложные дискретные выборки. Приведены результаты вычислительного эксперимента.

Ключевые слова: многоканальный электрокардиосигнал, дрейф изолинии, сложные дискретные выборки.

APPLICATION OF COMPLEX DISCRETE SAMPLES IN MULTICHANNEL ELECTROCARDIOGRAPHY

Yu.A. Bulgakov, A.A. Mikheev

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

The issues of processing a multichannel electrocardiosignal in conditions of free movement of the patient are considered. It is shown that the isoline drift signal with a maximum frequency comparable to the heart rate can be eliminated by converting single samples at the TP interval into complex discrete samples. The results of a computational experiment are presented.

Keywords: multichannel electrocardiosignal, isoline drift, complex discrete samples.

В случаях применения многоканальной электрокардиографии в условиях свободного перемещения пациента целесообразно на пациенте размещать минимум оборудования, а основную обработку проводить в стационарной аппаратуре. В такой минимальный набор должны входить электроды, многоканальный формирователь отведений, аналого-цифровой преобразователь и часть канала связи, размещаемая на передающей стороне (рис. 1). Канал связи может быть реализован на основе радиоканала или Bluetooth.

При свободном перемещении пациента возможно увеличение дрейфа изолинии электрокардиосигнала. Обычно для выделения из электрокардиосигнала дрейфа изолинии используют его дискретные выборки, взятые на PQ-сегменте [1] или на TP-интервале [2], по которым с помощью линейной или сплайн-интерполяции восстанавливают сигнал дрейфа изолинии. Частота следования выборок (частота дискретизации

сигнала дрейфа изолинии) определяется в этом случае частотой сердечных сокращений.

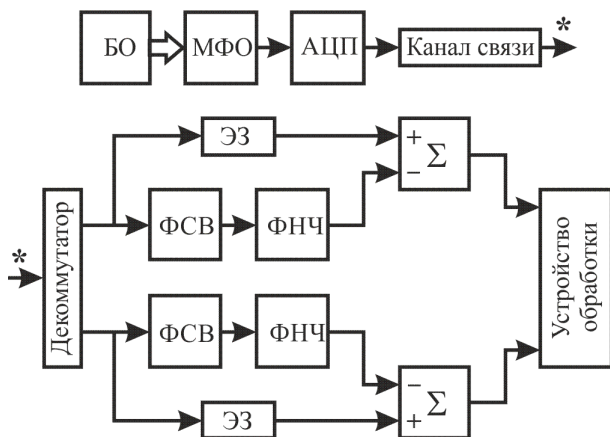


Рис. 1 – Структурная схема многоканальной системы передачи и обработки электрокардиосигналов:

БО – биологический объект с размещенными на нем электродами;

МФО – многоканальный формирователь отведений;

АЦП – аналого-цифровой преобразователь;

ФСВ – формирователь сложных выборок;

ЭЗ – элемент задержки;

ФНЧ – фильтр нижних частот;

Σ - сумматор

В соответствии с теоремой В.А. Котельникова частота дискретизируемого сигнала не может превышать половину частоты его дискретизации. В связи с этим качественное выделение сигнала дрейфа изолинии описанным способом возможно при частотном диапазоне этого сигнала до 0.2-0.3 Гц. В то же время из-за движения пациента частотные составляющие дрейфа изолинии могут достигать частоты сердечных сокращений.

Таким образом, актуальной является задача устранения дрейфа изолинии электрокардиосигнала при ее частоте, сравнимой с частотой сердечных сокращений.

Выделение сигнала дрейфа изолинии при максимальной частоте в его спектре, сравнимой с частотой сердечных сокращений, возможно, если одиночные выборки сигнала дрейфа изолинии преобразовать в сложные дискретные выборки (СДВ) путем добавления к основным выборкам дополнительных выборок, умноженных на масштабный коэффициент K_1 [3] (рис. 2).

При этом можно в спектре последовательности сложных выборок подавить заданные спектральные зоны. Применительно к рассматриваемой задаче следует подавить первую спектральную зону. Освобождающаяся область частот может быть занята составляющими сигнала дрейфа изолинии (теоретически вплоть до частоты сердечных сокращений).

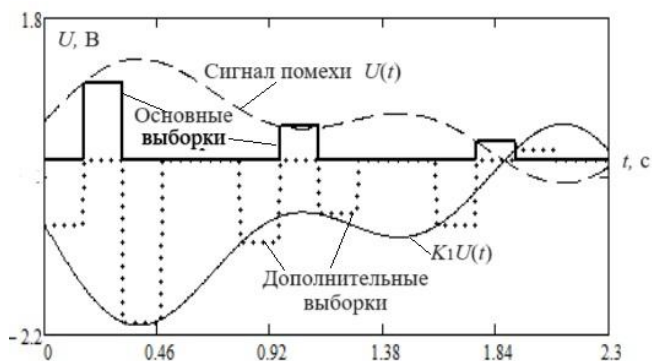


Рис. 2 – Сложные дискретные выборки сигнала дрейфа изолинии

На рис. 3 приведен спектр последовательности СДВ, изображенных на рис. 2, имеющих частоту повторения 1.25 Гц (соответствует частоте сердечных сокращений 75 ударов в минуту), которая является частотой дискретизации для сигнала дрейфа изолинии. Этот сигнал смоделирован суммой двух синусоид: одна с частотой 0.4 Гц (меньше половины частоты дискретизации) и амплитудой 0.5 В, вторая с частотой 0.8 Гц (больше половины частоты дискретизации) и амплитудой 0.4 В. В спектре СДВ подавлены составляющие первой спектральной зоны. Подавленные составляющие на частоте дискретизации и левые боковые составляющие отмечены на рис. 3 крестиками.

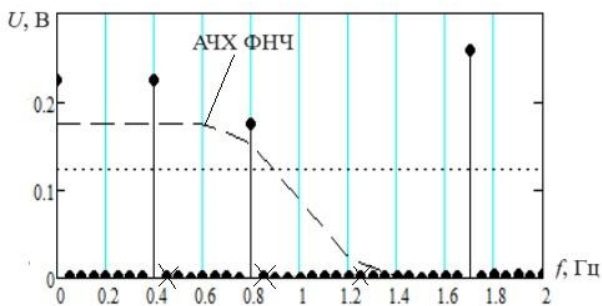


Рис. 3 – Спектр сложных дискретных выборок

Поскольку сложные дискретные выборки имеют длительность больше, чем одиночные выборки (см. рис. 2), формировать СДВ целесообразно на ТР-интервале, как самом протяженном элементе электрокардиосигнала [4]. К тому же ТР-интервал соответствует электрической диастоле сердца и при отсутствии дрейфа изолинии имеет нулевой потенциал. Отклонение ТР-интервала от нулевого потенциала свидетельствует о воздействии на электрокардиосигнал аддитивных помех.

Выше отмечалось, что на пациенте размещается минимум оборудования, а вся обработка электрокардиосигналов выполняется на приемной стационарной аппаратуре. В состав этой аппаратуры входят (рис. 1) декоммутатор, осуществляющий разделение многоканального электрокардиосигнала по отдельным каналам на соответствующие отведения, формирователи сложных дискретных выборок, осуществляющие в каждом канале добавление к принятым основным выборкам дополнительных выборок и умножение их на масштабный коэффициент K_1 , фильтры нижних частот (ФНЧ), выделяющий спектральные составляющие дрейфа изолинии (амплитудно-частотная характеристика ФНЧ показана на рис. 3 пунктиром), осуществляющие Исходные сигналы с дрейфом изолинии задерживаются элементами задержки ЭЗ на время, равное времени обработки СДВ фильтром нижних частот. В каждом канале сумматор осуществляет вычитание из исходных электрокардиосигналов с дрейфом изолинии выделенный ФНЧ сигнал дрейфа изолинии. Далее электрокардиосигналы всех отведений, очищенные от дрейфа изолинии поступают в устройство обработки для дальнейшего анализа.

Использование цифровых технологий упрощает процесс формирования сложных дискретных выборок. Так каждую выборку из СДВ можно представить в виде сигнала с амплитудно-импульсной модуляцией второго рода (АИМ-2), запомнив значение каждой выборки на время, равное сдвигу дополнительных выборок относительно основной выборки (см. рис. 2). При АИМ-2 составляющие нулевой спектральной зоны становятся зависимыми от частоты сигнала [5]

$$U(0) = U_0 \frac{\tau_c}{T} \frac{\sin(\pi F c \tau_c)}{\pi F c \tau_c}.$$

Оценка этого влияния на частотах дрейфа изолинии показывает, что влияние указанного свойства сигналов с АИМ-2 на выделенный сигнал дрейфа изолинии находится в приемлемых пределах.

На рис. 4 приведены исходный модельный сигнал $U_M(kdt)$ дрейфа изолинии (сплошная линия) и сигнал $U_B(kdt)$, выделенный из спектра СДВ фильтром нижних частот (точечная линия).

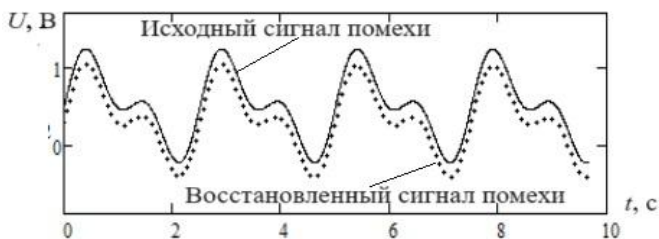


Рис. 4 – Восстановленный сигнал дрейфа изолинии

В эксперименте использовался период дискретизации $dt=4$ мс, одно из значений периодов дискретизации, применяемых в современных кардиосистемах, k –номер очередной дискретной выборки электрокардосигнала. В качестве ФНЧ использовалось окно Кайзера с частотой среза 0.9 Гц.

Для наглядности графики сдвинуты по оси ординат относительно друг друга. Среднее квадратическое отклонение выделенного сигнала дрейфа изолинии от модельного сигнала

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K [U_M(kdt) - U_B(kdt)]^2}{K}},$$

где K – число дискретных выборок электрокардирсигнала за время его наблюдения, при упомянутых выше параметрах сигнала дрейфа изолинии не превысило 0.01 (0.0087).

Полученные данные свидетельствуют об эффективности применения сложных дискретных выборок сигнала дрейфа изолинии для ее устранения при частотах, сравнимых с частотой сердечных сокращений.

Библиографический список

1. Барановский Л.А. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / А.Л. Барановский, А.Н. Калининченко, Л.А. Манило и др.: Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко; – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
2. Патент РФ № 2436502 С2 А61В 5/0402. Способ устранения дрейфа изоэлектрической линии электрокардосигнала и устройство для его осуществления. Опубликовано: 20.12.2011. Бюл. №35.
3. Карасев В.В. Измерительные системы для вращающихся узлов и механизмов / В.В. Карасев, А.А. Михеев, Г.И. Нечаев; Под ред. Г.И. Нечаева – М.: Энергоатомиздат, 1996. – 176 с.
4. Блинов П.А., Михеев А.А. Анализ методов компенсации дрейфа изолинии электрокардосигнала / Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 30. – С. 94-97.
5. Борисов Ю.П., Основы многоканальной передачи информации / Ю.П. Борисов, П.И. Пенин. – М.: Связь, 1967. – 436 с.

УДК 621.3.087.92

МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДА СВЯЗАННЫХ ГИСТОГРАММ ПРИ МЕТРОЛОГИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЯХ АЦП

А.М. Абрамов¹, В.В. Антонов²

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

²Рязанское гвардейское военное воздушно-десантное командное училище
имени генерала армии В.Ф. Маргелова, г. Рязань

Показана эффективность нового метода метрологического испытания АЦП по сравнению с известным гистограммным методом на примере испытания 6 разрядного АЦП.

Ключевые слова: АЦП, метод связанных гистограмм, гистограммный метод, дифференциальная нелинейность, интегральная нелинейность.

MODELING OF THE RELATED HISTOGRAM METHOD IN METROLOGICAL TESTING ADC

A.M. Abramov¹, V.V. Antonov²

¹Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

²Ryazan Guards Military Airborne Command School named after Army General
V.F. Margelov, Ryazan

The efficiency of the new method of ADC metrological testing in comparison with the known histogram method on the example of 6-bit ADC testing is shown.

Key words: ADC, related histogram method, histogram method, differential nonlinearity, integral nonlinearity.

На этапах жизненного цикла АЦП, т.е. при разработке, создании, эксплуатации, возникает необходимость периодического определения, контроля и аттестации их метрологических характеристик [1].

В работе [2] предлагается новый метод метрологического испытания АЦП, основанный на известном гистограммном методе, использующийся для определения дифференциальной (DNL) и интегральной (INL) нелинейности АЦП.

Для проверки эффективности нового метода вся система метрологического испытания, включающая генератор входных сигналов, АЦП, блок построения и анализа гистограмм, была смоделирована в LabVIEW [3,4]. Для подтверждения устойчивости разработанной системы было проведено испытание на номинальной и действительной функции преобразования (ФП) АЦП, а также использовались различные параметры входного сигнала.

Основными элементами, влияющими на качество моделирования системы метрологического испытания, являются модель генератора входных сигналов

и АЦП. Для всех случаев моделирования рассматривался 6 разрядный параллельный АЦП на основе линейки номинальных последовательных резисторов R . Любое отклонение R от номинального значения приводит к изменению соответствующего напряжения межкодového перехода АЦП. Кроме того, в связи с особенностями архитектуры параллельного АЦП, отклонение любого " i " напряжения межкодového перехода зависит не только от соответствующего сопротивления R_i , но и от значений всех сопротивлений от " 0 " до " $i-1$ ".

Для моделирования погрешностей DNL испытываемого АЦП все номинальные значения резисторов (кроме 1-го) изменялись случайным образом в диапазоне $\pm 10\% R$ по равномерному закону распределения.

Для моделирования погрешностей INL испытываемого АЦП к номинальным значениям резисторов (кроме 1-го) добавлялась ошибка, которая изменялась по синусоидальному закону. В итоге максимальная погрешность INL достигает значений в несколько LSB (наименьший значащий бит).

Так же в модель АЦП был введен шум напряжений межкодových переходов, который соответствовал величине $0,5 \text{ LSB}$.

Нелинейность в идеальный испытательный сигнал была введена с помощью параболы. Результат моделирования первого испытательного сигнала НС1 представлен на рис. 1.

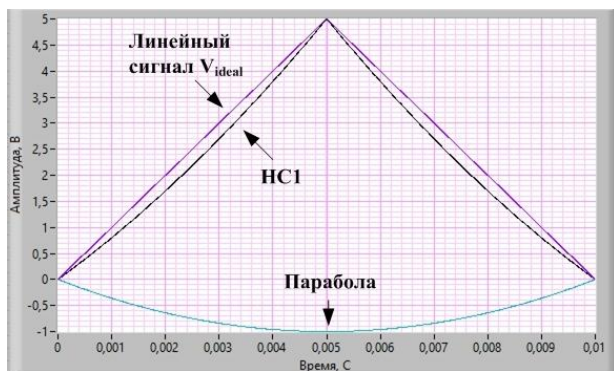


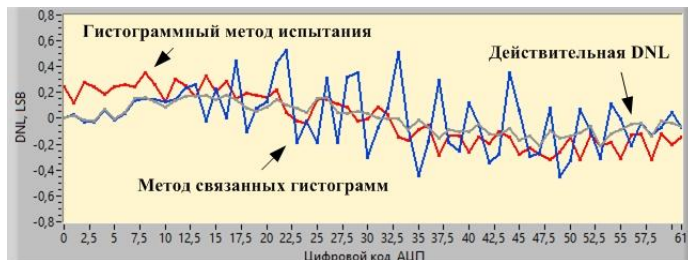
Рис. 1 – Введение нелинейности в идеальный треугольный сигнал V_{ideal}

Предполагается, что второй испытательный сигнал НС2 получен смещением первого сигнала НС1 на значение, равное номинальному значению интервала квантования АЦП h_H .

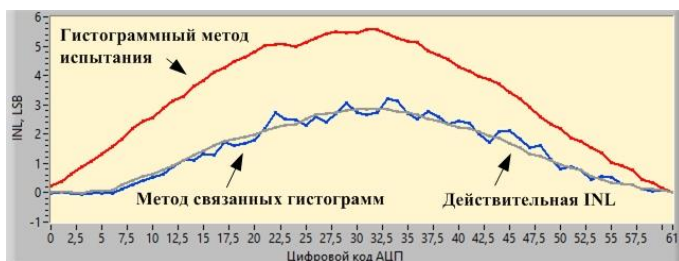
Разрешение входных сигналов НС1 и НС2 при моделировании системы метрологического испытания соответствовало разрешению испытываемого АЦП, а число периодов было выбрано 100.

Результаты моделирования метода связанных гистограмм

На рис. 2 представлены графики зависимостей действительных значений DNL и INL от текущего кода АЦП, введенные в модель 6 разрядного АЦП, и их рассчитанные значения с помощью общепринятого гистограммного метода и метода связанных гистограмм.



а) График зависимости DNL от текущего кода 6 разрядного АЦП



б) График зависимости INL от текущего кода 6 разрядного АЦП

Рис. 2 – Графики зависимостей DNL и INL от текущего кода 6 разрядного АЦП при смещении входного сигнала НС1 на h_H

Как видно из рис. 2, график зависимости INL от текущего кода АЦП, полученный с помощью метода связанных гистограмм почти совпадает с действительными значениями INL АЦП, что подтверждает эффективность нового метода. С другой стороны, график INL, полученный с помощью общепринятого гистограммного метода значительно отличается от действительных значений INL из-за нелинейной формы входного сигнала.

Библиографический список

1. Абрамов А.М., Бондарцев В.В., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б. и др. Виртуальные метрологические средства испытаний модулей АЦП для систем бортовых измерений // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 1. Рязань, 2014. С. 50-54.
2. Абрамов А.М. Метод связанных гистограмм при метрологических испытаниях АЦП // Цифровая обработка сигналов. 2023. №2. С. 74-76.

3. Абрамов А.М., Каплан М.Б., Никитин С.В., Садовский Г.А., Прошин Е.М. и др. Методы и средства автоматизации измерений и испытаний сложных объектов // Вестник РГРТУ. №2 – Выпуск 60. Рязань, 2017. С. 172-182.
4. Абрамов А.М., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Прошин Е.М., Садовский Г.А. и др. Математическое и имитационное моделирование измерительных модулей аналого-цифрового преобразования // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 2. Рязань, 2014. С. 36-41.

УДК 621.3.087.92

НЕДОСТАТКИ МЕТОДА СВЯЗАННЫХ ГИСТОГРАММ ПРИ МЕТРОЛОГИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЯХ АЦП

А.М. Абрамов

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

Проведен анализ метода связанных гистограмм, предназначенный для метрологических испытаний АЦП, с указанием его основных недостатков.

Ключевые слова: АЦП, метод связанных гистограмм, дифференциальная нелинейность, интегральная нелинейность, гистограммный метод.

DISADVANTAGES OF THE RELATED HISTOGRAM METHOD IN METROLOGICAL TESTING ADC

A.M. Abramov

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

The method of related histograms intended for metrological tests of ADCs is analyzed, indicating its main drawbacks.

Key words: ADC, related histogram method, differential nonlinearity, integral nonlinearity, histogram method.

Метод связанных гистограмм использует в качестве входного сигнала два испытательных сигнала, смещенных друг относительно друга по уровню на один интервал квантования [1]. С помощью двух испытательных сигналов строят две гистограммы плотности кодов испытываемого АЦП, по которым определяют интегральную (INL) и дифференциальную (DNL) нелинейность АЦП.

Особенность метода заключается в определении отклонений Δ_j реальных напряжений межкодовых переходов от номинальных АЦП, причем

$$INL = \max_j \left\{ \left| \frac{\Delta_j}{h_{cp}} \right| \right\},$$

где h_{cp} - среднее значение кванта.

Метод связанных гистограмм использует рекурсию для определения Δ_j

$$\Delta_j = h_j - h_{j-1} + 2\Delta_{j-1} - \Delta_{j-2},$$

где h_j - абсолютное значение интервала квантования, найденное с помощью первой гистограммы, h_{j-1} - абсолютное значение интервала квантования, найденное с помощью второй гистограммы.

Благодаря смещению входных сигналов друг относительно друга получают одинаковую нелинейную составляющую испытательного сигнала при испытании h_j и h_{j-1} , то есть, время испытаний соседних квантов в двух гистограммах становится одинаковым.

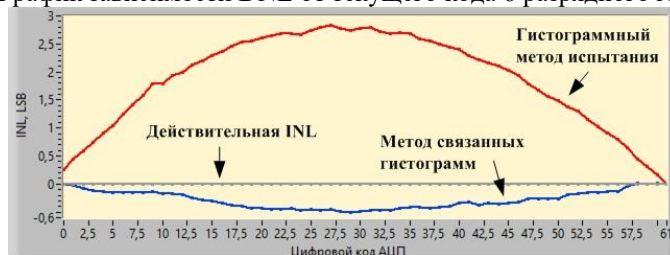
Хотя концептуально метод связанных гистограмм работает хорошо, он полагается на идеальное смещение в один номинальный интервал квантования h_H между двумя испытательными сигналами. В реальности этот показатель может отличаться на 10-20%.

Для проверки устойчивости метода в случае неидеального смещения вся система метрологического испытания, включающая генератор входных сигналов, АЦП, блок построения и анализа гистограмм, была смоделирована в LabVIEW [2,3,4].

Было проведено метрологическое испытание по методу связанных гистограмм и известному гистограммному методу на номинальной функции преобразования (ФП) 6 разрядного АЦП при смещении испытательного сигнала на $1,15 h_H$ (рис. 1), причем в модель АЦП был введен шум напряжений межкодových переходов, который соответствовал величине $0,5 \text{ LSB}$ (младший значащий бит). Разрешение первого и второго испытательного сигнала при моделировании системы метрологического испытания соответствовало разрешению испытываемого АЦП, а число периодов первого и второго сигнала было выбрано 300.



а) График зависимости DNL от текущего кода 6 разрядного АЦП



б) График зависимости INL от текущего кода для 6 разрядного АЦП

Рис. 1 – Графики зависимостей DNL и INL от текущего кода 6 разрядного АЦП с номинальной ФП при неидеальном смещении испытательного сигнала

Как видно из рис. 1, график зависимости INL от текущего кода АЦП, полученный с помощью метода связанных гистограмм близок к номинальной ФП, по сравнению с общепринятым гистограммным методом.

Кроме этого, искажение формы второго испытательного сигнала относительно первого, также приведет к уменьшению точности определения DNL и INL.

Библиографический список

1. Абрамов А.М. Метод связанных гистограмм при метрологических испытаниях АЦП // Цифровая обработка сигналов. 2023. №2. С. 74-76.
2. Абрамов А.М., Каплан М.Б., Никитин С.В., Садовский Г.А., Прошин Е.М. и др. Методы и средства автоматизации измерений и испытаний сложных объектов // Вестник РГРТУ. №2 – Выпуск 60. Рязань, 2017. С. 172-182.
3. Абрамов А.М., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Прошин Е.М., Садовский Г.А. и др. Математическое и имитационное моделирование измерительных модулей аналого-цифрового преобразования // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 2. Рязань, 2014. С. 36-41.
4. Абрамов А.М., Бондарцев В.В., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б. и др. Виртуальные метрологические средства испытаний модулей АЦП для систем бортовых измерений // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 50). Часть 1. Рязань, 2014. С. 50-54.

РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ БЕСКОНТАКТНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА

М.В. Беликова, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков

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

Рассмотрена функциональная схема системы бесконтактной регистрации тремора на базе персонального компьютера, веб-камеры и программных средств в виде виртуальных приборов в среде LabVIEW с использованием дополнительных библиотек обработки Vision Development Module и Vision Acquisition Software. Описан алгоритм работы системы и проведено ее апробирование.

Ключевые слова: тремор, веб-камера, виртуальные средства регистрации, преобразования, измерения и визуализации.

IMPLEMENTATION OF A SYSTEM FOR CONTACTLESS REGISTRATION AND DETERMINATION OF TREMOR PARAMETERS

M.V. Belikova, S.G. Gurzhin, A.V. Shulyakov

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

The functional diagram of a system for contactless tremor registration based on a personal computer, a web camera and software in the form of virtual instruments in the LabVIEW environment using additional processing libraries Vision Development Module and Vision Acquisition Software is considered. The system operation algorithm is described and tested.

Key words: tremor, webcam, virtual means of registration, transformation, measurement and visualization.

В работе [1] на основании анализа литературы по различным методам и средствам регистрации тремора сделан обоснованный выбор в пользу бесконтактных методов **видео регистрации**, которые выгодно отличаются от традиционных методов многими своими качественными показателями, такими как:

- точность получения диагностической информации;
- высокий уровень автоматизации управления процессами регистрации, преобразования, обработки изображений, формирования биомедицинских сигналов, измерения информативных параметров сигналов и визуализации результатов исследований;
- эргономичность по отношению и к врачу и пациенту;
- безопасность в применении.

В работе была предложена структура системы регистрации тремора и кратко описан алгоритм ее работы. Это позволило произвести разработку и реализацию системы на базе персонального компьютера с использованием

веб-камеры DEXP Chat M100R1 и виртуальных приборов (ВП) в среде визуального программирования LabVIEW, а также библиотеки средств обработки и анализа изображений IMAQ Vision [2-4].

Поскольку, по сути, предлагаемая система является измерительно-диагностической, то особое внимание было уделено характеристикам первичного измерительного преобразователя – веб-камере DEXP Chat M100R1:

- Матрица фоточувствительных элементов – 2 млн. пикселей, CMOS;
- Разрешение (видео) – 1920x1080 пикселей;
- Максимальная частота кадров – 30 Гц;
- Подключение к компьютеру – USB 2.0;
- Совместимость с операционными системами – Windows XP/7/8/10;
- Размеры (ШxВxГ) – 60x51x77 мм.

Разработана функциональная схема компьютерной системы регистрации тремора, которая представляет собой последовательность операций, выполняемых в большей степени автоматически, либо под управлением врача с помощью специальных программных средств – ВП в среде LabVIEW (рис. 1).

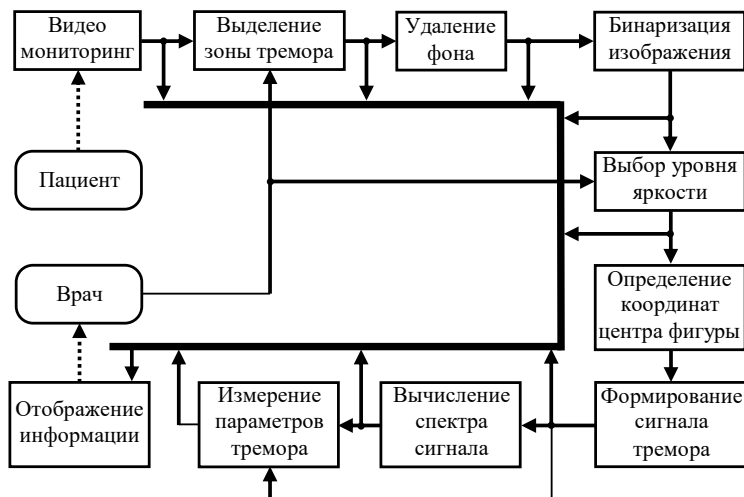
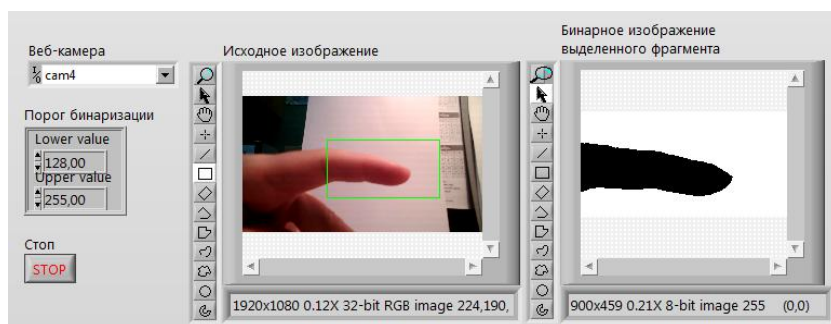


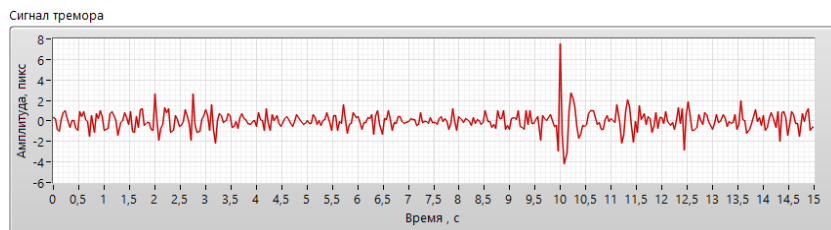
Рис. 1 – Функциональная схема системы регистрации и определения параметров тремора

Работа системы начинается с того, что врач подключает веб-камеру к USB-порту компьютера, в котором установлена программа для регистрации тремора, затем он размещает веб-камеру напротив пациента, направляет ее на часть его тела, совершающую произвольные колебательные движения и запускает программу.

На экране монитора компьютера появляется многооконный интерфейс пользователя (рис. 2,а), где врач изначально видит реальное цветное изображение объекта интереса, например указательный палец руки пациента. С помощью инструмента боковой панели – прямоугольника (рамки) врач выделяет область на пальце, которую необходимо исследовать на тремор, причем размеры прямоугольника он может задавать любые в пределах площади кадра изображения. Элементы изображения вне рамки, т.е. фон, удаляются с целью уменьшения объема анализируемой информации и влияния сторонних помех. Эти преобразования производятся ВП «Видео мониторинг», «Выделение зоны тремора» и «Удаление фона».



а



б



в

Рис. 2 – Виртуальные приборы мониторинга, регистрации и определения параметров тремора

Поскольку веб-камера формирует на выходе цветное трехканальное изображение RGB в реальном масштабе времени, то для его обработки

требуются большие ресурсы. Снижение вычислительных затрат возможно за счет преобразования цветного изображения в одноканальное – полутоновое, которое позволяет достаточно эффективно определять такие геометрические характеристики объектов на изображении, как контур, площадь, положение и ориентация. Для более надежного выделения области интереса дополнительно производится **сегментация** изображения, позволяющая точнее определять местоположение объекта и его границы. Одним из наиболее популярных способов сегментации изображений является **пороговая бинаризация** [3, 4]. В результате ее проведения каждый пиксель полутонового изображения заменяется черным цветом, если его яркость меньше некоторого заданного уровня, или белым цветом, если яркость больше этого уровня. Полученное изображение с помощью ВП «Бинаризация изображения» значительно упрощает дальнейшую обработку. Для повышения контрастности объекта интереса и соответственно для улучшения его выделения врач имеет возможность регулировать яркость изображения с помощью ВП «Выбор уровня яркости».

После произведенных преобразований стоит задача надежного определения координат центра тяжести выделенной фигуры в каждом кадре изображения через ее статические моменты [4, 5]:

$$y_c = \frac{S_x}{A} \text{ и } x_c = \frac{S_y}{A},$$

где y_c – расстояние от центра тяжести фигуры до оси x , x_c – расстояние от центра тяжести фигуры до оси y , S_y и S_x – статические моменты фигуры относительно осей y и x , A – площадь фигуры.

Статические моменты определяются относительно осей, лежащих в плоскости сечения, из выражений:

$$S_x = \sum_{i=1}^n A_i y_i \text{ и } S_y = \sum_{i=1}^n A_i x_i,$$

где A_1, A_2, \dots, A_n – площадь элементарных площадок, из которых состоит фигура, $x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_n, y_n$ – координаты центров тяжести элементарных площадок относительно выбранных осей x и y .

Элементарными площадками считаются площадки отдельных пикселей фигуры, площадь каждой из которых A_i равна 1, тогда координаты центра тяжести фигуры можно записать в виде

$$x_c = \frac{1}{A} \sum_{i=1}^n x_i, \quad y_c = \frac{1}{A} \sum_{i=1}^n y_i,$$

а площадь фигуры $A = \sum_{i=1}^n A_i = n$ определяется количеством пикселей.

В результате координаты центра тяжести фигуры можно вычислить как:

$$x_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad y_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i.$$

Поскольку бинарное изображение состоит только из фона и выделенной фигуры, то всем пикселям фона приписывают значения яркости 0, а пикселям фигуры значения яркости 1.

Тогда координаты элементарных площадок (x_i, y_i) находят сравнением значения каждого пикселя изображения с 1, и если значение равно 1, то его принимают за координаты пикселя фигуры, а за n , соответственно, – количество пикселей со значением 1. Данные преобразования осуществляются с помощью ВП «Определение координат центра фигуры». Усреднение по множеству n пикселей фигуры при определении координат центра ее тяжести позволяет также существенно снизить уровень случайных яркостных помех в \sqrt{n} раз.

Следующим этапом преобразований является формирование из полученных значений центров тяжести фигуры в каждом кадре изображения временной последовательности цифровых отсчетов, в виде осциллограммы с помощью ВП «Формирование сигнала тремора». На рисунке 2,б показан реальный сигнал тремора здорового человека.

Учитывая, что существует большое многообразие видов тремора [6], различающихся, в основном, по двум диагностическим показателям амплитуде и частоте колебательных движений, то важным источником информации для врача, помимо временной функции – сигнала тремора, служит спектральная характеристика тремора. Поэтому система позволяет дополнительно определять спектр сигнала тремора с помощью ВП «Вычисление спектра сигнала».

Для повышения точности и уровня автоматизации диагностических исследований, а также сокращения времени на их проведение в системе предусмотрены ВП «Измерение параметров тремора» и «Отображение информации».

Библиографический список

1. Беликова М.В., Гуржин С.Г. Система для бесконтактной регистрации и определения параметров тремора // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2022: сб. тр. XXXV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2022. – 484 с. С. 84-87.
2. Махов В.Е., Ширококов В.В., Закутаев А.А. Построение систем технического зрения на базе компьютерных технологий National Instruments // Control Engineering Россия, №4(76). 2018. С. 62-69.
3. Рейнхард Клетте. Компьютерное зрение. Теория и алгоритмы. – М.: ДМК-Пресс, 2019. – 506 с.

4. Визильтер Ю.В., Желтов С.Ю., Князь В.А., Ходарев А.Н., Моржин А.В. Обработка и анализ цифровых изображений с примерами на LabVIEW IMAQ Vision. – М.: ДМК Пресс, 2007. – 464 с.
5. Ильясова Н.Ю., Куприянов А.В., Храмов А.Г. Информационные технологии анализа изображений в задачах медицинской диагностики / под ред. академика А.С. Бугаева. – М.: Радио и связь, 2012. – 424 с.
6. Говорова Т.Г., Таппахов А.А., Попова Т.Е., Антипина У.Д. Тремор: классификация, клиническая характеристика / Consilium Medicum, Т. 20. №9. 2018. С. 95-100.

УДК 617.57-77:681.518.08

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ ТЕНЗОМЕТРИЧЕСКОГО ДАТЧИКА ДЛЯ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА КИСТИ РУКИ

К.С. Ильичева

Научный руководитель – М.М. Тюрина, к.т.н., доцент
ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева – КАИ», г. Казань

Рассмотрены особенности проектирования тактильного канала бионического протеза кисти руки. Представлены результаты расчета тензорезистивного чувствительного элемента. Выработаны схемотехнические рекомендации по его внедрению в структуру тактильного канала бионического протеза кисти руки.

Ключевые слова: бионический протез, тактильный канал, тензометрический датчик, тензорезистивный чувствительный элемент.

PECULIARITIES OF STRAIN GAUGE SENSOR DEVELOPMENT FOR BIONIC HAND PROSTHESIS

K.S. Ilyicheva

Supervisor: M.M. Tyurina, Candidate of Engineering Sciences
Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev–KAI,
Kazan

The peculiarities of designing the tactile channel of bionic prosthetic hand are considered. Calculation results of strain-resistive sensing element are presented. Schematic and technical recommendations for its implementation in the structure of the tactile channel of the bionic prosthetic hand are developed.

Keywords: bionic prosthesis, tactile channel, strain gauge sensor, strain resistive sensing element.

Бионические протезы кисти руки пользуются огромным спросом у людей с ампутацией или нарушениями функции кисти руки. Существующие протезы, несмотря на определенные достижения, все еще ограничены в своих

возможностях и не могут полностью восстановить потерянные функции, а также удовлетворять пользователей по техническим характеристикам и стоимости [1-3]. Большинство пациентов могут позволить себе только косметические протезы или протезы на основе тягово-силовых механизмов [2, 4]. Основной функцией протезов является восстановление сенсорных и моторных возможностей потерянной конечности с высокой степенью точности и эффективности. Таким функционалом обладают бионические протезы [5]. Из-за большого количества функций они имеют высокую стоимость, что делает их зачастую недоступными. Снизить стоимость позволит разработка отечественных бионических протезов.

Анализ патентных материалов, проведенный в рамках научно-исследовательских работ по данной тематике, позволил разработать вариант структурного построения бионического протеза [6]. Одним из основных источников информации в бионическом протезе является тактильный канал. В работе [6] представлены результаты структурного и параметрического синтеза тактильного канала бионического протеза кисти руки, построенного на базе тензометрического датчика. Построение канала на основе такого датчика не увеличивает стоимость протеза и позволяет ускорить время привыкания и точность управления протезом кисти руки.

С целью экспериментальной проверки работоспособности тактильного канала бионического протеза по разработанной электрической принципиальной схеме был изготовлен макетный образец тактильного канала, представленный на рис. 1 [7]. Реализация макетного образца была осуществлена с помощью учебного лабораторного стенда Elvis II компании National Instruments, содержащего в себе электронную схему, которая позволяет осуществить сопряжение макетного образца с виртуальными инструментами, созданными в среде LabView. Связь с компьютером осуществляется с помощью USB-кабеля, который отвечает за управление виртуальными приборами.



Рис. 1 – Экспериментальная установка по исследованию макетного образца тактильного канала бионического протеза кисти руки

В качестве тензодатчика макетного образца тактильного канала использовался датчик усилия типа FSS1500NSB, который удовлетворяет следующим техническим параметрам: диапазон измерения – 0,1...40 Н; максимальный выходной сигнал датчика – не менее 0,5 В; погрешность измерения – не более 3 %, кроме габаритных характеристик.

Основной задачей разработки тензометрического датчика для тактильного канала бионического протеза кисти руки является минимизация его габаритных размеров. Анализ существующих чувствительных элементов тензометрических датчиков позволил классифицировать их по принципу действия на несколько категорий [5]. Наиболее распространённый тип тензодатчиков – это тензорезисторы. Их чувствительность к упругой деформации выражена изменением выходного сигнала – электрического сопротивления. Тензорезисторы могут быть изготовлены из различных материалов, включая фольгу, полупроводники или пленки. Главным достоинством таких чувствительных элементов являются минимальные массогабаритные характеристики. Включение в схему двух и более тензорезисторов позволяет компенсировать температурную составляющую погрешности. Другой тип тензодатчиков – пьезорезисторы. Они генерируют электрический сигнал под воздействием механического напряжения. Пьезодатчики могут измерять скорость изменения деформации. К недостаткам относят высокую стоимость устройств, кроме того, высокая чувствительность часто приводит к неверным срабатываниям устройств. Емкостные тензодатчики измеряют изменения емкости между армированными пластинами, которые меняют свой интервал при деформации. Не смотря на отсутствие в конструкции сложных механизмов и большого количества контактов, высокую чувствительность, данный тип датчик не может быть установлен в тактильном канале, поскольку имеет повышенные требования к экранировке элементов. Оптические пьезодатчики также могут измерять деформацию или давление с помощью оптических волокон, которые реагируют на изменения в отражении света. Однако внешние загрязнения на поверхности датчиков могут привести к ложным срабатываниям и получению недостоверной информации. Применение ультразвуковых пьезодатчиков возможно для измерения расстояния и детектирования объектов в окружающей среде. Они могут помочь бионическому протезу "ощущать" объекты и препятствия вблизи, что обеспечивает большую безопасность и легкость использования протеза в окружающем пространстве.

В зависимости от требований и условий эксплуатации, а именно габаритные размеры, позволяющие разместить чувствительный элемент в концевых фалангах пальцев бионического протеза кисти руки. Наиболее подходящим по данному требованию является тензорезистивный чувствительный элемент. Рассмотрим особенности его разработки для определения возможности построения на его основе тактильного канала бионического протеза кисти руки.

Принцип действия тензорезистора основан на изменении электрического сопротивления чувствительного элемента под действием приложенной силы. При приложении к чувствительному элементу растягивающей силы F происходит его деформация, увеличивается длина на величину ΔL , уменьшается площадь его поперечного сечения на ΔS , и уменьшается сопротивление ΔR . Относительное изменение сопротивления чувствительного элемента в результате его упругой деформации можно определить следующим соотношением

$$\varepsilon_R = \frac{\Delta R}{R}.$$

Определим максимальное изменение выходного сопротивления тензорезистора, для следующих характеристик: ширина $b=10$ мм, толщина $h=2,4$ мм, длина $l = 20$ мм, максимальное усилие $F_{\max} = 300$ Н, модуль Юнга $E = 2 \cdot 10^5$ Н/м²,

$$S = \frac{b \cdot h^2}{l} = \frac{10\text{мм} \cdot 2,4^2\text{мм}^2}{20\text{мм}} = 2,88\text{мм}^2;$$

$$\varepsilon = 6 \frac{F}{S \cdot E} = 6 \cdot \frac{300}{2,88 \cdot 2 \cdot 10^5} = 0,0031.$$

Для измерения деформации с помощью тензорезисторов необходимо регистрировать очень малые изменения сопротивления. Например, при коэффициенте тензочувствительности, равном 2, относительное изменение сопротивления тензорезистора при его растяжении на 0,0005 составит 0,1%. Для ненагруженного тензорезистора с исходным сопротивлением 120 Ом эквивалентно изменению сопротивления всего лишь на 0,12 Ом. Для сопротивление тензорезистора $R = 350$ Ом с рассмотренными выше параметрами изменение сопротивление составит

$$\Delta R = \varepsilon R = 0,0031 \cdot 350\text{Ом} = 1,09\text{Ом}.$$

Для измерения малых значений сопротивления и компенсации температурные погрешности, тензорезисторы почти всегда включают в мостовую схему [6], например, в мостовую схему моста Уитстона (рис. 2).

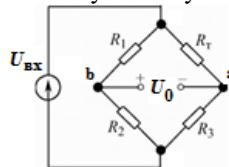


Рис. 2 – Мостовая схема включения тензорезистора.

Ток через тензодатчик обычно составляет от 2 до 30 мА для датчиков с сопротивлением от 1кОм до 120 Ом. Напряжение питания моста должно быть по возможности большим ($U_{\text{min min}} = 3\text{В}$ и $U_{\text{min max}} = 10\text{В}$), чтобы увеличить отношение сигнала к шуму, и в то же время достаточно малым,

чтобы минимизировать погрешность, вызванную саморазогревом тензорезистора.

Выходное напряжение измерительного моста (рис.3) определяется выражением:

$$U_0 = U_{\text{э}} \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_T} \right).$$

При условии баланса моста, когда выполняется условие $R_1 R_2 = R_3 R_T$, его выходное напряжение будет равно нулю $U_0 = 0$. Для значений сопротивлений $R_1 = R_2 = 4,7 \text{ кОм}$, $R_3 = R_T = 350 \text{ Ом}$, $U_{\text{э}} = 5 \text{ В}$

$$U_0 = U_{\text{э}} \left(\frac{4,7 \cdot 10^3}{4,7 \cdot 10^3 + 4,7 \cdot 10^3} - \frac{350}{350 + 350} \right) = 0 \text{ В}.$$

Изменение напряжения на выходе мостовой схемы ΔU определяется по зависимости

$$\Delta U = U_a - U_b.$$

При этом $U_a = \frac{R_3 + \Delta R}{R_3 + R_T} U_{\text{вх}} = \frac{350 + 1,09}{350 + 350} \cdot 5 = 2,5078 \text{ В}$, $U_b = \frac{U_{\text{э}}}{2} = \frac{5}{2} = 2,5 \text{ В}$.

Тогда изменение напряжения $\Delta U = 2,5078 - 2,5 = 0,0078 \text{ В}$. Для дальнейшего применения полученного сигнала, его необходимо усилить до уровня В.

Таким образом, в докладе представлены результаты расчетно-теоретического обоснования тензорезистивного датчика. По заданным габаритным размерам тензорезистивного датчика (ширина $b = 10 \text{ мм}$, площадь поперечного сечения $S = 3 \text{ мм}^2$ и $h = 2,4 \text{ мм}$), что соответствует размерам пальца взрослого человека, определен диапазон изменения выходного сигнала с датчика. Чувствительный элемент тензорезистивного датчика соответствует необходимым габаритным размерам, позволяющим комфортно (для разработчика) разместить его на концевой фаланге «пальца» протеза кисти руки. Построение тактильного канала бионического протеза кисти руки на основе тензорезистивного чувствительного элемента позволит пользователю достигнуть более быстрых успехов в обучении использованием бионического протеза кисти руки в повседневной жизни.

Библиографический список

1. Славущкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 1982. – 146с.
2. Протезы рук // Официальный сайт компании Novea [Электронный ресурс] URL: <http://novea.msk.ru/prosthetic-hand.html>, режим доступа – свободный.
3. Матеев И.Б., Банков С.Д. Реабилитация при повреждениях руки. – София: Медицина и физкультура, 1981. – С. 81-118.

4. Протезирование верхних конечностей // Официальный сайт компании OttoBock [Электронный ресурс] URL: <http://www.ottobock.ru/prosthetics/upper-limb-prosthetics/>, режим доступа – свободный.
5. Современные протезы руки // [Электронный ресурс] URL: <https://luxmedprotez.com/ru/ceny-na-protezy-ruk>, режим доступа – свободный.
6. Ильичева К.С., Тюрина М.М. Особенности разработки тактильного канала бионического протеза кисти руки // Сборник докладов ММНК «XXV Тулолевские чтения» (9-10 ноября 2023 г.), 2023 г. (в печати).
7. Ильичева К.С., Тюрина М.М. Экспериментальные исследования тактильного канала бионического протеза кисти руки // Сборник докладов ММНК «XXV Тулолевские чтения» (9-10 ноября 2023 г.), 2023 г. (в печати).
8. Тензодатчик: принцип работы, устройство, типы, схемы подключения // Официальный сайт компании «ASUTPP» [Электронный ресурс] URL: <https://www.asutpp.ru/tenzodatchik.html>, режим доступа – свободный.
9. Бердников А.В., Маковеев В.М. Измерительные преобразователи и электроды: учебно-методическое пособие. – Казань: Изд-во КНИТУ-КАИ, 2018. – 136 с.

УДК 681.128.82

ЭЛЕКТРОННЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ УРОВНЯ ЖИДКОСТИ В ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ

П.С. Бudyлина, С.А. Голь

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

Предложена структура тросового радарного уровнемера с функциями непрерывного измерения второго уровня раздела сред, когда в емкости находятся два продукта разной плотности, и исключения артефактов вызванных наличием паров, конденсата, пены или налипания на трос.

Ключевые слова: технология измерения уровня, тросовый радарный уровнемер, линейно-частотная модуляция.

ELECTRONIC MODULE FOR LIQUID LEVEL MEASUREMENT IN PHARMACEUTICAL INDUSTRY

P.S. Budylina, S.A. Goll

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

The structure of tether radar level meter is proposed with functions of second interface level continuous measurement when there are two products of different densities in the vessel and elimination of artifacts caused vapors, condensate, foam or sticking on tether presence.

Key words: level measurement technology, tether radar level meter, linear-frequency modulation.

Непрерывный контроль положения уровня жидких продуктов в резервуарах является неотъемлемой частью систем автоматического контроля, регулирования и управления технологическими процессами различных областей промышленности: от нефтеперерабатывающей до пищевой. Надежное измерение уровня имеет решающее значение для максимально возможной сепарации продукта, повышения производительности и устойчивой работы предприятия.

Радарные уровнемеры способны обеспечить надежные и точные измерения в сложных областях применения, так как на них не влияют такие показатели, как плотность среды, вариация температуры и давление. Например, на фармацевтическом производстве важно обеспечить непрерывное и при этом гигиеничное измерение уровня жидкости в резервуарах для ее хранения и смешивания. Процесс стерилизации резервуаров паром (рис.1) накладывает дополнительное требование на измерительное устройство в виде необходимости компенсации влияния окружающей среды на волновод.

Представленные на отечественном рынке тросовые радарные уровнемеры ([1], [2], [3], [4]), предназначенные для эксплуатации в разных отраслях промышленности, не обладают возможностью определения второй границы раздела сред и требуемыми параметрами чувствительности к изменениям окружающей среды.

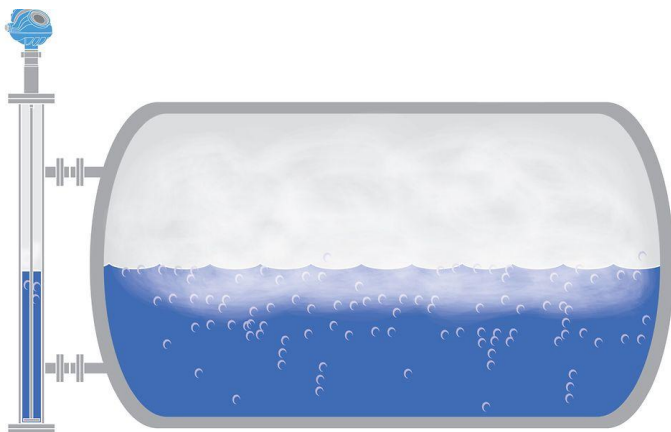


Рис. 1 – Иллюстрация возникновения пара при изменении технологических параметров внутри резервуара.

Как известно, технология большинства радарных уровнемеров построена на принципе непрерывной линейно-частотной модуляции опорного сигнала радиолокатора, который, отражаясь от продукта в резервуаре, возвращается обратно с некоторой задержкой во времени, пропорциональной измеряемому

уровню. В реальности конструктивные особенности резервуара и изменение технологических параметров требуют более сложного «смещения» излучаемого и отражаемого сигналов.

Структура разрабатываемого электронного модуля тросового радарного уровнемера (рис.2) предполагает наличие способа синхронного выделения огибающей сигнала биений на фоне искажений, вызванных детектором, а также сигналом авто-эха, которые оцениваются на каждом нечетном периоде пилообразного сигнала управления частотой излучаемого ВЧ-сигнала и синхронно вычитаются каждый четный период. Использование полосового фильтра с регулируемой частотой пропускания позволит выделить сигнал, отраженный от второй границы раздела фаз. Дальнейшая обработка сигнала осуществляется микропроцессорной системой и заключается в точном определении частоты полезного сигнала и пересчете ее значения в значение уровня наполнения резервуара.

Таким образом, можно предполагать, что предлагаемый электронный модуль способен обеспечить надежные и точные измерения уровня и в такой сложной области применения, как фармацевтическая промышленность, так как изменения состояния окружающей среды не будут влиять на описываемую технологию, а выделение двух фаз раздела сред позволит увеличить точность протекающих технологических процессов.

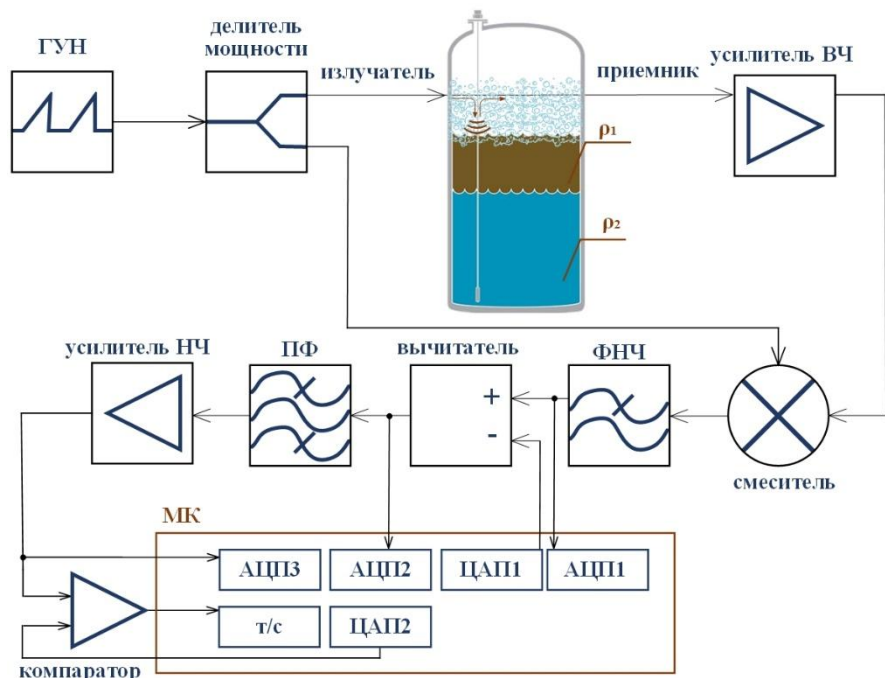


Рис. 2 – Структура электронного модуля тросового радарного уровнемера

Библиографический список

1. Уровнемер тросиковый радиоволновый УТР1 купить в Москве – Альбатрос [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://albatros.ru/catalog/products/level-pressure-sensors/the-sensor-fulfils-the-extremely-radio-wave-utr1.php>.
2. Уровнемер радарный волноводный ЛУЧ-3 [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://www.teplopribor.ru/catalog/urovnemery/luch3>.
3. Уровнемер микроволновой (рефлекс-радарный) РИЗУР-1300 [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://rizur.ru/catalog/urovnemery/urovnemer-mikrovolnovoy-refleks-radarный-rizur-1300/>.
4. Уровнемер волноводно-радарный ТИТАН-370У [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://tek-know.ru/catalog/po-vidam-izmereniy/uroven/urovnemery-volnovodnye-i-radarные/titan-370u-urovnemer-volnovodno-radarный/>.
5. О волноводном радарном уровнемере _ Emerson RU [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://www.emerson.com/ru-ru/automation/measurement-instrumentation/level/continuous-level-measurement/about-guided-wave-radar>.

УДК 621.3.087.44

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТЕЙ КАРДИОИНТЕРВАЛОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА МАГНИТОТЕРАПИИ

А.В. Шуляков, С.Г. Гуржин

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

Предложен и рассмотрен способ выделения сигнала фотоплетизмограммы пациента на фоне высокочастотных помех и низкочастотных артефактов, основанный на совместном использовании методов корреляционного анализа и синхронного накопления, позволяющий одновременно повысить точность определения длительностей кардиоинтервалов сердечного ритма.

Ключевые слова: *фотоплетизмограмма, высокочастотные помехи, низкочастотные артефакты, виртуальные средства регистрации, обработки, измерения и визуализации.*

INCREASING THE ACCURACY OF DETERMINING THE DURATION OF CARDIO INTERVALS OF A PATIENT'S HEART RHYTHM DURING A MAGNETOTHERAPY SESSION

A.V. Shulyakov, S.G. Gurzhin

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

A method for isolating a patient's photoplethysmogram signal against the background of high-frequency interference and low-frequency artifacts is proposed

and considered, based on the combined use of correlation analysis and synchronous accumulation methods, which allows simultaneously increasing the accuracy of determining the duration of cardiac intervals of the heart rhythm.

Key words: *photoplethysmogram, high-frequency interference, low-frequency artifacts, virtual means of recording, processing, measurement and visualization.*

На сегодняшний день одним из неинвазивных, оперативных и чувствительных методов оценки функционального состояния пациента является метод **вариационной пульсометрии**. Именно эти качественные характеристики позволили использовать его в комплексе хрономагнитотерапии «Мультимаг» и реализовать на базе компьютера комплекса с помощью фотометрического датчика пульсовой волны APDS-9008, многофункционального устройства ввода-вывода NI USB 6211 и виртуальных приборов (ВП) в среде LabVIEW регистрации, обработки, анализа сигнала фотоплетизмограммы для оценивания диагностических показателей [1].

Поскольку сигнал фотоплетизмограммы является квазипериодическим и практически всегда сопровождается различного рода помехами [2, 3], то возникает проблема точного измерения длительностей кардиоинтервалов, определяющих в конечном итоге диагностическую точность.

Для уменьшения влияния на полезный сигнал пульсовой волны высокочастотных (ВЧ) помех и низкочастотных (НЧ) артефактов, среди которых существенную долю составляет сигнал дыхания пациента, предложен способ на основе совместного использования известных методов корреляционного анализа и синхронного накопления с усреднением [3-6], реализованный с помощью ВП.

Для подтверждения работоспособности и эффективности способа разработана модель вариабельности квазипериодов фотоплетизмограммы – сигнал кардиоинтервалограммы (рис. 1,а), который имеет следующие характеристики:

- количество кардиоинтервалов: 10000;
- средняя длительность кардиоинтервала: 1 с;
- закон изменения длительностей кардиоинтервалов: синусоидальный (1 период модели сигнала);
- максимальное изменение длительности кардиоинтервала: $\pm 0,1$ с.

На основе модели сигнала кардиоинтервалограммы был создан сигнал фотоплетизмограммы, в котором каждый кардиоинтервал сформирован в виде положительного полупериода синусоиды длительностью 0,5 с и паузой с нулевой амплитудой, а длительностью, необходимой для формирования длительности текущего кардиоинтервала. Частота следования отсчетов в сигнале (частота дискретизации) 1000 Гц.

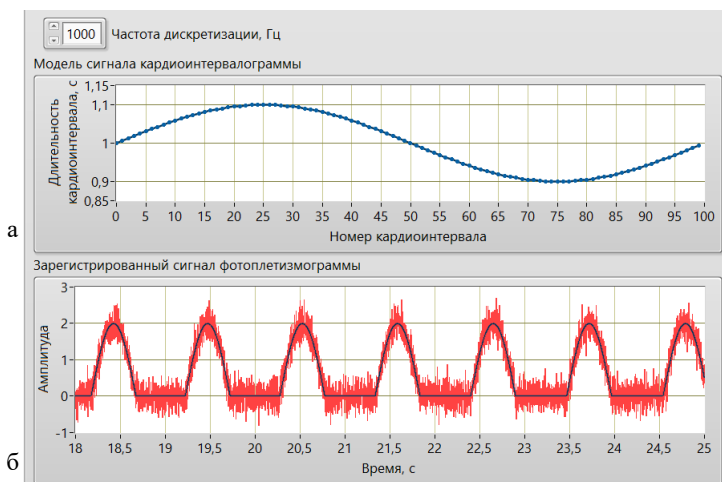


Рис. 1 – ВП моделирования сигналов: а – кардиоинтервалограммы, б – фотоплетизмограммы и помехи

На сформированный сигнал фотоплетизмограммы наложена случайная помеха (рис. 1,б) нормального закона распределения вероятности с математическим ожиданием (МО) $m_n = 0$ и среднеквадратическим отклонением (СКО) равным $\sigma_n = \frac{\sigma_c}{\sqrt{10}}$, где σ_c – СКО амплитуды исходного сигнала.

Тогда отношение сигнал-помеха SNR (signal-to-noise ratio) на входе системы можно определить из выражения:

$$SNR = \frac{P_c}{P_n} = \frac{\sigma_c^2}{\sigma_n^2} = 10,$$

где P – средняя мощность сигнала и помехи, σ – СКО амплитуды сигнала и помехи.

Полученная модель сигнала фотоплетизмограммы использовалась для исследования разработанного способа и алгоритма регистрации и обработки сигнала фотоплетизмограммы.

На первом этапе обработки производилось формирование двух пороговых уровней для более надежного обнаружения сигнала фотоплетизмограммы.

С этой целью использовалось скользящее окно длительностью 3000 отсчетов (3 секунды), в котором, определялись среднее арифметическое (скользящее среднее) \bar{Y} и среднеквадратическое отклонение (скользящее СКО) S_Y регистрируемого зашумленного сигнала фотоплетизмограммы.

Пороговые уровни определялись как

$$Y_{ns} = \bar{Y} + \frac{S_Y}{2}, \quad Y_{ni} = \bar{Y} - \frac{S_Y}{2},$$

где Y_{ns} и Y_{ni} – верхний и нижний пороговые уровни соответственно.

Из сигнала фотоплетизмограммы выделялись реализации – информативные фрагменты квазипериодов сигнала, которые использовались для определения длительностей кардиоинтервалов (рис. 2,а).

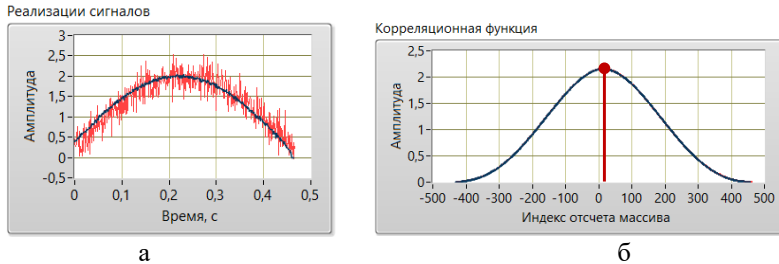


Рис. 2 – ВП зарегистрированных реализаций сигнала фотоплетизмограммы: а – зашумленных и усредненных реализаций; б – ВП вычисления взаимной корреляционной функции

Между каждой текущей регистрируемой реализацией x , содержащей N отсчетов и реализацией y , содержащей M отсчетов и усредненной реализацией предыдущих квазипериодов, находится взаимная корреляционная функция (ВКФ):

$$Kxy_j = \frac{1}{\max(N, M)} \sum_{k=0}^{N-1} x_k \cdot y_{j+k},$$

где $j = -(N-1), -(N-2), \dots, -1, 0, 1, \dots, (M-2), (M-1)$; $\max(N, M)$ – наибольшее из значений N и M . Причем, величины x и y , для отсчетов, индексы которых выходят за область определения данных величин, будут иметь нулевые значения.

Индекс отсчета, соответствующий максимуму ВКФ, например равный 14 (рис. 2,б), определяет временной сдвиг при наилучшем совпадении текущей реализации и усредненной реализацией.

С учетом полученных уточненных значений индексов отсчетов реализаций в момент максимума ВКФ корректируются индексы начала и конца текущей реализации, тем самым окончательно измеряется точное значение длительности текущего кардиоинтервала. Определяется новая усредненная реализация, которая используется в качестве эталонной реализации для дальнейшего анализа.

В результате предложенного алгоритма выделения и обработки реализаций формируется временная последовательность длительностей кардиоинтервалов и строится экспериментальная кардиоинтервалограмма,

которая сравнивается с исходной моделью кардиоинтервалограммы (рис. 3,а).

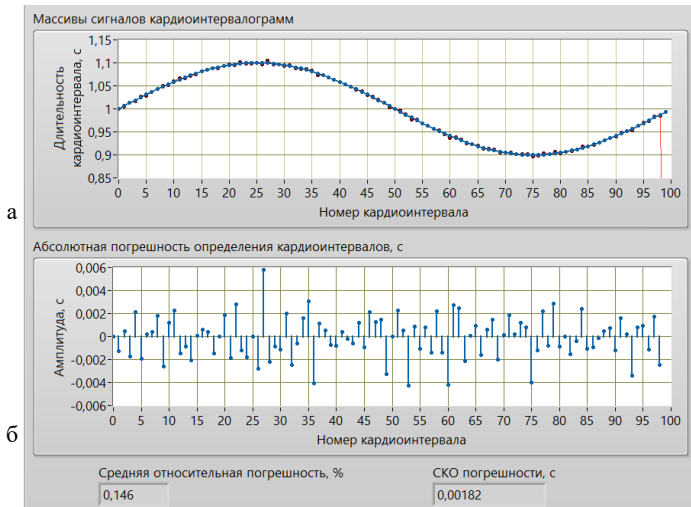


Рис. 3 – ВП оценки точности определения длительностей кардиоинтервалов: а – совмещенные кардиоинтервалограммы исходной и экспериментальной моделей, б – погрешности определения кардиоинтервалов

Абсолютная погрешность определения каждого кардиоинтервала находится из выражения

$$\Delta_{Ti} = T_{Hi} - T_{Mi},$$

где T_{Hi} и T_{Mi} – длительности измеренного и заданного моделью i -го квазипериода.

Средняя относительная погрешность, определяется как

$$\gamma_{cp} = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{\Delta_{Ti}}{T_{Mi}} \right| \right) \cdot 100\%,$$

где n – объем выборки (количество кардиоинтервалов). При значении $n = 10000$ средняя относительная погрешность равна $\gamma_{cp} = 0,146\%$.

Тогда СКО абсолютной погрешности можно представить в виде

$$S_{\Delta T} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (T_{Hi} - T_{Mi})^2},$$

которая при тех же заданных значениях составляет $S_{\Delta T} = 0,00182$ с.

Проведенное моделирование подтвердило работоспособность предложенного способа и его высокую эффективность для точного определения длительностей кардиоинтервалов сигнала фотоплетизмограммы в условиях одновременного действия ВЧ и НЧ помех.

Библиографический список

1. Аникина О.В., Гуржин С.Г., Шуляков А.В. Оперативное оценивание уровня стресса пациента в магнитотерапии на основе вариационной пульсометрии // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2023: сб. тр. VI междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6 / под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2023. – 216 с. С. 165-170.
2. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
3. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
4. Гуржин С.Г. Повышение эффективности регистрации измерительных сигналов на базе интегрирующих преобразований в системах цифрового осциллографирования: автореф. дисс. ... канд. техн. наук: 05.11.16 / Науч. рук. Е.М. Прошин, А.А. Дунаев; РГРТА. – Рязань, 2003. – 24 с.
5. Айфичер Э.С., Джервис Б.У. Цифровая обработка сигналов: практический подход. 2-е издание: Пер. с англ. – М.: Издательский дом «Вильямс», 2004. – 992 с.
6. Белов В.С., Калиниченко А.Н. Алгоритм определения параметров пульсовой волны на основе синхронного анализа фотоплетизмограммы и ЭКГ // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», № 4. 2018. С. 86-90.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ КОНТРОЛЯ РАВНОВЕСИЯ И КООРДИНАЦИИ ВО ВРЕМЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТА

Т.Д. Мелешихина, Э.А. Даминова

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

В статье предложена концепция аппаратно-программного комплекса для контроля равновесия и координации пациентов во время реабилитации, обоснована необходимость контроля пространственного положения корпуса пациентов с неврологическими нарушениями баланса.

Ключевые слова: баланс, аппаратно-программный комплекс, анализ биомедицинских сигналов, акселерометрия, реабилитация

DEVELOPMENT OF A HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX TO CONTROL BALANCE AND COORDINATION DURING THE PATIENT'S REHABILITATION

T.D. Meleshikhina, E.A. Daminova

Saint Petersburg Electrotechnical University «Leti»

The concept of a hardware-software complex for monitoring the balance and coordination of the patient during the rehabilitation of neurological balance disorders is proposed, the relevance of monitoring the spatial position of this group of patients is substantiated.

Key words: *balance, analysis of biomedical signals, feet, accelerometry.*

Одним из актуальных направлений на рынке медицинской техники являются системы для мониторинга и оценки положения человека в пространстве. Особую актуальность приобрели персонифицированные портативные приборы контроля равновесия и баланса. Поддержание равновесия — это результат взаимодействия периферических и центральных механизмов двигательной сферы организма. При различных заболеваниях степень нарушения равновесия варьирует от легкой неустойчивости до полной невозможности удерживать тело в положении сидя или стоя [1]. Данная проблема ярко выражена у пациентов с неврологическими патологиями. Распространенность случаев болезни нервной системы в России у пациентов с диагнозом, зарегистрированным впервые в жизни в среднем (за период 2018-2021 гг.) составляет 13.9 человек на 1000 человек населения (с учетом итогов ВПН-2010).

В связи с высокой распространённостью данного класса заболевания в современной медицине важное место занимают задачи сохранения и контроля баланса, ориентации и координации движения в пространстве в вертикальном положении, во время движения. Данными вопросами занимаются специалисты медицинского профиля по направлению постурология. В данной отрасли есть множество функциональных проб и тестов для определения патологий состояния координации человека, однако данная область медицины подразумевает анализ изменения позы человеком только на определенном оборудовании [2]. Также в настоящее время разработано много вариантов помощи пациентам при их внезапном падении – встроенные МЭМС датчики в различные носимые конструкции с возможностью отправки тревожного сигнала в больницы, специальные носимые подушки безопасности, которые надуваются для смягчения удара при падении и т.п. [3]. Однако все эти методы решают вопросы с уже случившимся падением, но не его предотвращением.

В связи с высокой распространённостью болезней нервной системы и актуальностью методов реабилитации неврологических нарушений баланса становятся важным развитие новых и улучшение существующих методик оценки и контроля положения тела в пространстве.

В данной работе будет рассмотрен метод, который основан на работе микромеханических датчиков – акселерометра и гироскопа. Метод акселерометрии гораздо точнее регистрирует различные колебания, чем методы, использующие различное статичное оборудование - стабилметрические или пододинамометрические платформы, что позволяет получить лучшую возможность объективной регистрации тремора любой

части тела во всем диапазоне частот. Это делает возможной быструю и недорогую оценку двигательных нарушений в процессе лечения или действия фармакотерапии. Также из плюсов - возможность измерять пространственное положение человека в течение суток и более, тем самым накапливать определенную базу для дальнейшей оценки всего процесса реабилитации и возможной корректировки плана лечения. У данного метода есть и свои ограничения - он, в отличие от пододинамометрических приборов, не позволяет получить координаты положения центра тяжести тела или его проекции на плоскость опоры. Однако для решения поставленной перед нами задачи данное ограничение является несущественным.

Разрабатываемый аппаратно-программный комплекс для контроля равновесия и координации при реабилитации пациента дает возможность оценить положение пациента в пространстве в режиме реального времени, дать тревожный сигнал в случае начала отклонения от нормы, что позволяет корректировать позу пациента в моменте и предотвращать падения, а также отслеживать изменения нахождения пациента в пространстве на протяжении всего курса восстановления. Такой подход позволит ускорить появление положительной динамики и сделать лечение более продуктивным, а жизнь безопаснее.

Структурная схема аппаратно-программного комплекса для контроля положения равновесия пациента представлена на рис. 1.

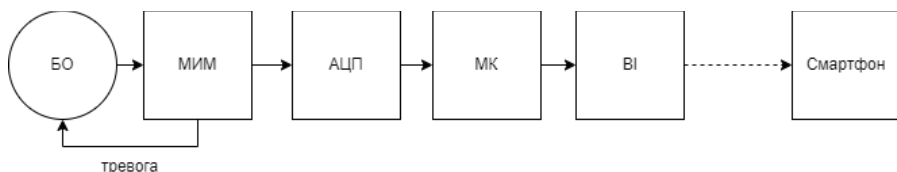


Рис. 1 – Структурная схема аппаратно-программного комплекса: БО – биологический объект, МИМ – микромеханический инерциальный модуль, АЦП – аналогово-цифровой преобразователь, МК – микроконтроллер, ВІ – Bluetooth

Работа аппаратно-программного комплекса представлена следующим образом. На пациента надевается прибор для регистрации пространственных сигналов, производится индивидуальная калибровка под каждого пациента. В процессе совершения локомоторных актов пациентом меняются параметры координации и равновесия. Биомедицинские сигналы, содержащие в себе эти параметры, после предварительной обработки (усиление, фильтрация, аналого-цифровое преобразование) по беспроводному каналу связи передаются на персональный или носимый компьютер пациента (смартфон) для дальнейшего анализа и обработки. Динамические изменения

пространственного положения пациента накапливаются в базе данных, благодаря чему возможны анализ процесса реабилитации и организация персонализированного подхода при корректировке процесса реабилитации, например, через выполнение специальных упражнений.

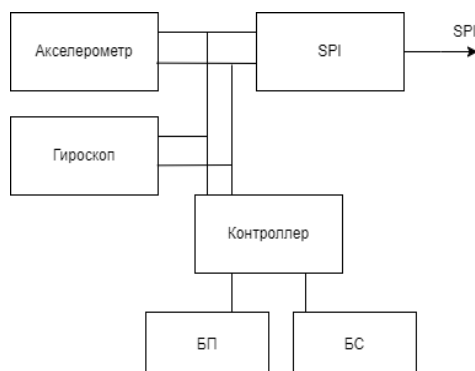


Рис. 2 – Структурная схема микромеханического инерциального модуля на основе акселерометра и гироскопа: БП – блок питания, БС – блок сигнализации

В качестве первичного преобразователя для регистрации биомедицинских сигналов предлагается использовать миниатюрную систему контроля, построенную на МЭМС-датчиках. Структурная схема МИМ представлена на рис. 2. МЭМС датчики, как правило, оснащаются встроенным контроллером, который производит расчет ускорения или угловой скорости, обеспечивает цифровую фильтрацию и конфигурирование микросхемы [4]. Также контроллер обеспечивает связь МЭМС датчиков с внешним миром по одному из распространенных интерфейсов – в нашем случае SPI. Компьютер, планшет или смартфон не имеют доступных для пользователя интерфейсов, поэтому используем микроконтроллер как согласующее устройство, соединенный с радиопередатчиком стандарта Bluetooth.

Нарушение баланса и пространственной координации различной этиологии у пациентов является актуальной проблемой современного здравоохранения. Внедрение в повседневную практику врачей разрабатываемого аппаратно-программного комплекса позволит уменьшить количество случаев падений и снизить риски травматизма, а также обеспечит персонализированный подход к реабилитации пациентов.

Библиографический список

1. Нарушения равновесия – причины, диагностика и лечение [Электронный ресурс]. URL: <https://www.krasotaimedicina.ru/symptom/balance> (дата обращения: 08.11.2023).

2. Гаже П.-М., Вебер Б. [и др.] Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека: пер. с французского под ред. Б.И. Усачева – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2008. – 316 стр., илл.
3. Спасти при падениях. Обзор средств для обнаружения и предотвращения падений [Электронный ресурс]. URL: <https://dzen.ru/a/XL61sMc7-wCzuCG0> (дата обращения: 08.11.2023).
4. Калинкина М.Е., Пирожникова О.И., Ткалич В.Л., Комарова А.В., Учебное пособие «Микроэлектромеханические системы и датчики»– СПб: Университет ИТМО, 2020. – 75 с.

УДК 621.3.087.4

**СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ПРОЦЕССОВ
СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА
МАГНИТОТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДАТЧИКА
ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ**

О.В. Аникина, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков

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

Рассмотрен способ выделения сигнала дыхания из сигнала фотоплетизмограммы пациента, регистрируемого во время сеанса магнитотерапии системой на базе компьютера с помощью фотометрического датчика пульсовой волны и программных средств в виде виртуальных приборов в среде LabVIEW. Описан алгоритм работы системы и представлены результаты натурных испытаний.

Ключевые слова: регистрация процесса сердцебиения, фотоплетизмограмма, виртуальные приборы, алгоритм выделения сигнала дыхания.

**SYSTEM FOR OPERATIVE REGISTRATION OF THE PATIENT'S
HEARTBEAT AND BREATHING PROCESSES DURING A
MAGNETOTHERAPY SESSION USING A PHOTOPLETHYSMOGRAM
SENSOR**

O.V. Anikina, S.G. Gurzhin, A.V. Shulyakov

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

A method for isolating the respiration signal from a patient's photoplethysmogram signal recorded during a magnetotherapy session by a computer-based system using a photometric pulse wave sensor and software in the form of virtual instruments in the LabVIEW environment is considered. The system operation algorithm is described and the results of full-scale tests are presented.

Key words: registration of the heartbeat process, photoplethysmogram, virtual instruments, breath signal extraction algorithm.

В работах [1, 2] предложена автоматизированная система для исследования ответных реакций организма пациента на параметры лечебного магнитного воздействия, регистрирующая одновременно три физиологических процесса – сердцебиение, изменение артериального давления (АД) и дыхание. Причем первые два процесса регистрируются с помощью двух фотометрических датчиков пульсовых волн APDS-9008, а процесс дыхания регистрируется ультразвуковым датчиком (УЗД) HC-SR04 путем измерения перемещения грудной клетки пациента.

Однако в силу ряда причин, вызванных высокой изменчивостью условий работы УЗД в ходе сеансов магнитотерапии, возникают различного рода случайные погрешности, которые искажают сигнал дыхания, которые сложно учесть и снизить их влияние.

К источникам погрешностей УЗД можно отнести:

- большой разброс расстояния от УЗД, местоположение которого фиксировано в комплексе «Мультимаг», до груди пациента из-за разных размеров пациентов;
- неравномерность рельефа поверхности грудной клетки в процессе дыхания;
- различие отражающих свойств одежды на пациенте;
- разнообразие форм грудной поверхности пациентов;
- произвольные двигательные артефакты и др.

Чтобы устранить существующие недостатки УЗД предлагается альтернативное решение, основанное на использовании одного фотометрического датчика для регистрации одновременно двух процессов сердцебиения и дыхания.

В ходе анализа осциллограммы сигнала фотоплетизмограммы (ФПГ) в режиме медленной развертки по временной оси, полученной с помощью виртуального прибора (ВП) в среде LabVIEW, было замечено, что экстремумы этого сигнала модулированы низкочастотной составляющей, частота которой совпадает с частотой дыхания пациента (рис. 1,а).

О наличии в сигнале ФПГ дыхательной составляющей отмечается в работе [3], которую относят к помехам физиологического происхождения и подавляют ее с помощью цифровых фильтров верхних частот с частотой среза 0,5 Гц, при которой искажения сигнала пульсовой волны минимальны.

В данной работе предлагается создать в системе, помимо канала регистрации процесса сердцебиения, дополнительный канал выделения сигнала дыхания из сигнала ФПГ.

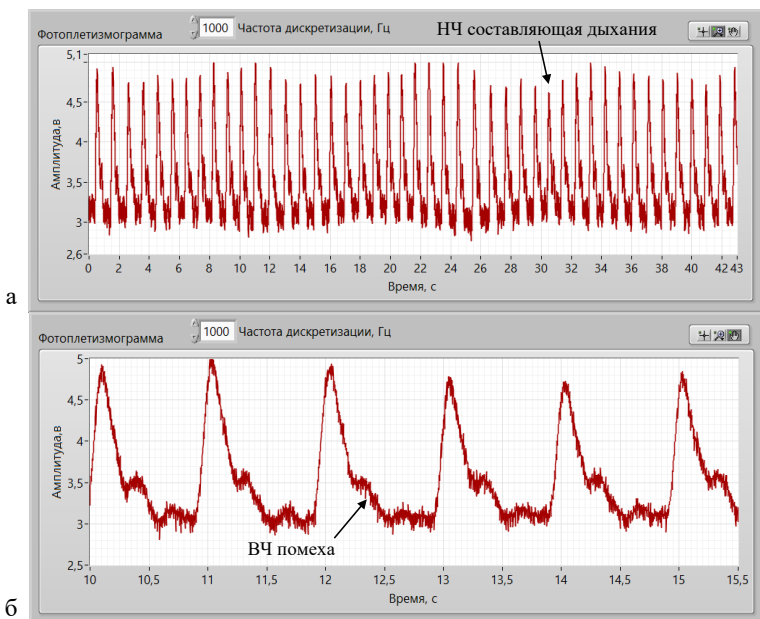


Рис. 1 – Реальный сигнал ФПГ с датчика пульса, зарегистрированный ВП

Для этого необходимо, прежде всего, исключить влияние высокочастотных (ВЧ) помех (рис. 1,б), обусловленных в основном действием внешних электромагнитных полей. Поскольку спектр мощности сигнала ФПГ сосредоточен главным образом в диапазоне частот до 15 Гц, то остается выбрать и реализовать цифровой фильтр, который бы эффективно подавлял ВЧ помеху. Как следует из авторитетных источников [3-5] для обработки биомедицинских сигналов чаще всего используют фильтры Баттерворта, которые обладают важными достоинствами:

- практически полное отсутствие пульсаций в полосе пропускания, что гарантирует постоянство коэффициента передачи фильтра во всей рабочей полосе частот и надежное подавление ВЧ составляющих;
- монотонное изменение амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) в переходной полосе частот;
- относительно небольшое количество коэффициентов фильтра;
- сравнительно малые вычислительные затраты при разработке фильтра высокого порядка, обеспечивающего большую крутизну АЧХ.

На рисунке 2 представлен полосовой фильтр Баттерворта, используемый для подавления ВЧ помех и низкочастотных двигательных артефактов, не связанных с дыханием, а на рисунке 3 – отфильтрованный сигнал ФПГ.

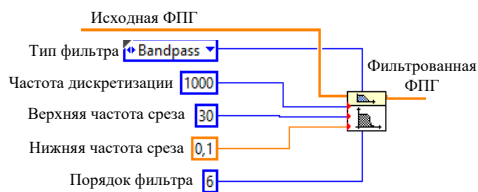


Рис. 2 – Полосовой фильтр Баттерворта в виде ВП

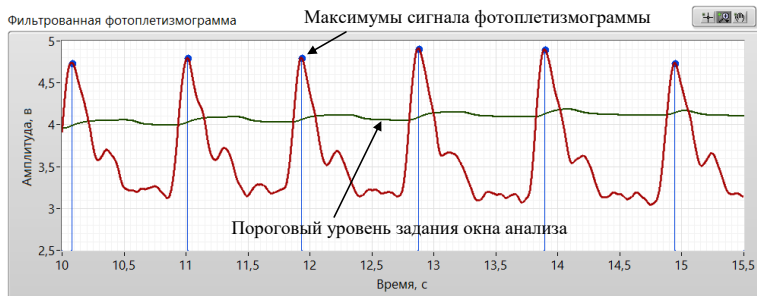


Рис. 3 – Отфильтрованный сигнал ФПГ с помощью фильтра Баттерворта

Поскольку дыхательный тренд хорошо заметен (рис. 1,а) по изменениям максимумов ФПГ, то возникает задача их надежного обнаружения. Для этих целей назначается пороговый уровень, выше которого и находятся искомые максимумы, определяемый из выражения:

$$h_N = \bar{x}_N + \sigma_N,$$

где h_N – пороговый уровень, N – объем выборки для скользящего окна анализа, \bar{x}_N – среднее арифметическое значение или скользящее среднее (СС) отсчетов сигнала ФПГ выборкой N , σ_N – среднеквадратическое отклонение (скользящее СКО) отсчетов сигнала ФПГ выборкой N . Для приведенной на рисунке 3 реализации сигнала длительность окна СС составляет 5 с выборкой $N = 5000$ отсчетов.

Скользящее среднее это, по сути, цифровой фильтр во временной области, общую форму которого можно записать в виде

$$y(n) = \sum_{k=0}^N b_k x(n-k),$$

где $x(n)$ и $y(n)$ – входной и выходной сигналы фильтра СС соответственно, n – объем выборки анализируемой реализации сигнала. Величины b_k представляют собой коэффициенты фильтра или веса, $k = 0, 1, 2, \dots, N$, где N – порядок фильтра.

Поиск и обнаружение максимумов в сигнале ФПГ производится в LabVIEW с помощью ВП «Пиковый детектор» (рис. 4), который анализирует

сигнал в заданном окне (в данном случае использовалось окно объемом выборки $m = 100$ отсчетов), при условии, что сигнал выше порогового уровня 1. Если же в окне анализа появляется максимум сигнала ФПГ, и он не является крайним значением в окне, то детектор срабатывает, т.е. фиксирует значение максимума сигнала и выдает его временное положение (индекс).

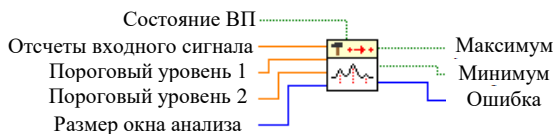


Рис. 4 – ВП «Пиковый детектор»

В результате выделяется и формируется временная последовательность максимумов отсчетов сигнала ФПГ, которую можно интерполировать и получить восстановленный сигнал дыхания (рис. 5).

Выбор интерполяционного полинома был сделан в пользу кубического сплайна, поскольку он гарантирует, что первая и вторая его производные непрерывны даже в моменты известных значений отсчетов данных. Достоинством таких сплайнов также является относительная простота алгоритмов их построения и реализации, а влияние погрешностей округления при вычислениях оказывается несущественным.

Форма сплайна задается алгебраическим полиномом третьего порядка, расчет коэффициентов c_i которого зависит от способа построения сплайна:

$$y(x) = c_0 + c_1x + c_2x^2 + c_3x^3.$$

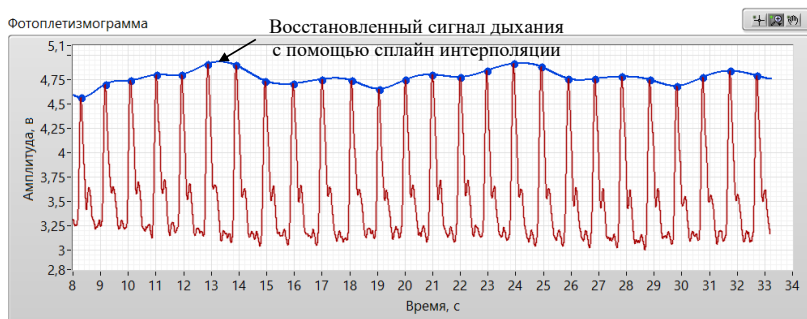


Рис. 5 – Сигнал дыхания, выделенный из сигнала ФПГ

Таким образом, предложенный способ позволяет обойтись одним датчиком ФПГ для регистрации одновременно и синхронно двух физиологических процессов сердцебиения и дыхания пациента во время сеанса магнитотерапии, что существенно повышает диагностическую точность и во многом упрощает аппаратно-программные средства системы.

Библиографический список

1. Аникина О.В., Гуржин С.Г. Моделирование системы для оперативной оценки уровня эмоционального напряжения 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. 64-68.
2. Аникина О.В., Гуржин С.Г., Шуляков А.В. Оперативное оценивание уровня стресса пациента в магнитотерапии на основе вариационной пульсометрии // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2023: сб. тр. VI междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6 / под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2023. – 216 с. С. 165-170.
3. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 282 с.
4. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
5. Немирко А.П., Манило Л.А., Калиниченко А.Н. Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2017. – 248 с.

СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ

УДК 004.896 621.865.8 681.518.3

РОБОТИЗИРОВАННЫЙ ОРТЕЗ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ

О.В. Аникина, П.С. Будылина

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

В работе рассмотрена структура роботизированного ортеза для реабилитации нижних конечностей человека с использованием электромиографических сигналов и инерциальных навигационных данных. Описаны основные компоненты управляющей системы и предложены методы их реализации.

Ключевые слова: реабилитация, ортез, электромиосигнал, инерциальные навигационные данные, биологическая обратная связь.

ROBOTIC ORTHOSIS FOR REHABILITATION OF HUMAN LOWER LIMB WITH BIOLOGICAL FEEDBACK

O.V. Anikina, P.S. Budylnina

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

The article considers the structure of a robotic orthosis for human lower limb rehabilitation using electromyographic signals and inertial navigation data. The main components of the control system are described and the methods of their realization are proposed.

Key words: rehabilitation, orthosis, electromyosignal, inertial navigation data, biofeedback.

На любом этапе жизни реабилитация может оказаться необходима любому человеку в результате травмы, хирургического вмешательства, заболевания или иных нарушений здоровья, а также в силу возрастного снижения функциональных возможностей. Реабилитация помогает пациенту вернуться к физической независимости, социальной полноценности и восстановить здоровье.

По оценкам ВОЗ [1], на данный момент заболеваниями, при которых показана реабилитация, во всем мире страдает порядка 2,4 миллиарда человек. По прогнозам, в связи с изменениями в области здоровья и социально-демографических характеристик потребности в реабилитации во всем мире будут расти. Растет продолжительность жизни, к 2050 г.

численность населения в возрасте старше 60 лет, согласно прогнозам, удвоится, и все больше людей будет страдать хроническими заболеваниями. В то же время сохраняются на прежнем уровне показатели распространенности нарушений развития детей и травматизма. Эти патологические состояния могут негативно отражаться на функциональных возможностях человека и способствовать росту показателей инвалидности, в связи с чем возникает необходимость в реабилитации.

В настоящее время Минздрав РФ в рамках федерального проекта «Оптимальная для восстановления здоровья медицинская реабилитация» [2] стремится увеличить объем услуг по данному профилю и сделать реабилитационные мероприятия доступными не менее чем 1 млн россиян, из них не менее 370 тыс. — в амбулаторных условиях. Не менее 680 тыс. человек должны получать ее в стационарных условиях. Помимо этого, ранее Минздрав анонсировал проект по созданию реабилитационных комплексов в первичном звене. Всего за 2022—2024 годы предполагается оснастить или переоснастить более 1350 отделений медицинской реабилитации, а также около 130 дневных стационаров.

Полноценная реабилитация предполагает физическое и психологическое восстановление после перенесённого заболевания. Одними из самых распространённых показаний к медицинской реабилитации являются спортивные травмы. По мнению экспертов [3], в спорте частота травм составляет 6-8%, из них, как правило, 80% нуждаются в хирургическом лечении. Успешная операция может лишь наполовину обеспечить восстановление пациента. Стопроцентного успеха в этом вопросе помогает добиться грамотная реабилитация, восстановление функций поврежденных суставов, связок и мышц. В настоящее время здесь невозможно обойтись без современных высокотехнологичных медицинских устройств.

Ведущие лечебно-профилактические учреждения России [4] оснащены таким передовым реабилитационным оборудованием, как G-EO System (роботизированные приспособления для восстановления временно утраченной мышечной активности, Швейцария), C-Mill VR+ (реабилитационный комплекс для анализа и коррекции нарушений ходьбы и координации движений с помощью расширенной виртуальной реальности, Нидерланды) и Amadeo (современный роботизированный тренажер для развития мелкой моторики, Австрия), позволяющим врачам успешно внедрять программы ранней послеоперационной реабилитации.

При этом процесс полного восстановления утраченных функций требует применения лечебной физической культуры и вне стен больницы с применением медицинских изделий, интуитивно понятных в эксплуатации и экономически доступных широкому кругу населения, например, ортезов [5]. В этом случае специалистам требуется наблюдать за динамикой реабилитации пациента и корректировать ход лечения дистанционно.

В настоящей работе предлагается концепция роботизированного ортеза (рис.1), обладающего биологической обратной связью и данными о

пространственном положении конечности. Канал регистрации электрической активности мышц пациента позволяет сформировать и выделить пороговые значения приложенных усилий при сокращении восстанавливаемых мышц человека. Канал регистрации инерциальных измерений, представленный зачастую акселерометром, гироскопом и/или магнитометром, позволяет определить положение конечности в пространстве [6]. Обработанная с помощью средств микроконтроллерной техники измерительная информация по протоколу связи Bluetooth передается на смартфон, где может храниться для наблюдения динамики процесса восстановления и получения рекомендаций врача.

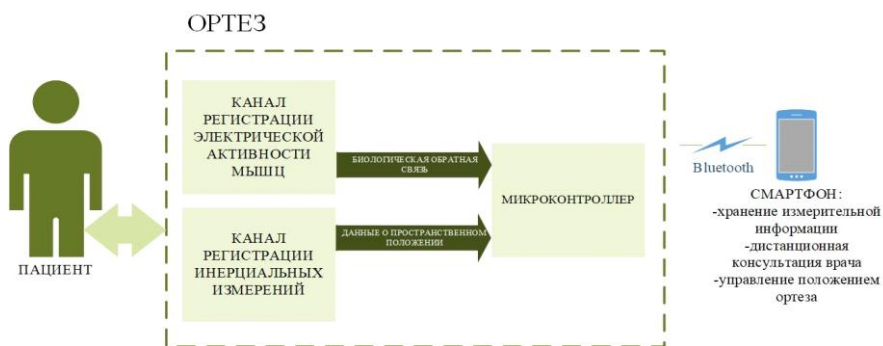


Рис. 1 – Структурная схема регистрации, обработки и передачи измерительной информации роботизированного ортеза

В ходе экспериментальных исследований параллельно регистрировались электрическая активность двуглавой мышцы бедра левой ноги при поднимании стопы с опорой на некоторую поверхность с помощью платы развития Arduino UNO и экрана для регистрации биоэлектрической активности мышц и сердца от Olimex и инерциальные данные с модуля myAHRS+, закрепленного на колене этой же ноги. Запись данных с параллельной их визуализацией для проверки корректности входящей информации производилась в ROS (robot operating system), после чего они обрабатывались посредством пакета прикладных программ MATLAB. Нормализация электромиографического сигнала представляет собой его фильтрацию полосовым фильтром приложения Signal Analyzer, являющимся встроенным инструментом Signal Processing Toolbox MATLAB и позволяющим быстро визуализировать и обрабатывать сигнал одновременно в частотной, временной и частотно-временной областях.

В результате обработки измерительной информации (рис.2) при поднятии на опору можно увидеть: первый график исходный и отфильтрованный электромиосигнал (В), второй график – угловая скорость вокруг оси OY (°/сек), третий график – угол θ Эйлера (°).

Таким образом, о начале движения и смене направления движения можно судить по графику изменения угловой скорости гироскопа относительно оси ОУ. Процесс перемещения конечности в пространстве описывается углами Эйлера или кватернионами, приложенное усилие регистрируется благодаря наличию биологической обратной связи, что позволяет исключить поднятие ноги без ее опоры на какую-либо поверхность.

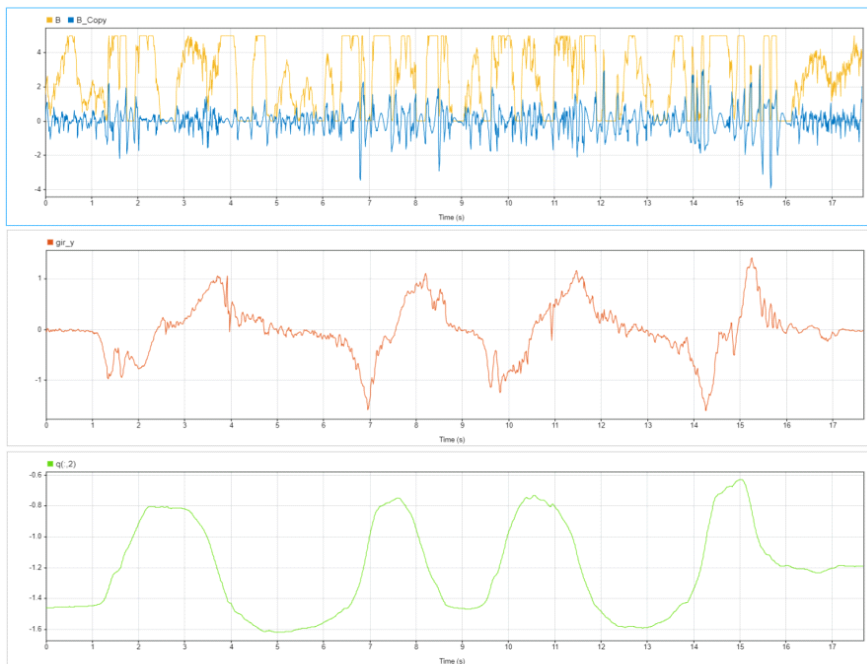


Рис. 2 – Результат обработки измерительной информации при поднятии на опору: первый график исходный и отфильтрованный электромиосигнал (B), второй график – угловая скорость вокруг оси ОУ ($^{\circ}/\text{сек}$), третий график – угол θ Эйлера ($^{\circ}$)

Экспериментальные исследования позволяют предполагать, что совместная регистрация мышечной активности восстанавливаемой нижней конечности и инерциальной информации для определения ее положения даст возможность роботизированному ортезу последовательно фиксировать процесс реабилитации пациента, следовательно, специалист сможет наблюдать за эффективностью лечения, а также своевременно его корректировать.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения: [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>.
2. Медвестник: [Электронный ресурс], 2022. URL: <https://medvestnik.ru/content/news/Minzdrav-anonsiroval-dostupnost-medicinskoi-reabilitacii-dlya-1-mln-rossiyan-k-2023-godu.html>.
3. Интернет-портал «Российской газеты»: [Электронный ресурс], 2012. URL: <https://rg.ru/2012/07/20/travmi.html>.
4. Центр восстановительной медицины и реабилитации для взрослых и детей – МЕДСИ: [Электронный ресурс], 2023. URL: <https://medsi.ru/lands/reabilit1.php>.
5. Orthotics – Wikipedia [Электронный ресурс], 2023. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Orthotics#cite_note-isoorg-2.
6. КОМПЛЕКСИРОВАНИЕ ДАННЫХ С ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ УСТРОЙСТВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ПОЛОЖЕНИЯ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА. П.С. Будылина, С.С. Лукша// Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2022 [текст]: сб. тр. XXXV Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 7-9 декабря 2022 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2022. – 484 с., ил.

УДК 621.791.015

ПОИСК И КЛАССИФИКАЦИЯ ДЕФЕКТОВ НА ПОВЕРХНОСТИ СТАЛИ С ПОМОЩЬЮ НЕЙРОСЕТЕВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

С.Н. Дьяков

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

Рассмотрена классификация дефектов на поверхности стальных листов, приведены результаты применения нейросетей для определения положения дефектов на изображении стальной поверхности и классификации дефектов.

Ключевые слова: классификация поверхностных дефектов, нейросети.

SEARCH AND CLASSIFICATION OF DEFECTS ON THE STEEL SURFACE USING NEURAL NETWORK TECHNOLOGIES

S. N. Dyakov

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

The classification of defects on the surface of steel sheets is considered, the results of using neural networks to determine the position of defects on the image of the surface of steel and the classification of defects are presented.

Key words: classification of surface defects, neural networks.

Листовой металлопрокат широко применяется в различных отраслях промышленности и строительства. Листовой металлопрокат изготавливается прессованием или прокатом металлических заготовок. От качества листового металла напрямую зависит качество готовой продукции и полуфабрикатов изготовленных из этого материала. Дефекты на поверхности листового материала могут возникнуть при нарушении технологии изготовления, а также при неправильной транспортировке и хранения. Поверхностные дефекты влияют как на механические свойства листового материала, так и на качество защитного покрытия. Выявления и классификация поверхностных дефектов валяется актуальной задачей при производстве листовых материалов и при входном контроле.

Классификация основных видов дефектов на поверхности стальных листов [1]:

1. Закат (складка) – дефект в направлении прокатки в виде нарушения сплошности поверхности в (crease) (см. Рис. 1) [1];
2. Вмятина – дефект в виде местного углубления имеющего плавные изменения формы (crescent gap) (см. Рис. 1);
3. Включение – вкрапление твердых частиц различного происхождения на поверхности металла (inclusion)
4. Масляное пятно – загрязнение поверхности металл различными маслами (oil spot)
5. Раковина-вдав – дефект в виде местных впадин различной формы и величины образованный в результате прокатки (punching hole) (см. Рис. 1);
6. Раковины от окалины (прокатная яма) – дефекты, образованные на поверхности проката при взаимодействии с окалиной, - беспорядочно расположенные отдельные углубления на поверхности металла, иногда вытянутые вдоль направления деформации. (rolled pit) (см. Рис. 1) [1];
7. Потертость – дефект в виде углублений произвольных формы и размеров на поверхности металлопродукции (silk spot) [1];
8. Волосовины – дефекты в виде прерывистых или сплошных нитевидных несплошностей на поверхности металла, расположенных вдоль направления деформации (waist folding) [1];
9. Водяное пятно – загрязнение поверхности металл возникшее из-за оставшихся после высыхания капель воды или из-за отложений минеральных солей (water spot);
10. Стыковой шов – дефект, обязующийся при прокате листа из двух или более заготовок (welding line).

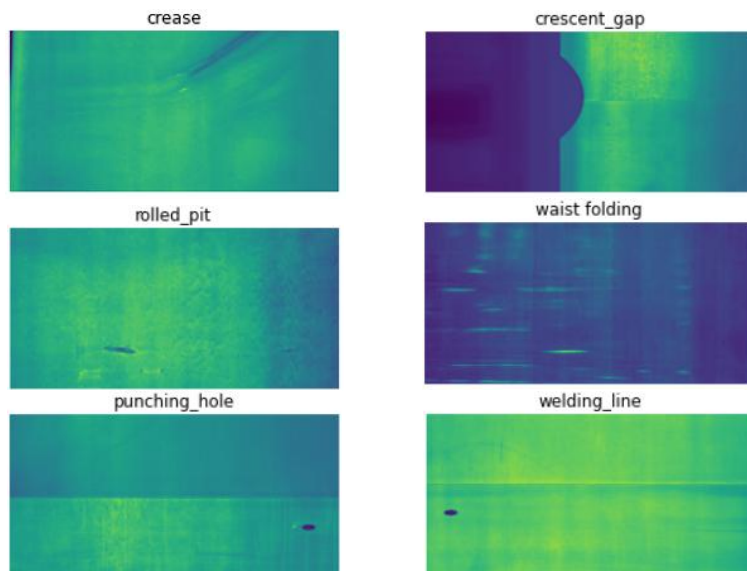


Рис. 1 – Внешний вид дефектов на поверхности стальных листов

Для обучения нейронной сети (НС) собран дата сет, содержащий 2280 изображений поверхностных дефектов в формате *.jpg и 2280 файлов с аннотациями в формате *.xml. В аннотации содержится информация координаты положения дефекта на изображении и тип дефекта.

Исходный дата сет делился на обучающую (80%), тестовую выборку (15%) и контрольную выборку (5%). Для выбора наиболее подходящей НС выполнено предварительное обучение НС на 15 эпохах. Для анализа выбраны следующие архитектуры НС для распознавания объектов на изображениях:

1. VGG16 [2];
2. VGG19 (VGGNet-19) [3];
3. ResNet (ResNetV2) [4];
4. DenseNet [5].

Приведенные НС предназначены для распознавания объектов на изображении. Для определения положения дефекта на изображении к базовой модели НС добавлены дополнительные слои для получения координат прямоугольника, охватывающего дефект (x_{min} , y_{min} , x_{max} , y_{max}).

На рис. 2 приведена общая архитектура НС на основе VGG16 для определения положения дефекта на поверхности и классификации дефектов. На вход НС подается монохромное изображение поверхности для анализа разрешением 224×224 . Выходом НС является кодирование значение вида дефекта (10 видов дефектов) и координаты прямоугольной области, в которой находится дефект (x_{min} , y_{min} , x_{max} , y_{max}).

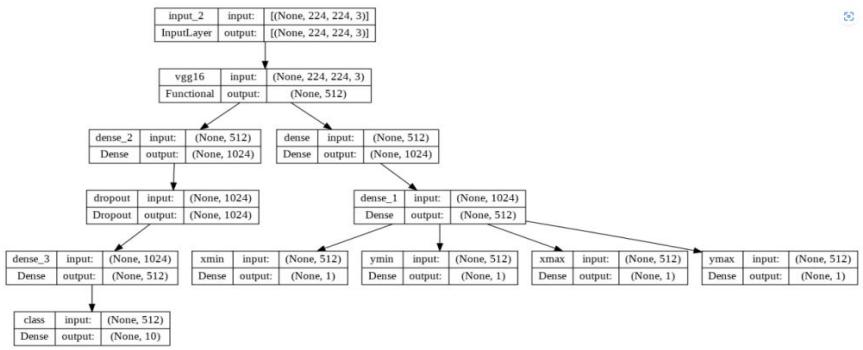


Рис. 2 – Архитектура НС на основе VGG16 (архитектура VGG16 представлена в свернутом виде)

Для работы НС необходимо преобразовать изображение в монохромное и изменить разрешение изображение на 224×224 в соответствии с требованиями к параметрам входного изображения.

Результаты предварительного обучения НС по классификации видов дефектов и определения положения дефекта на поверхности приведены в таблице 1.

Основное назначение НС – определение тапа дефекта, поэтому более перспективными являются архитектуры на основе VGG 16 и DenseNet с точностью распознавания на тестовой выборке 77,68% и 88,39% соответственно. Выполним до обучение выбранных архитектур на дополнительных 200 эпохах.

Таблица 1 – Сравнительный анализ предварительного обучение НС

Базовая модель НС	Среднее время обучения 1 эпохи (сек)	Точность классификации дефекта (%)		Относительна ошибка определения координат дефекта (%)
		на обучающей выборке	На контрольной выборке	
VGG 16	38,0	67,11	77,68	$5,00 \cdot 10^{-2}$
VGG 19	44,0	29,82	35,49	$1,25 \cdot 10^{-2}$
ResNet 50	28,0	99,78	31,70	$1,25 \cdot 10^{-2}$
DenseNet	45,0	91,89	88,39	$5,00 \cdot 10^{-2}$

Результаты обучения НС приведены на рис. 3. Обе архитектуры показали хорошие результаты: точность классификации дефектов 89,00% для НС на базе VVG16 и 99,00% – на базе DenseNet; ошибка при определении координат прямоугольной области охватывающей дефект менее 10% для НС на базе VVG16 и около 2% – на базе DenseNet.

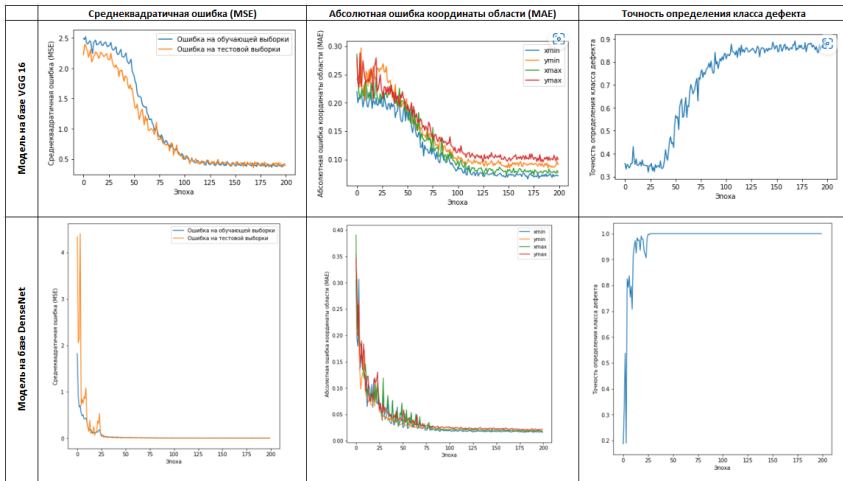


Рис. 3 – Показатели обучения НС: среднеквадратичная ошибка модели, абсолютная ошибка определение координаты и точность определения вида дефекта на тестовой выборке

Для практического применения обученной НС разработана программа для обработки изображений.

Результаты работы программы на контрольной выборке приведены на рис. 4.

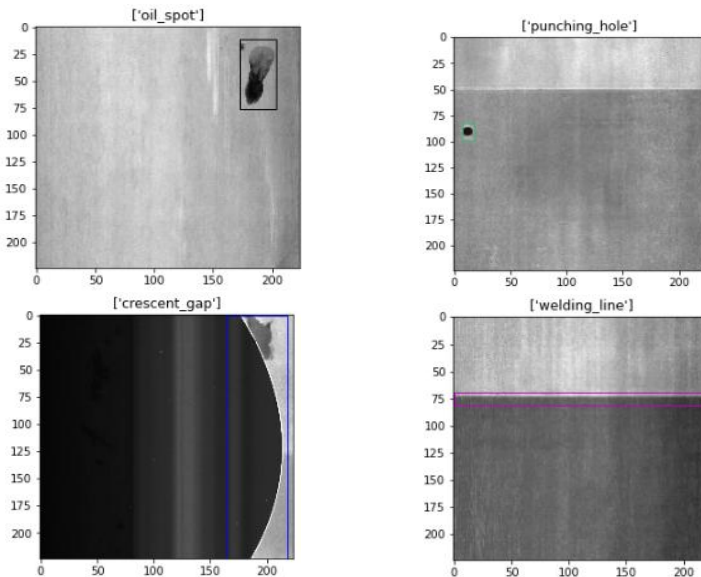


Рис. 4 – Результаты обработки изображений из контрольной выборки

Алгоритм работы программы:

- предварительная обработка изображения (изменение разрешения файла, преобразование к монохромному изображению);
- обработка изображения НС (получения класса вида дефекта и координат прямоугольной области);
- наложение на изображение прямоугольной области охватывающей дефект, цвет контура прямоугольника определяется видом дефекта.

Выводы. Разработанная архитектура НС можно применять для классификации поверхностных дефектов (с вероятностью 89% на основе VGG16 и до 99% на основе DenseNet) и определять область расположения дефекта с вероятностью более 90%. Дальнейшим развитием является применение НС для классификации дефектов на основе YOLOv4. Данная система позволяет в режиме реального времени распознавать и выделять одновременно несколько объектов в кадре видеопотока и сопровождать эти объекты [6], т.е. разработать систему, которая сможет определять положение дефектов и классифицировать дефекты на линии по выпуску листовых материалов реальном времени.

Библиографический список

1. О.Е. Васин, В.М. Югай и др. Атлас дефектов. Научно-технический сборник. Екатеринбург, 2008, 56 с.
2. <https://neurohive.io/ru/vidy-nejrosetej/vgg16-model/>
3. <https://viso.ai/deep-learning/vgg-very-deep-convolutional-networks/>
4. <https://arxiv.org/pdf/1602.07261.pdf>
5. <https://skine.ru/articles/497581/>
6. <https://habr.com/ru/articles/503200/>

УДК 621.317.616

ВОЗМОЖНОСТИ РАСШИРЕНИЯ ДИАПАЗОНА ИЗМЕРЕНИЯ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ПАРКОВКИ АВТОМОБИЛЯ

С.О. Самолин

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

Рассмотрена возможность комбинированного метода измерения дальности, описаны недостатки и преимущества методов, предложена схема расположения датчиков в автомобиле.

Ключевые слова: *радар ближнего радиуса, ультразвуковой датчик, автоматическая парковка, определение парковочного места.*

CAPABILITIES OF EXTENDING THE MEASURING RANGE OF THE AUTOMATIC PARKING SYSTEM

S.O. Samolin

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

The capability of the combined method of range measurement is considered, the disadvantages and advantages of the methods are described, the scheme of sensor location in the car is proposed.

Key words: *short range radar, ultrasonic sensor, automatic parking, parking space detection.*

Поиск свободных парковочных мест, не оказывающих серьезного влияния на транспортный поток, является важной проблемой, поскольку парковочных мест в городах становится все меньше и меньше. Особенно на небольших дорогах с параллельными парковочными местами в сочетании с высокой интенсивностью движения, необходимо найти подходящее место для парковки на более высоких скоростях (до 60 км/ч) и выполнить успешную парковку [1].

Современные автомобили оснащаются различными видами датчиков, например, оптическими, ультразвуковыми (УЗ) датчиками и радаром. Для поиска парковочных мест с помощью оптических датчиков (камер) требуется боковой обзор [2] или даже объемный обзор, обеспечиваемый, например, несколькими камерами типа «рыбий глаз» (с англ. - Fish Eye) [3]. Такие датчики позволяют получить высокое разрешение, но они подвержены загрязнению от окружающей среды и влиянию условий освещенности. Ультразвуковые датчики широко используются в парковочных системах, поскольку имеют небольшую стоимость [4, 5]. Однако ультразвуковые датчики обладают рядом недостатков. Диапазон дальности действия ультразвуковых датчиков ограничен и зависит от скорости движения автомобиля. Испытания показали, что «парковочные ассистенты» на основе ультразвуковых датчиков частично не способны обнаружить такие препятствия, как: цепи барьеров, высокие бордюры [1]. Указанные проблемы можно обойти, используя в дополнение к существующим датчикам радар ближнего радиуса действия SRR (Short Range Radar).

Также внедрение радара позволит увеличить диапазон дальности в определении парковочного места, что позволит припарковаться, например, на противоположной стороне дороги.

При использовании только УЗ датчиков определить дальность до объекта становится сложно, поскольку при увеличении расстояния до него амплитуда акустической волны в воздухе быстро затухает, и это ограничивает максимальный диапазон измерения до 1,5 метров, с погрешностью в пределах 6-20 см [5].

Комбинированный метод измерения дальности заключается в использовании УЗ датчиков на малых расстояниях (до 1 м), а при увеличении

расстояния следует применять радар (от одного до десятка метров). Увеличение диапазона измерения позволит получить более полную картину вокруг автомобиля, и быстрее определить подходящее место парковки.

Реализовать это можно с помощью радаров ближнего радиуса SRR, которые уже нашли свое применение в автомобильной отрасли, в частности в системах адаптивного круиз-контроля и контроле слепых зон.

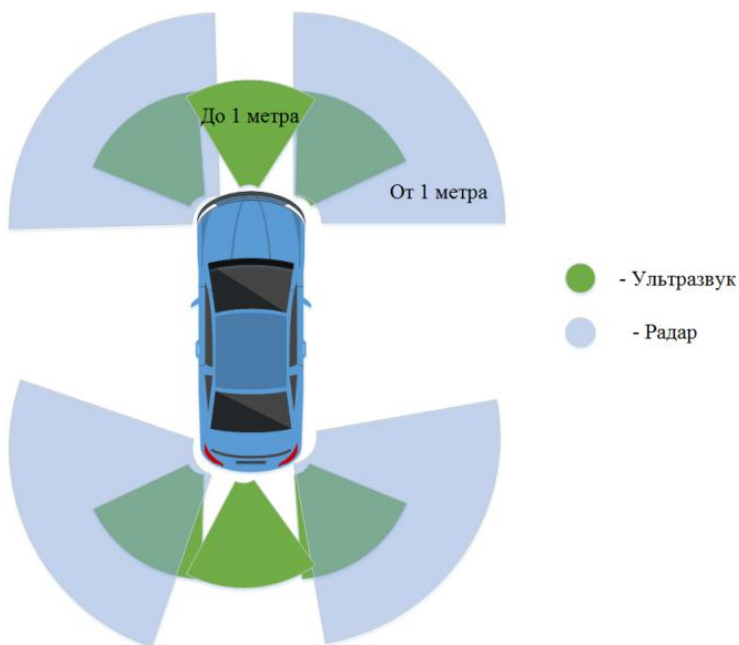


Рис. 2 – Схема расположения датчиков в автомобиле

На рис. 1 представлено схематичное изображение расположения датчиков, где предлагается использовать 4 радара, по одному на каждый угол автомобиля, и 8 УЗ датчиков, 4 спереди и 4 сзади. Важно выбрать датчики с максимально широкой диаграммой направленности, например, как у радара Innosent IMD-2002, т.е. диаграмма в пределах 90 градусов по оси X и 48 градусов по оси Y [6]. Это один из радаров с максимально широкой диаграммой направленности на рынке.

С конструктивной точки зрения располагать радары и УЗ датчики имеет смысл в пластиковых элементах автомобиля, для радаров, пластик является радиопрозрачным материалом и позволит использовать радар скрытно, под бампером, не внося значительных изменений в конструкцию.

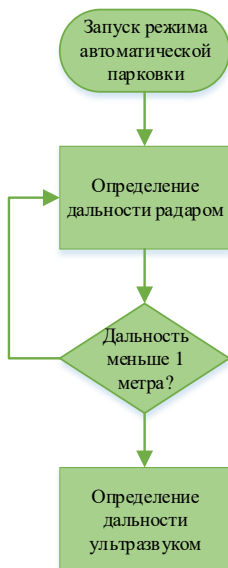


Рис. 3 – Алгоритм определения метода измерения дальности

На рис. 2 представлен алгоритм определения способа измерения дальности. Сначала дальность измеряется радаром, который определяет, что находится вокруг автомобиля, а при условии сближения на дистанцию менее 1 метра будет выбран режим измерения с помощью УЗ датчика. Возможности расширения диапазона измерения системы автоматической парковки автомобиля представляют собой перспективное направление для развития технологий в области безопасности дорожного движения. Улучшение датчиков и развитие алгоритмов обработки данных позволят системе адаптироваться к различным условиям и точно определять положение объектов в пространстве. Интеграция с другими автомобильными системами также является важным шагом в развитии технологий автоматической парковки. Также данную систему можно использовать как составную часть автопилота автомобиля, благодаря возможностям радара в измерении скорости и угла до объектов.

Библиографический список

1. A. Loeffler, J. Ronczka and T. Fechner, "Parking lot measurement with 24 GHz short range automotive radar," 2015 16th International Radar Symposium (IRS), Dresden, Germany, 2015, pp. 137-142.
2. C. Unger, E. Wahl, and S. Ilic, "Parking assistance using dense motion-stereo," Machine Vision and Applications, vol. 25, no. 3, pp. 561–581, 2014.
3. S. Li and Y. Hai, "Easy Calibration of a Blind-Spot-Free Fisheye Camera System Using a Scene of a Parking Space," Intelligent Transportation Systems,

IEEE Transactions on, vol. 12, no. 1, pp. 232–242, March 2011.

4. J. Mure-Dubois, F. Vincent, and D. Bonacci, “Sonar and radar SAR processing for parking lot detection,” in Radar Symposium (IRS), 2011 Proceedings International, Sept 2011, pp. 471–476.

5. W.-J. Park, B.-S. Kim, D.-E. Seo, D.-S. Kim, and K.-H. Lee, “Parking space detection using ultrasonic sensor in parking assistance system,” in Intelligent Vehicles Symposium, 2008 IEEE, June 2008, pp. 1039–1044.

6. IMD-2002 - RADAR SENSOR [Электронный ресурс] // URL: <https://www.innosent.de/en/sensors/imd-2002-radar-sensor/>

УДК 681.2.083

ОРИЕНТАЦИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА ПО СОЛНЦУ И МАГНИТНОМУ КОМПАСУ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАШИННОГО ЗРЕНИЯ

Г.И. Старостин, С.А. Голь

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

В этой статье рассмотрена конструкция и алгоритм работы устройства для автономной системы навигации, на основе которого с помощью данных о местном времени, местоположении и положению тени от Солнца сможем вычислить азимутальный угол. Устройство служит дополнительным источником навигационных данных, позволяющих улучшить оценки параметров движения мобильного объекта.

Данный компас может найти себе применение и в космической отрасли, и в судостроительной, и во многих других областях, но основное его применение – мобильная робототехника.

Ключевые слова: навигация, астронавигация, компьютерное зрение, робототехника

ORIENTATION OF A MOBILE ROBOT BY THE SUN AND A MAGNETIC COMPASS USING MACHINE VISION

G.I. Starostin, S.A. Gol

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

This article discusses the design and algorithm of the device for an autonomous navigation system, on the basis of which, using data on local time, location and position of the shadow from the Sun, we can calculate the azimuth angle. The device serves as an additional source of navigation data to improve estimates of the movement parameters of a mobile object.

This compass can find application in the space industry, shipbuilding, and many other areas, but its main application is mobile robotics.

Key words: navigation, astrogration, computer vision, robotics.

Многие современные навигационные системы для автономного использования применяют глобальную систему определения местоположения (GPS) и принципы инерциального измерения (IMU). Однако гражданские GPS-устройства обладают точностью лишь в несколько метров, из-за чего их применение в робототехнике ограничено, если не используется дифференциальный режим. Кроме того, магнитометрические измерения могут страдать от искажений под влиянием локальных магнитных полей, которые создают железные материалы в городской среде. Современные методы всё ещё страдают от различных помех, так как гироскопы и акселерометры подвержены заносу. Вопросы, связанные с автономным навигационным оборудованием, часто сталкиваются с очень сложными условиями, в которых магнитные поля трудно предугадать, а точность GPS может значительно снижаться из-за присутствия зданий.

В контексте данной статьи рассматривается сравнительно недорогое простое устройство, основанное на автоматическом ориентировании с помощью солнца с использованием элементов компьютерного зрения и магнитного компаса. Оно основано на использовании двух компасов: солнечного и магнитного. Если один из них выходит из строя или дает неверные показания, то можно использовать другой для определения направления.

Устройство может быть использовано в различных отраслях. В первую очередь оно актуально в робототехнике: использование для автоматизации сельскохозяйственных работ, таких как посев сельскохозяйственных культур, удаление сорняков и кошение кормовых культур [1], патрулирования и охраны территории и сферы логистики и доставки. Оно также может быть особенно полезным для планетоходов [2], космических зондов, микроспутников [3], морских судов, исследователям Северного и Южного полюсов [4] и туристам, обеспечивая им возможность ориентации по солнцу в качестве эффективного способа навигации.

В настоящее время существует несколько реализаций устройств для автоматической ориентации с использованием компьютерного зрения и солнечного света. Одним из таких устройств является визуальный солнечный компас на основе линз "Рыбий глаз" для восприятия пространственной ориентации [5]. Звездный сенсор [6], состоящий из обычной камеры и активного пиксельного сенсора, является очень точным датчиком для определения ориентации. Этот сенсор использует звезды в качестве системы координат и выполняет оценку ориентации, идентифицируя наблюдаемые звезды и измеряя их взаимное положение. Солнечные датчики, предложенные Динсом и др. [7] и Треби-Олленну и др. [8], которые состоят из объектива "рыбий глаз" и камеры, могут определять относительную ориентацию. Модель изображения камеры-обскуры используется для описания механизма отображения линз "рыбий глаз". Ученые обратились к исследованию принципов ориентации в природе, вдохновившись навигационными способностями муравьев. Результатом такого подхода стало

создание двухпиксельного небесного компаса, способного определять угол направления для мобильного робота в УФ-диапазоне [9].

Дизайн классического солнечного компаса вдохновлен идеей солнечных часов, которые изначально использовались для определения времени по положению солнечной тени. Такой компас представляет собой тонкий стержень или указатель, размещенный на циферблатной пластине с часовыми (или угловыми) отметками. Указатель отбрасывает тень на циферблат, и по мере движения солнца эта тень смещается вдоль часовых отметок. Зная абсолютное направление и время измерения, можно определить время дня. Таким образом, классический солнечный компас обращает процесс солнечных часов: вместо того чтобы измерять время, он определяет абсолютное направление по тени и данным о времени измерения.

Чтобы определить абсолютное направление с помощью классического солнечного компаса, сначала нужно установить циферблат горизонтально. Затем нужно выровнять желаемый указатель направления с одной из часовых меток на циферблате, обычно это нулевая отметка. Далее нужно измерить угол тени указателя и время в момент измерения. Чтобы найти абсолютное направление, нужно вычислить азимутальный угол. Этот угол можно найти с помощью двух углов: угла между тенью указателя, которую отбрасывает солнце, и направлением на север, и углом между этой тенью и указанным направлением. Для автоматического определения угла между тенью и направлением нам поможет камера с технологией компьютерного зрения. Она будет стоять прямо под нашим полупрозрачным циферблатом и будет находить, анализировать и строить математическую модель нашей тени от стержня. Для защиты компаса от внешних воздействий будет стоять прозрачный купол.

Представим условную модель мобильного робота с моделью солнечного компаса сверху (рис. 1). На рисунке 1 представлены два варианта нахождения азимутального угла (угол δ) при разных условиях. В первом случае угол между тенью и северным направлением (угол β) больше угла между тенью и направлением робота (угол γ), т.е. $\beta > \gamma$, а во втором случае наоборот: $\gamma > \beta$.

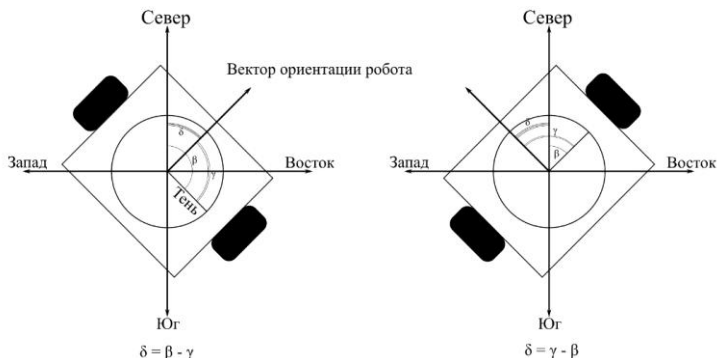


Рис. 1

Рассмотрим все возможные варианты нахождения угла между тенью от Солнца и северным направлением (угол β) (рис 2). На данном рисунке изображен циферблат, расположение Солнца в 4-х различных вариантах промежуточных сторон света (если Солнце на юго-восточной и юго-западной сторонах, то расположение циферблата на Северном полушарии, если на северо-западном и северо-восточном – на Южном), проекция солнечного света на стержень, азимут солнца (угол α) и тень от стержня. Исходя из полученных данных, чтобы нам найти угол между направлением тени, которую отбрасывает Солнце, и направлением на север, нам нужно знать азимут Солнца, а он зависит от таких параметров, как расположение компаса по широте и долготе, местному времени, календарному дню, месяц, году и тд. Из расчётов Пол Шлитера [10] о расположении Солнца и нахождении азимута мы получаем общую формулу, учитывающую все вышеперечисленные критерии:

$$\text{azimuth} = \text{atan2}(y_{\text{hor}}, x_{\text{hor}}) + 180^\circ, \quad (1)$$

где y_{hor} , x_{hor} и z_{hor} – перевёрнутая система координат, вдоль оси, идущей с востока на запад, то есть оси Y, таким образом, чтобы ось Z указывала на зенит. А изначально система координат указывала так, что ось X указывает на небесный экватор на юге, ось Y - на горизонт на западе, а ось Z - на северный небесный полюс.

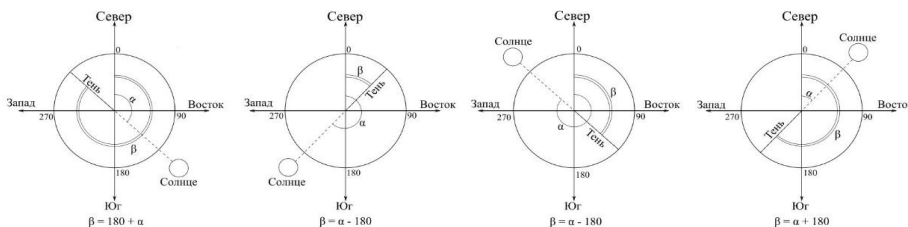


Рис. 2

Угол высоты солнца над горизонтом, для определения светлого и темного времени суток, рассчитывается по формуле:

$$\text{altitude} = \text{asin}(z_{\text{hor}}) = \text{atan2}(z_{\text{hor}}, \sqrt{x_{\text{hor}} * x_{\text{hor}} + y_{\text{hor}} * y_{\text{hor}}}) \quad (2)$$

Таким образом, мы можем составить программный код, который вычислял бы угол между тенью и северным направлением и азимутальный угол. Этот код также позволит определять освещение Солнца от искусственного освещения.

Библиографический список

1. Черненко А.Б. [и др] , Особенности применения роботизированных платформ в сельском хозяйстве // ЖУРНАЛ Проблемы современной науки и образования, 2020
2. John Enright, Paul Furgale, Tim Barfoot , Sun sensing for planetary rover navigation. Aerospace conference, 2009 IEEE. URL: https://www.researchgate.net/publication/224407695_Sun_sensing_for_planetary_rover_navigation (дата обращения: 10.09.2023)
3. Владов М., Украинцев Д., Недков Р. Датчик солнечной ориентации для микроспутника // SES 2012 Eighth Scientific Conference with International Participation SPACE , ECOLOGY , SAFETY 4–6 November 2012, Sofia, Bulgaria. URL: https://www.researchgate.net/publication/310451922_DATCIK_SOLNECNOJ_ORIENTACII_DLA_MIKROSPUTNIKA (дата обращения: 3.09.2023)
4. Григорян В.Л. , Незакономерный дрейф магнитных полюсов Земли и проблемы использования магнитных компасов на морских судах // ЖУРНАЛ Вестник государственного университета морского и речного флота им. адмирала С. О. Макарова, 2010
5. Liang Wang, Fuqing Duan, Ke Lv, Fisheye-Lens-Based Visual Sun Compass for Perception of Spatial Orientation//Hindawi Publishing Corporation, Mathematical Problems in Engineering Volume 2012, 07 Mar 2012
6. Roelof W. H. van Bezooijen , Star sensors for autonomous attitude control and navigation // Proceedings Volume 10269, Optical Technologies for Aerospace Sensing: A Critical Review; 102690A (1992), 16 November 1992. Материал доступен по платной подписке на сайте «URL: <https://www.spiedigitallibrary.org/>»
7. M. C. Deans, D. Wettergreen, and D. Villa, A sun tracker for planetary analog rovers //in Proceedings of the 8th International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space, pp. 577–583, September 2005.
8. A. Trebi-Ollennu [и др]. Design and analysis of a sun sensor for planetary rover absolute heading detection. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 17, no. 6, pp. 939–947, 2001
9. Julien Dupeyroux, Stephane Viollet, Julien R Serres. An ant-inspired celestial compass applied to autonomous outdoor robot navigation. Aix Marseille Univ, CNRS, ISM, Marseille, France, Robotics and Autonomous Systems Volume 117, July 2019. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092188901830263X> (дата обращения: 10.10.2023)
10. Paul Schlyter, Computing planetary positions - a tutorial with worked examples [Электронный ресурс], главы №5 и №6. Режим доступа: <http://stjarnhimlen.se/comp/tutorial.html#5> (дата обращения 20.10.2023).

СОДЕРЖАНИЕ

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ КИШЕЧНИКА <i>И.Г. Бакулин, Г.А. Машевский, И.А. Расмагина, Н.М. Шелякина</i>	3
--	---

СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ	12
ДАТЧИКИ АКТИВНОГО ИНФРАКРАСНОГО ЗОНДИРОВАНИЯ ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ <i>К.Н. Тимофеев, М.А. Трубина, М.А. Шмелева</i>	12
РОЛЬ ИНФОРМАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ ДЛЯ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИХ ОРГАНИЗАЦИЙ <i>Д.А. Кузнецов, А.И. Григорьева, А.В. Захаров</i>	17
ОРГАНИЗАЦИОННО-МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К КЛАССИФИКАЦИИ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ РЕАБИЛИТАЦИИ <i>Д.А. Кузнецов, Д.А. Губанова, С.Д. Дихтяренко, А.В. Захаров</i>	21
ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ И ДОСТУПНОСТИ ТЕСТ-СИСТЕМ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ COVID-19 <i>Д.А. Кузнецов, Е.М. Бабкина, Д.Д. Лукашина, А.В. Захаров</i>	26
КРИТИЧЕСКИЕ ЗАМЕЧАНИЯ О ВЛИЯНИИ НА ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ И СОСТОЯНИЕ КРОВООБРАЩЕНИЯ В ОРГАНИЗМЕ ПРОЦЕДУР ОККЛЮЗИОННЫХ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ АД <i>М.И. Забудько, А.В. Чащин, И.В. Дроздов</i>	31
ВОПРОСЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭПИКАРДИАЛЬНОГО ПОТЕНЦИАЛА В МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ <i>Т.Л.Н. Чыонг</i>	34
РАЗРАБОТКА ПРИБОРА КОНТРОЛЯ И УПРАВЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЕМ В ЭНДОТРАХЕАЛЬНЫХ ТРУБКАХ <i>П.А. Муравьев, А.С. Поляев</i>	37
ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕНОЗНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РАЗЛИЧНЫХ ОПТИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ <i>Н.В. Ремизов, Д.С. Якименко</i>	41
СУТОЧНОЕ МОНИТОРИРОВАНИЕ СЕРДЦЕБИЕНИЯ ПЛОДА <i>О.В. Мельник, К.И. Хижняк</i>	45

СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ	50
ПРИМЕНЕНИЕ ДИАГРАММЫ ИСИКАВЫ КАК ИНСТРУМЕНТА АНАЛИЗА ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ БРАКА НА ПРОИЗВОДСТВЕ <i>Д.М. Лобанов, С.В. Губарева</i>	50
ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ РЕЗУЛЬТАТИВНОСТИ СИСТЕМЫ МЕНЕДЖМЕНТА КАЧЕСТВА <i>А.А. Рубцова, А.В. Губарев</i>	55
ПРИНЦИПЫ И УСЛОВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОННОГО ДОКУМЕНТООБОРОТА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ ДОКУМЕНТАЦИИ <i>Д.А. Рубцова, А.В. Губарев</i>	58
СОЧЕТАНИЕ ЭЭГ-БИОУПРАВЛЕНИЯ С МУЗЫКАЛЬНОЙ ТЕРАПИЕЙ <i>Н.О. Алексеев, Е.Ю. Дикман</i>	62
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СОБЛЮДЕНИЯ ТРЕБОВАНИЙ ГОСТ Р 1.5 В СТАНДАРТАХ, УТВЕРЖДЕННЫХ ДО 2012 ГОДА <i>Е.Р. Давыдова, Я.Р. Чернецова</i>	66
АРХИТЕКТУРЫ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ <i>М.И. Забудько</i>	70
ЦИФРОВОЙ СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ НА ФОНЕ НЕСТАЦИОНАРНЫХ СВЕТОВЫХ ПОМЕХ <i>В.Г. Андреев, Е.А. Жирков</i>	74
АЛГОРИТМ КОМПЛЕКСНОГО ПРИМЕНЕНИЯ СТАТИСТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ УПРАВЛЕНИЯ КАЧЕСТВОМ <i>Д.М. Лобанов, С.В. Губарева</i>	81
РЕКОМЕНДАЦИИ ПО РЕАЛИЗАЦИИ 14 ПРИНЦИПОВ Э. ДЕМИНГА <i>У.А. Печурина, С.В. Губарева</i>	86
УПРАВЛЕНИЕ РИСКАМИ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИХ И ОПЫТНО-КОНСТРУКТОРСКИХ РАБОТ <i>И.А. Сухорукова</i>	90
КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ПРОГРАММНЫХ ИЗДЕЛИЙ, РАЗРАБАТЫВАЕМЫХ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ОПЫТНО-КОНСТРУКТОРСКИХ РАБОТ <i>И.А. Сухорукова</i>	95
АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ МЕЛОДИЧНОЙ И РИТМИЧНОЙ МУЗЫКИ НА СЕРДЕЧНЫЙ РИТМ ЧЕЛОВЕКА ПО РЯДУ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬСОМЕТРИИ <i>А.З. Яфаров, О.Н. Лифанова, В.Г. Супрун</i>	99
ИЗМЕРЕНИЕ СОСУДОВ ЧЕЛОВЕКА НЕИНВАЗИВНЫМИ ОПТИЧЕСКИМИ МЕТОДАМИ <i>Е.В. Тяжолова, Л.Р. Григорьян</i>	106

НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ ВЛАГООБЕСПЕЧЕННОСТИ РАСТЕНИЙ В ЦЕЛЯХ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ

Л.А. Бондарева, М.В. Суханова 113

ТЕХНИЧЕСКАЯ БАЗА И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ И ОЦЕНКИ ТРЕМОРА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

С.А. Новиков, М.Б. Никифоров, О.В. Мельник 118

ОСОБЕННОСТИ ОРГАНИЗАЦИИ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ

С.Ю. Жулева 122

СИСТЕМА ДЛЯ АНАЛИЗА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

М.С. Шепелёва 126

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ТРЕМОРА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

О.В. Мельник, А.А. Карпущина 131

МНОГОСКОРОСТНАЯ СОВМЕСТНАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛА ДЫХАНИЯ И ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Т.А. Витязева, А.А. Михеев 134

ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ЭКОЛОГИЧЕСКОМ КОНТРОЛЕ

В.И. Голев, В.М. Максимов 138

ПОДХОД К СОЗДАНИЮ ФАНТОМА НОВОРОЖДЁННОГО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОКЛИМАТА В НЕОНАТАЛЬНОМ ИНКУБАТОРЕ

С.В. Фролов, А.А. Коробов, К.С. Савинова, А.Ю. Потлов 143

МОДЕЛЬ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ, КАК ОБЪЕКТА УПРАВЛЕНИЯ

Т.А. Фролова, В.О. Лычагина, И.А. Шаталова, Е.С. Щиркина 147

ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ЭПИДЕМИЙ

Д.Д. Мазурук, Д.С. Карпущин 151

ИСКУССТВЕННЫЙ ИНТЕЛЛЕКТ В ЭПИДЕМИОЛОГИИ: АКТУАЛЬНЫЕ ПРИМЕРЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ

И.А. Столяров, П.Д. Драгомиров 155

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ПОРТАТИВНЫХ И СТАЦИОНАРНЫХ ПУЛЬСОКСИМЕТРОВ НА ФОНЕ МОДЕЛИ ИШЕМИИ

А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина, Д.Н. Барышников, Е.Д. Дадонова, А.А. Супряга, Н.М. Толкач, Е.П. Матюхин 159

ОСОБЕННОСТИ ПОДГОТОВКИ ПРЕЗЕНТАЦИИ СТАРТАП ПРОЕКТА

И.А. Морозова, А.В. Губарев 162

ВІС-МОНИТОРИНГ В ОПТИМІЗАЦІЇ РЕЖИМА ДОЗИРОВАННЯ СІЛЬНОДЕЙСТВУЮЩИХ ПРЕПАРАТОВ ДЛЯ ВНУТРІВЕННОГО НАРКОЗА

А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина, Н.М. Толкач, Е.П. Матюхин 164

ОЦЕНКА ДИНАМИКИ КОЭФФИЦИЕНТА АРТЕРИОВЕНОЗНОЙ РАЗНИЦЫ ПО КИСЛОРОДУ ПРИ ПЕРЕЛИВАНИИ СОБСТВЕННЫХ ЭРИТРОЦИТОВ И ВВЕДЕНИИ ДОНОРСКИХ ЭРИТРОЦИТОВ

Е.В. Пимахина, А.А. Пимахин, Д.Н. Барышников, Е.Д. Дадонова, Н.М. Толкач, Е.П. Матюхин 167

СИСТЕМА ДЛЯ ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФИИ

О.В. Мельник, Ю.А. Чернова 170

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ВОДЫ, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ В ПАРОВЫХ СТЕРИЛИЗАТОРАХ

В.С. Шиночкин, М.С. Ашапкина, В.И. Жулев 173

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ МЕТОДА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

В.А. Алихашикина, М.С. Ашапкина, М.Б. Каплан 177

СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ

ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ 181

КЛЮЧЕВЫЕ АСПЕКТЫ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПОДБОРЕ СХЕМЫ МЕДИКАМЕНТОЗНОГО ЛЕЧЕНИЯ

О.Д. Саморукова, А.В. Крошилин, С.В. Крошилина 181

АНАЛИЗ СЕГМЕНТА ПРИМЕНЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ОНЛАЙН-КАЛЬКУЛЯТОРОВ В КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Д.Р. Захарченко, У.Р. Захарченко 185

СИСТЕМА ИССЛЕДОВАНИЯ ТРЕМОРА В ВИРТУАЛЬНОЙ СРЕДЕ LABVIEW

С.В. Новикова, М.Б. Каплан 190

ИСПЫТАНИЯ АРТЕРИАЛЬНЫХ ТОНОМЕТРОВ НА ТОЧНОСТЬ

А.В. Жолобов, А.В. Рочагов, И.С. Явелов 193

МНОГОПОТОЧНЫЙ ИНТЕРФЕЙС ДЛЯ СЧИТЫВАНИЯ ДАННЫХ ПРИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ОБРАБОТКЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

А.Ю. Бодин 199

ИЗУЧЕНИЕ ОСНОВНЫХ КОМПОНЕНТОВ ЭКГ С ПРИМЕНЕНИЕМ ВИРТУАЛЬНОГО ЛАБОРАТОРНОГО ПРАКТИКУМА

Н.В. Ененко, Т.Г. Авачева 202

ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

П.Д. Гаджиев 206

СИСТЕМА ОЦЕНКИ НАСТУПЛЕНИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКОГО ПРИСТУПА ПРИ СТИМУЛЯЦИИ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА И ЕЕ ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

Е.В. Садыкова, М.А. Танасьева 209

РОЛЬ ОЦЕНКИ ФУНКЦИИ ЭНДОТЕЛИЯ В ОПРЕДЕЛЕНИИ БИОЛОГИЧЕСКОГО ВОЗРАСТА

А.В. Кузнецова 213

СИМУЛЯЦИОННЫЙ УЧЕБНЫЙ КОМПЛЕКС «ВИРТУАЛЬНЫЙ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИЙ ЗАВОД ДЛЯ ВУЗОВ»

Т.Г. Авачева, В.В. Дьякова, Д.А. Грифель, Е.Д. Дадонова, М.А. Шмонова.... 217

ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФ

В.И. Жулев, Ю.А. Чернова 221

ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМ ЛОКАЛЬНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ НА БАЗЕ РАДИОТРАНСИВЕРОВ В МЕДИЦИНСКОМ УЧРЕЖДЕНИИ

А.Е. Флоров 224

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА 229

ПРЕЦИЗИОННОЕ ФОТОПРИЁМНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ

Е.И. Чернов 229

ДВУХКАНАЛЬНЫЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФ С АВТОМАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМОЙ ОККЛЮЗИИ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

М. Шапорева..... 231

ВЫБОР ФОРМЫ КЮВЕТЫ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ТИПИРОВАНИЯ КРОВИ ФОТОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

А.А. Аристов, Ю.Н. Ворончихина, Ю.А. Розенбаум, Д.С. Серпенев 235

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ РАССЕЯННОГО СКЛЕРОЗА

А.Е. Гапаненок, К.Н. Болсунов 239

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОТЛАДОЧНОЙ ПЛАТЫ STM32F746G-DISCO ДЛЯ ПРОТОТИПИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВ МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ

С.А. Цурков, В.В. Зива, А.С. Данилова 244

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА ГЛЮКОЗЫ У ЧЕЛОВЕКА

К.А. Бобкович, В.А. Карфидова, К.С. Комаров, М.А. Маклыгин 248

РАЗРАБОТКА КОНЦЕПТА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ МИНИМИЗАЦИИ ОШИБОК

ПРЕДАНАЛИТИЧЕСКОГО ЭТАПА ОБЩЕГО АНАЛИЗА КРОВИ

А.В. Иванов, Д.А. Евтеева, Д.И. Клименко, Д.С. Шевченко 252

КАНАЛ КОНТРОЛЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА

Д.А. Муравьев, М.Б. Каплан..... 256

РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО ТЕРМОМЕТРА <i>Г.А. Малинин, Д.П. Сафонов</i>	260
УМНАЯ ТРОСТЬ - НОВОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ КОМФОРТНОЙ ЖИЗНИ И БЕЗОПАСНОСТИ ПЕРЕДВИЖЕНИЯ ЛЮДЕЙ С НАРУШЕНИЯМИ ЗРЕНИЯ <i>Д.А. Соловьев</i>	264
ПРИМЕНЕНИЕ СЛОЖНЫХ ДИСКРЕТНЫХ ВЫБОРОК В МНОГОКАНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ <i>Ю.А. Булгаков, А.А. Михеев</i>	268
МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДА СВЯЗАННЫХ ГИСТОГРАММ ПРИ МЕТРОЛОГИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЯХ АЦП <i>А.М. Абрамов, В.В. Антонов</i>	273
НЕДОСТАТКИ МЕТОДА СВЯЗАННЫХ ГИСТОГРАММ ПРИ МЕТРОЛОГИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЯХ АЦП <i>А.М. Абрамов</i>	276
РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ БЕСКОНТАКТНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА <i>М.В. Беликова, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков</i>	279
ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ ТЕНЗОМЕТРИЧЕСКОГО ДАТЧИКА ДЛЯ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА КИСТИ РУКИ <i>К.С. Ильичева</i>	284
ЭЛЕКТРОННЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ УРОВНЯ ЖИДКОСТИ В ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ <i>П.С. Будылина, С.А. Голь</i>	289
ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТЕЙ КАРДИОИНТЕРВАЛОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА МАГНИТОТЕРАПИИ <i>А.В. Шуляков, С.Г. Гуржин</i>	292
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ КОНТРОЛЯ РАВНОВЕСИЯ И КООРДИНАЦИИ ВО ВРЕМЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТА <i>Т.Д. Мелешихина, Э.А. Даминова</i>	297
СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ПРОЦЕССОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА МАГНИТОТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДАТЧИКА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ <i>О.В. Аникина, С.Г. Гуржин, А.В. Шуляков</i>	301
СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ	307
РОБОТИЗИРОВАННЫЙ ОРТЕЗ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ <i>О.В. Аникина, П.С. Будылина</i>	307

ПОИСК И КЛАССИФИКАЦИЯ ДЕФЕКТОВ НА ПОВЕРХНОСТИ СТАЛИ С ПОМОЩЬЮ НЕЙРОСЕТЕВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ	
<i>С.Н. Дьяков</i>	311
ВОЗМОЖНОСТИ РАСШИРЕНИЯ ДИАПАЗОНА ИЗМЕРЕНИЯ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ПАРКОВКИ АВТОМОБИЛЯ	
<i>С.О. Самолин</i>	316
ОРИЕНТАЦИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА ПО СОЛНЦУ И МАГНИТНОМУ КОМПАСУ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАШИННОГО ЗРЕНИЯ	
<i>Г.И. Старостин, С.А. Голь</i>	320

Научное издание

**XXXVI Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические системы,
измерительные устройства и робототехнические комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2023)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Подписано в печать 04.12.2023. Формат бумаги 60x84/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.- печ. листов 20,75.

Уч.-изд. листов 332. Тираж 50 экз. Зак. 6735.

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

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1

Издательство Коняхин А.В. (Book Jet)

Отпечатано в типографии «Book Jet»

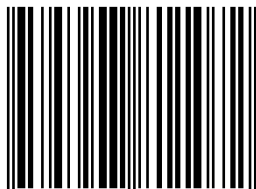
390005, г. Рязань, ул. Пушкина, д.18

Сайт: <http://bookjet.ru>

Почта: info@bookjet.ru

Тел.: +7(4912) 466-151

ISBN 978-5-907811-07-2



9 785907 811072 >