

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

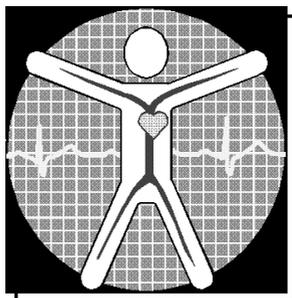
**ФГБОУ ВО «Рязанский государственный
радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина»**

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

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2020

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

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2020

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

Б 63 Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2020 [текст]: сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 9-11 декабря 2020 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2020. – 624с., ил.

ISBN ; 9: /7/; 29622/28/3

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2020). Освещаются вопросы обработки биомедицинской и экологической информации, применения измерительно-вычислительных комплексов в медицине и экологии, автоматизации сбора данных о развитии болезни и состоянии здоровья больных, разработки систем и устройств воздействия на биологические объекты, а также информационно-измерительные устройства и робототехнические комплексы.

Авторская позиция и стилистические особенности публикаций сохранены.

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

УДК 615.47:621.37/89

ISBN ; 9: /7/; 29622/28/3

© ФГБОУ ВО «РГРТУ», 2020

© ИП Коняхин А.В., 2020

**РЕЗУЛЬТАТЫ ДОКЛИНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ
МУЛЬТИСИСТЕМЫ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ И
МАГНИТОРЕАБИЛИТАЦИИ «РЕЛАКСМАГ»**

С.Г. Гуржин¹, М.М. Лапкин², А.В. Шулькин²

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

²ФГБОУ ВО «Рязанский государственный медицинский университет
им. академика И.П. Павлова» Минздрава России, г. Рязань

Рассмотрены основные характеристики экспериментальной установки магнотерапевтической системы «РелаксМаг», методики проведения испытаний на лабораторных крысах и параметры магнитного воздействия. Представлены результаты и сравнительные оценки степени выраженности противовоспалительного действия стандартного медицинского препарата и магнитного поля с заданными биотропными параметрами.

Ключевые слова: доклинические испытания, хрономагнитотерапия, биотропные параметры магнитного поля, полеформирующая матричная система, тест-система, выраженность реакции, моделирование воспаления.

**RESULTS OF PRE-CLINICAL TESTS OF THE
MULTISYSTEM OF CHRONOMAGNETOTHERAPY AND
MAGNETOREHABILITATION "RELAXMAG"**

S.G. Gurzhin¹, M.M. Lapkin², A.V. Schulkin²

¹Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

²Ryazan state medical university named after academician I.P. Pavlova
Ministry of health of Russia, Ryazan

The main characteristics of the experimental installation of the "RelaxMag" magnetotherapy system, the methods of testing on laboratory rats, and the parameters of the magnetic effect are considered. The results and comparative assessments of the severity of the anti-inflammatory effect of a standard medicine and a magnetic field with specified biotropic parameters are presented.

Key words: preclinical tests, chronomagnetotherapy, biotropic parameters of the magnetic field, field-forming matrix system, test system, severity of reaction, modeling of inflammation.

Введение

Весной 2020 года успешно прошли доклинические испытания мультисистемы хрономагнитотерапии и магнитоареабилитации «РелаксМаг», о чем свидетельствует сообщение на официальном сайте концерна «КРЭТ» [1]. Разработчиком системы «РелаксМаг» является Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина кафедра

«Информационно-измерительная и биомедицинская техника», а производителем – Касимовский приборный завод, филиал АО «Государственный Рязанский приборный завод». Испытания проводились в Рязанском государственном медицинском университете им. академика И.П. Павлова Минздрава России на кафедре «Нормальной физиологии с курсом психофизиологии».

В современной медицине магнитотерапия является одним из эффективных и безопасных способов физиотерапии [2]. Многообразие биотропных параметров и природные свойства магнитного поля (МП) позволяют использовать его в качестве универсального лечебного средства, оказывающего положительное и корректирующее действие на все системы организма человека и практически не имеющего противопоказаний [3].

Разработка неинвазивных, эффективных способов противовоспалительного лечения является чрезвычайно актуальной задачей. Одним из возможных путей решения может быть применение магнитотерапии, как неспецифического способа лечения воспалительных процессов различной локализации, так и средства, повышающего адаптационные резервы организма [3-5]. В этом случае, техническое решение по формированию МП различной конфигурации должно отвечать современным требованиям построения многофункциональных систем, основными из которых являются модульность, автоматизация, оперативность, гибкость и независимость управления всеми исполнительными модулями.

Первая экспериментальная модель магнитотерапии «РелаксМаг» со структурой модульного принципа, в полной мере реализует отмеченные функциональные возможности и внешне представляет собой кресло, которое с помощью пульта управления трансформируется в кушетку (рис. 1).



Рис. 1 – Мультисистема «РелаксМаг»

Для формирования полей различной конфигурации в трех сегментах кресла – спины, сиденья и ног, установлены интеллектуальные ячейки-модули, содержащие по 4 индуктора, объединенные в матрицу и независимо управляемые от персонального компьютера (ПК).

Применение предлагаемого способа формирования МП [6] дает возможность с высокой точностью дозировать биотропные параметры магнитного воздействия, организовывать и структурировать его определенным образом в пространстве и во времени [7]. Новые свойства значительно расширяют функции системы и позволяют гибко управлять всеми составляющими МП и динамическими характеристиками, при этом обеспечивая практически любое воздействие на организм пациента локальное, распределенное, комбинированное или общее.

Целью проведенных исследований стало изучение влияния изменений отдельных биотропных параметров МП, формируемого экспериментальной установкой системы «РелаксМаг», на течение асептического воспаления опорно-двигательного аппарата лабораторных крыс.

Описание экспериментальной установки и методики испытаний

Полеформирующая система экспериментальной установки «РелаксМаг» представляет собой две интеллектуальные ячейки-модуля (ложемент), расположенные в одной плоскости и вплотную друг к другу [8]. Управление ячейками осуществляется ПК через интерфейс-конвертер RS485-USB. Питание установки обеспечивается автономным источником постоянного напряжения 5 В.

Особенность интеллектуальной ячейки-модуля заключается в наличие встроенного микроконтроллера, функциями которого является задание управляющих сигналов для формирования МП ячейки-модуля, контроль работы элементов схемы, взаимодействие с головным блоком управления системы. Программно-аппаратная реализация ячейки-модуля позволяет ей при необходимости работать автономно и без головного блока управления. Достигается такой режим за счет того, что кодовая последовательность управляющих сигналов для индукторов ячейки помещается непосредственно во флеш-память самой ячейки, а далее, в течение магнитотерапевтической процедуры, интеллектуальный модуль самостоятельно извлекает нужную кодовую комбинацию и преобразует ее в управляющий сигнал. Кроме того, блок управления ячейкой следит за временем окончания процедуры.

Учитывая, что каждый из двух ложементов включает две ячейки-модуля, то разработаны две испытательные методики, отличительной особенностью которых является разная ориентация векторов магнитной индукции в двух группах индукторов. Временные и амплитудные биотропные параметры методик задавались одинаковыми. Закон изменения магнитной индукции во времени реализован для каждого индуктора виде симметричного треугольного сигнала, а для каждой группы индукторов в виде бегущего МП. Эффект бегущего поля создавался временным сдвигом по фазе треугольного

сигнала между 4 индукторами. Период треугольного сигнала соответствовал длительности 10 кардиоциклов крысы, т.е. был согласован с сердечным биоритмом животного.

Материалы и методы исследования

Исследование проведено на 34 половозрелых крысах-самцах линии Вистар, массой 250-450 г. Для моделирования воспалительной реакции использовали 0,1 мл 2,5% раствора формалина, который вводили под апоневроз правой задней конечности крысы. Для контроля течения воспалительного процесса использовали ряд объективных методов. Выраженность воспалительной реакции оценивали по объему конечности, концентрации С - реактивного белка (СРБ) в сыворотке крови, скорости оседания эритроцитов (СОЭ) и количеству лейкоцитов в периферической крови. Состояние адаптационных механизмов животных охарактеризовано по показателям математического анализа ритма сердца [9].

Характеристика магнитного поля, применяемого в исследовании

Для изучения противовоспалительного действия МП, формируемого экспериментальной установкой «РелаксМаг», ячейки-модули размещались под площадкой фиксатора крыс (рис. 2). Крыс фиксировали на площадке и подвергали воздействию МП в течение 20 минут через 2 часа после введения формалина, а далее ежедневно в течение 7 суток.

При магнитотерапевтическом воздействии на организм экспериментальных животных использовали два вектора МП:

1. Вектор 1 (направление вектора МП голова – хвост), амплитуда магнитной индукции +10 мТл; Длительность периода магнитной волны 1,715 с.

2. Вектор 2 (направление вектора МП поперечное), амплитуда магнитной индукции +10 мТл; Длительность периода магнитной волны 1,715 с.

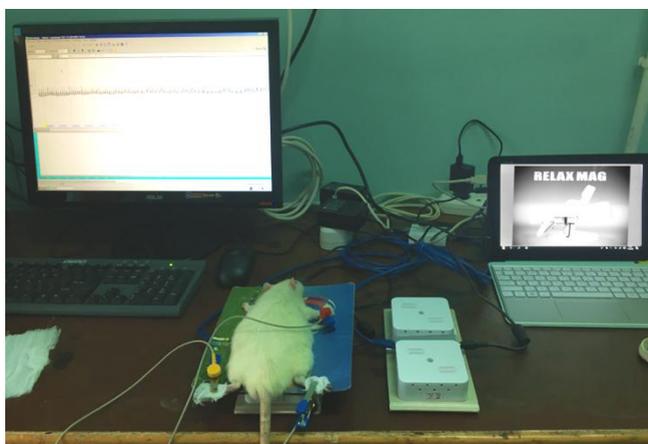


Рис. 2 – Экспериментальная установка системы «РелаксМаг»

Для сравнения противовоспалительного действия использовали животных, которым при моделировании воспалительного процесса вводили классический, нестероидный противовоспалительный препарат – диклофенак. У животных этой группы действие МП исключалось. Диклофенак вводился внутривенно через зонд в дозе 11 мг/кг массы [10] за 2 часа до инъекции раствора формалина, затем через 2 часа после инъекции, в последующие 7 суток один раз в сутки.

Все манипуляции на крысах (регистрацию кардиоритмограммы, забор крови, измерение величины отека, воздействие магнитным полем) выполнялись под золетиловым наркозом (золетил 20-40 мг/кг массы, ксилазин 5-10 мг/кг массы) [11].

При исследовании все животные были разделены на следующие серии экспериментов.

Первая серия – контроль патологии (n=8). Животным моделировали формалиновый отек лапы с контролем состояния по биохимическим, гематологическим и физиологическим показателям (кардиоритмография, плетизмометрия).

Вторая серия – исследование влияния диклофенака (n=10) (препарат сравнения) на выраженность воспалительной реакции с контролем состояния по биохимическим, гематологическим и физиологическим показателям.

Третья серия – изучение влияния МП (вектор 1) (n=8) на выраженность воспалительной реакции с контролем состояния по биохимическим, гематологическим и физиологическим показателям.

Четвертая серия – изучение влияния МП (вектор 2) (n=8) на выраженность воспалительной реакции с контролем состояния по биохимическим, гематологическим, физиологическим показателям.

В конце исследования животные выводились из эксперимента передозировкой золетила.

Полученные результаты обрабатывали с помощью программы «StatSoftStatistica 13.0» (США, номер лицензии JPZ811I521319AR25ACD-W) и MicrosoftExcelforMACver. 16.24 (ID 02984-001-000001) [12,13]. При статистической обработке данных в зависимости от характера распределения данных использовали как параметрические, так и непараметрические методы. За критический уровень значимости принимали $P < 0,05$.

Результаты исследований

Полученные в результате проведенных исследований данные продемонстрировали факты противовоспалительного действия низкоинтенсивного, низкочастотного, бегущего МП по различным изученным показателям (локальным и организменным). Причем многие показатели (объем отека, гематологические и биохимические параметры, а также показатели математического анализа ритма сердца), по существу, на разных уровнях отражали противовоспалительный эффект МП.

При этом противовоспалительное действие МП обоих векторов (вектор 1

и вектор 2) существенно не отличалось.

Механизмы такого эффекта до конца не изучены, однако установлено, что магнитотерапевтическое воздействие связано с изменением состояния ЦНС, реологических свойств крови, изменением центральной и периферической гемодинамики, а также гормонального фона [3,14-18]. Кроме того, было установлено, что выраженность противовоспалительного эффекта по сравнимым показателям практически не уступало противовоспалительному эффекту классического нестероидного противовоспалительного препарата – диклофенаку. Однако известно, что препараты этой группы при длительном использовании вызывают ряд осложнений со стороны желудочно-кишечного тракта. В наших исследованиях в серии с применением диклофенака у 4 лабораторных крыс наблюдалась повреждение стенки желудка и их гибель в ходе исследований. Не одного факта гибели экспериментальных животных в ходе магнитотерапевтического воздействия не установлено.

Заключение

Полученные в ходе исследований результаты, а также многочисленные литературные данные [15,19,20] свидетельствуют о целесообразности применения магнитотерапевтического воздействия на организм как эффективного физиотерапевтического фактора.

Библиографический список

1. Завершены доклинические испытания кресла «РелаксМаг» // КРЭТ. Медиа-центр. Новости предприятий: [сайт]. URL: <https://www.kret.com/media/news/zaversheny-doklinicheskie-ispytaniya-kresla-relaxmag/> (дата обращения 30.09.2020).
2. Магнитотерапия в лечебно-реабилитационных и профилактических программах: клинические рекомендации. Минздрав РФ. – М.: 2015. – 47 с.
3. Магнитотерапия: теоретические основы и практическое применение / В.С. Улащик [и др.]; под общ. ред. В.С. Улащика. – Минск: Беларуская навука, 2015. – 379 с.
4. Гаркави Л.Х., Квакина Е.В., Кузьменко Т.С. Антистрессорные реакции и активационная терапия. Реакция активации как путь к здоровью через процессы самоорганизации. – М.: ИМЕДИС, 2003. – 656 с.
5. Ивкин Д.Ю., Гришина Т.В., Бурякина А.В., Крячко О.В., Кузьменко Н.В., Васильева О.В., Стефанов В.Е., Сурма С.В., Щеголев Б.Ф. Изменения количественных и качественных характеристик крови свидетельствуют о реализации компенсаторных механизмов крыс к изменениям магнитного поля Земли (модельные эксперименты). // Вестник Санкт-петербургского университета. Сер. 3. Вып. 1. 2014. С. 87-97.
6. Патент № 2496532 С1 (РФ), МПК А61N2/04. Способ формирования магнитотерапевтического воздействия и устройство для его осуществления / Е.М. Григорьев, С.Г. Гуржин, В.И. Жулев и др. Опубл. 27.10.2013, Бюл. №30.

– 13 с.

7. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б., Кряков В.Г., Лапкин М.М., Никитин С.В., Прошин Е.М., Шуляков А.В. Матричная система магнитотерапии и магнитореабилитации «РелаксМаг» // Биомедицинская радиоэлектроника. 2019. Т. 22. № 4. С. 6–15. DOI: 10.18127/j15604136-201904-02 /.
8. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б., Шуляков А.В., Лапкин М.М., Шулькин А.В., Якушева Е.Н. Доклинические испытания мультисистемы магнитотерапии «РелаксМаг» и изучение влияния магнитного поля на течение асептического воспаления у лабораторных крыс // Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 15–25. DOI: 10.18127/j15604136-202003-03 /.
9. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. – М.: Медицина, 1997. – 236 с.
10. Денисов, В.Е. Иммуномодулирующая и противовоспалительная активность производных ацилпировиноградной кислоты: автореф. дис. канд. мед. наук / В.Е. Денисов. – Пермь: 2006. – 23 с.
11. Ивашев, М.Н. Особенности кардиогемодинамики при применении золетила у лабораторных животных / М.Н. Ивашев, А.В. Арльт, И.А. Савенко и др. // Научные ведомости Белгородского государственного университета, 2012. Т. 123, № 4. – С. 168-171.
12. Гланц С. Медико-биологическая статистика: пер. с англ. / С. Гланц. – М.: Практика, 1998. – 459 с.
13. Реброва, О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA [Текст] / О.Ю. Реброва. – М.: МедиаСфера, 2002. – 312 с.
14. Гаркави Л.Х., Квакина Е.В., Кузьменко Т.С. Антистрессорные реакции и активационная терапия. Реакция активации как путь к здоровью через процессы самоорганизации. – М.: ИМЕДИС, 2003. – 656 с.
15. Илларионов В.Е. Магнитотерапия. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2009. – 136 с.
16. Алабовский В.В., Готовский М.Ю., Винокуров А.А., Маслов О.В. Влияние воздействия низкочастотным магнитным полем на содержание кортикостерона в сыворотке крови (экспериментальное исследование) // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. №5, 2013. С. 3-5.
17. Алиева Д.О.К., Савин Е.И., Субботина Т.И., Яшин А.А. Влияние импульсных электромагнитных полей частотой 5 Гц на биохимические показатели крови у крыс линии ВИСТАР // Вестник новых медицинских технологий. 2014. Т. 21, № 3. С. 157-159.
18. Ивкин Д.Ю., Гришина Т.В., Бурякина А.В., Крячко О.В., Кузьменко Н.В., Васильева О.В., Стефанов В.Е., Сурма С.В., Щеголев Б.Ф. Изменения количественных и качественных характеристик крови свидетельствуют о

реализации компенсаторных механизмов крыс к изменениям магнитного поля Земли (модельные эксперименты) // Вестник Санкт-петербургского университета. Сер. 3. Вып. 1. 2014. С. 87-97.

19. Пономаренко Г.Н. Физические методы лечения: Справочник. – Изд. 3-е перераб. и доп. – СПб.: «ИИЦ ВМА», 2006. – 336 с.

20. Улащик В.С. Электромагнитотерапия: новые данные и технологии. – Минск: Издательский дом «Белорусская наука», 2018. – 326 с.

УДК 614.86:616-71

ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПРЕДРЕЙСОВОГО КОНТРОЛЯ ВОДИТЕЛЕЙ

О.В. Мельник, М.Б. Никифоров, Д.И. Устюков

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

Рассматриваются технологии автоматизации предрейсовой комплексной оценки состояния водителей, позволяющие значительно повысить качество контроля при одновременном сокращении времени на его проведение. Описаны структура пульта испытуемого и сетевая конфигурация разработанной телемедицинской системы.

Ключевые слова: компьютерные технологии, телемедицинские системы, безопасность на транспорте, предрейсовое медицинское обследование водителей.

TELEMEDICAL SYSTEM FOR PRE-TRIP MEDICAL EXAMINATION OF DRIVERS

O.V. Melnik, M.B. Nikiforov, D.I. Ustyukov

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

The technologies of automation of pre-trip integrated assessment of the condition of drivers are considered, which make it possible to significantly improve the quality of control while reducing the time for its implementation. The structure of the subject's control panel and the network configuration of the developed telemedicine system are described.

Key words: computer technologies, telemedicine systems, transport safety, pre-trip medical examination of drivers.

Статистические исследования в подавляющем большинстве стран [1] говорят о постоянно растущем количестве аварий на транспорте, вызванных плохим состоянием здоровья водителя, опьянением, усталостью. С начала 2020 года по октябрь в РФ уже зарегистрировано 105932 ДТП, в которых погибло 11396 человек и 134547 – ранено [2]. В этом числе по вине водителей, соответственно, 93976, 9703 и 123654 случаев, то есть, примерно 85-90%. Доля смертельных случаев ДТП, связанных с употреблением водителями алкоголя в разных странах колеблется от 1,5% в Румынии и 2,0% в Турции до 48% в Эстонии и 37% в Грузии, Ирландии и Словении. В РФ – 9.7%. Среди заболеваний, могущих приводить к ДТП из-за плохого физического состояния водителя [3], следует отметить сердечно-сосудистые, респираторные, неврологические. Учитывая сказанное, задача предрейсового медицинского освидетельствования водителей является крайне актуальной.

Согласно требованиям Министерства здравоохранения РФ [4], необходимо производить медицинский контроль состояния водителей общественного и коммерческого транспорта перед каждым выездом в рейс. Кроме того, требуется накапливать статистическую информацию о состоянии здоровья водителя, осуществлять её анализ, что обеспечит возможность прогнозирования и предотвращения критических ситуаций. Поэтому проблема создания и внедрения автоматизированных телемедицинских систем предрейсового контроля является весьма актуальной и соответствующей российским [5] и общемировым [6] тенденциям в сфере цифровизации здравоохранения.

Нами была разработана автоматизированная система для массового предрейсового контроля водителей общественного транспорта. Система обеспечивает возможность одновременного подключения к персональному компьютеру медицинского работника от одного до пятидесяти устройств для автоматизированной регистрации и оценки комплекса физиологических показателей водителей – пультов испытуемого (ПИ). Общая структура пульта испытуемого системы представлена на рисунке 1.

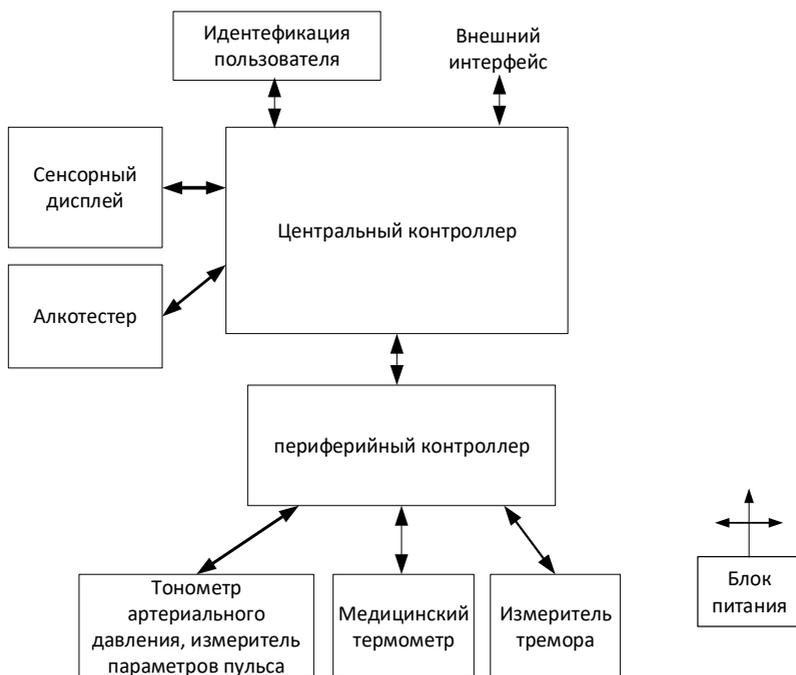


Рис. 1 – Структурная схема пульта испытуемого телемедицинской системы для предрейсового контроля

Измерительная система ПИ реализована на базе периферийного микроконтроллера PIC24FJ64GC006. Прием команд запроса и управления от центрального контроллера и передача измерительной информации к центральному контроллеру осуществляется с помощью интерфейса UART [7].

В рамках работы был реализован канал измерения артериального давления с возможностью регистрации пульсограммы в течение 100 кардиоциклов. Сформированная пульсограмма используется для выявления признаков аритмии и оценки параметров variability сердечного ритма. Разработанный канал бесконтактного измерения температуры позволяет минимизировать погрешность, связанную с разным удалением датчика от кожи при самостоятельном измерении температуры водителем.

Для контроля паров алкоголя в выдыхаемом воздухе в ПИ интегрирован сертифицированный алкотестер. В состав ПИ также входит разработанный модуль измерения тремора, позволяющий выявлять неспецифические признаки состояния алкогольного или токсического опьянения.

На рисунке 2 представлен процесс тестирования макета пульта испытуемого автоматизированной системы.

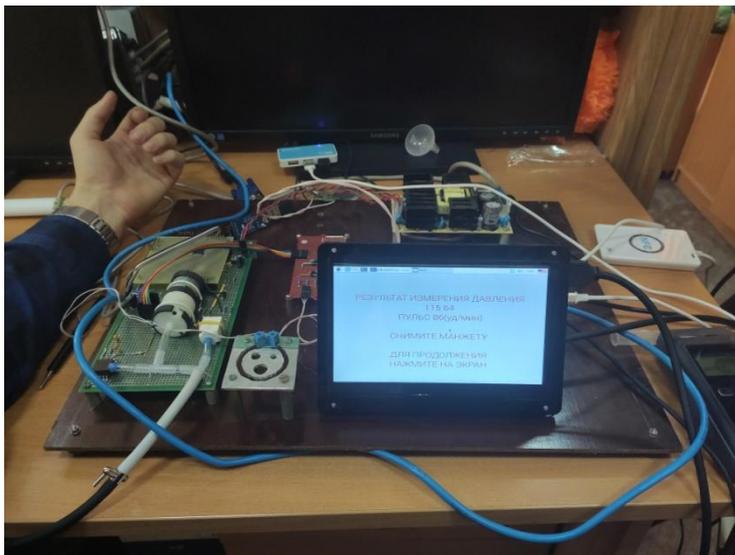


Рис. 2 – Тестирование макета пульта испытуемого

В разработанной системе предусмотрены две стандартные процедуры идентификации водителя – путем ввода персонального кода на сенсорном экране, путем использования индивидуальных магнитных карт, или же их комбинация. Также в состав блока идентификации входит видеочкамаера,

которая позволяет в потоковом режиме транслировать изображение процедуры обследования на экран компьютера медицинского работника.

После проведения процедуры идентификации личности пользователя на сенсорном дисплее отображается последовательность инструкций для самостоятельного прохождения водителем различных этапов регистрации своих физиологических показателей – измерения артериального давления и пульса, термометрии, контроля паров алкоголя в выдыхаемом воздухе и т.д. После прохождения полного цикла исследований на компьютер врача поступает детальная информация обо всех результатах обследования, а пользователю на сенсорном дисплее пульта испытуемого выдаются краткие инструкции о его дальнейших действиях (разрешение или отказ в допуске к смене, направление на дополнительное обследование).

Разработанная система является программно масштабируемой – в зависимости от требований организации-заказчика в полный цикл обследования пульта испытуемого может быть включен различный набор процедур, комбинация которых может быть настроена с персонального компьютера медицинского работника. Например, в пульте испытуемого программно реализована процедура теста на сенсомоторную реакцию и концентрацию внимания, которая может быть как добавлена в цикл обследования, так и исключена из него в зависимости от ограничений на время проведения исследования. Базовые алгоритмы интерпретации физиологических параметров реализуют стандартные процедуры оценки физиологических состояний, при каждом из которых водитель не может быть допущен к рабочей смене:

- критическое повышение или понижение артериального давления;
- наличие паров алкоголя в выдыхаемом воздухе;
- повышение температуры тела;
- наличие признаков аритмии.

Разработанные алгоритмы комплексной оценки variability сердечного ритма, показателей тремора и психологического состояния испытуемого реализуют не только принцип жесткого допуска/не допуска к рейсу при, например, превышении критического уровня температуры тела или артериального давления, но и позволяют заблаговременно отслеживать признаки накапливающегося утомления или стресса.

В качестве базовой модели сетевого взаимодействия в телемедицинской системе была выбрана клиент-серверная архитектура. Такая модель организации характеризуется высокой степенью масштабируемости путем наращивания числа функциональных блоков и одновременно выполняемыми вычислительными процессами, не зависящими друг от друга.

Схема, представленная на рисунке 3, отражает концепцию клиент-серверной модели, примененной к решаемой задаче. В качестве клиента выступает аппаратно-программный модуль – пульт испытуемого, задачей которого является регистрация и обработка физиологических параметров

испытуемого. После успешной регистрации требуемых параметров ПИ отсылает данные на сервер. Количество подключённых ПИ может варьироваться от 1 до 50 на один сервер.

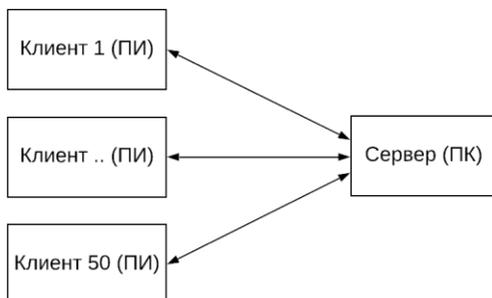


Рис. 3 – Клиент-серверная модель системы для предрейсового контроля

В качестве сервера выступает стационарный персональный компьютер, который принимает данные от клиентов, а также имеет возможность послать запрос клиенту о начале видеотрансляции с рабочего места ПИ, после чего между требуемым клиентом и сервером устанавливается дополнительное соединение и происходит сеанс видеосвязи. Такой механизм дополнительного соединения позволяет не ставить в режим ожидания отправки данных, а предоставляет возможность одновременного выполнения двух процессов. Физическое подключение клиента к серверу осуществляется посредством локальной сети через маршрутизатор или сетевой коммутатор.

Было разработано клиент-серверное приложение, обеспечивающее решение задачи передачи информации с пультов испытуемого в персональный компьютер. Под передачей информации подразумевается отправка набора регистрируемых физиологических параметров в базу данных (БД) и видеотрансляция сеанса контроля на рабочее место оператора (медицинского работника).

В качестве визуализации графического интерфейса медицинского работника используется кроссплатформенный фреймворк Qt 5. Интерфейс, демонстрирующий основные функциональные возможности, представлен на рисунке 4, где цифрами обозначены следующие элементы.

1 – Область отображает подключенных к серверу клиентов (ПИ) с идентификационным номером (ПИ[номер]) и статусом «в сети», если клиент подключился и «не в сети», если клиент отключился.

2 – Выпадающий список с клиентами, которые в сети в данный момент. Необходим для выбора клиента для последующего взаимодействия с ним, в частности для отправки запроса на получение видеопотока. Для этого необходимо выбрать клиента в списке, после этого надпись на кнопке 5 должна измениться на «Начать Видеосеанс с ПИ[номер ПИ]».

3 – Область отображает все системные сообщения, которые присылают подключённые ПИ.

4 – Поле для ввода ID водителя, позволяет ввести идентификационный номер водителя, чтобы по нажатию на кнопку «База данных: показатели», вывести в таблицу «База данных – параметры», содержащую показатели измерений для данного водителя, которые хранятся в БД.

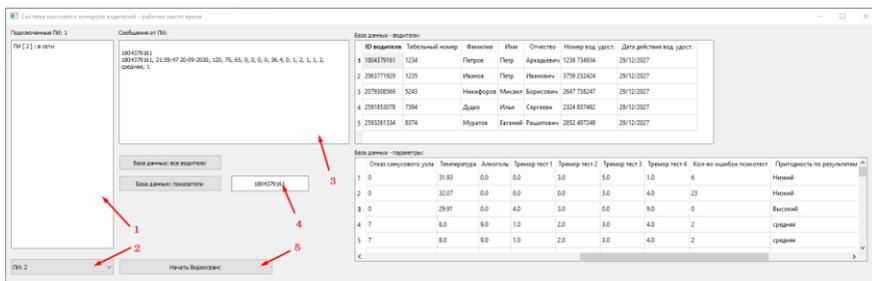


Рис. 4 – Графический интерфейс ПК медицинского работника

Предложенная автоматизированная система позволяет сократить время предрейсового обследования по сравнению с обычным медосмотром и повысить его объективность по сравнению с известными телемедицинскими системами за счёт наличия модифицированного канала повышенной точности для бесконтактного измерения температуры и модуля измерения тремора, а также использования комплексных показателей функционального и психоэмоционального состояния водителя в формировании диагностических заключений.

Библиографический список

1. World Health Organization (2018) Global status report on road safety 2018. Violence and Injury Prevention.
2. Официальный сайт госавтоинспекции <http://stat.gibdd.ru/>
3. Amir Hossein Khoshakhlagh, Saeid Yazdanirad, Fereydoon Laal, Vali Sarsangi. The relationship between illnesses and medical drug consumption with the occurrence of traffic accidents among truck and bus drivers in Tehran, Iran. / Chinese Journal of Traumatology 22 (2019). P. 142-147.
4. Об утверждении Порядка проведения предрейсовых, послерейсовых и послесменных, послерейсовых медицинских осмотров. Приказа Министерства здравоохранения РФ от 15 декабря 2014 г.
5. Федеральный закон от 29 июля 2017 г. N 242-ФЗ "О внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации по вопросам применения информационных технологий в сфере охраны здоровья".

6. Kho J., Gillespie N., Martin-Khan M. A systematic scoping review of change management practices used for telemedicine service implementations. BMC Health Services Research. 2020. 10.1186/s12913-020-05657-w.
7. Бонч-Бруевич В.В., Каплан М.Б., Никифоров М.Б., Мельник О.В., Устюков Д.И., Шуляков А.В. Компьютерные технологии повышения эффективности предрейсового контроля водителей // Материалы Международной научно-практической конференции «Актуальные задачи математического моделирования и информационных технологий» (АЗММиИТ 2020), Сочи, 2020, с. 178-180.

СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 57.087.1

ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДА БИОЛОКАЦИИ В РАБОТАХ СОВРЕМЕННЫХ АВТОРОВ

А.А. Панченко, Д.А. Кравчук

ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», г. Таганрог

Рассмотрены метод биорадиолокации и основные развивающиеся направления применения данного метода в различных областях жизни.

Ключевые слова: биорадиолокация, неинвазивный, исследование, человек.

PERSPECTIVE DIRECTIONS OF APPLICATION OF THE BIOLOCATION METHOD IN THE SCIENTIFIC WORKS OF MODERN AUTHORS

A.A. Panchenko, D. A. Kravchuk

Southern Federal University, Taganrog

The method of bioradiolocation and the main developing areas of application of this method in various areas of life were discussed.

Key words: bioradiolocation, non-invasive, study of the condition of man.

Биорадиолокация – это метод дистанционного обнаружения и диагностики живых организмов, в том числе за оптически непрозрачными препятствиями. Биорадиолокации позволяют производить относительно простой и безопасный бесконтактный мониторинг живых объектов благодаря радиолокационным средствам. Этот метод основан на модуляции радиолокационного сигнала, отраженного от поверхности тела человека, вызванной перемещением поверхности грудной клетки в так с дыханием и сердцебиением. Такая модуляция может быть вызвана сокращением внутренних органов и движением конечностей, такими как: сокращение сердечной мышцы (диапазон частот от 0,8 до 2,5 Гц, амплитуда перемещения грудной клетки 2-3 мм), движение грудной клетки при дыхании (диапазон частот от 0,2 до 0,5 Гц, амплитуда перемещения грудной клетки от 0,5 до 1,5 см), артикуляция (движение губ, языка, голосовых связок), а также движение других частей тела.

С точки зрения практических приложений основным достоинством метода биорадиолокации является его бесконтактность при проведении исследований. В серийном производстве сейчас запущены биорадиолокаторы предназначенные для обнаружения людей и отслеживания их перемещений за конструкториями. Также распространенность получили биорадиолокаторы

предназначенные для поиска людей под завалами, которые могут пострадать в результате стихийных бедствий или техногенных катастроф. Однако на настоящий момент использование биорадиолокаторов в этой сфере не получило широкого распространения в силу физических ограничений метода. Поэтому перспективным представляется использование данного метода в различных медицинских приложениях: диагностике нарушений дыхания во сне, функциональной диагностике, профессиональном отборе, фармакологии, психологии и др.

Одним из перспективных областей применения биорадиолокации в медицине можно считать сомнологию. Сомнология – это одно из наиболее динамично развивающихся направлений в медицине, связанное с изучением сна, расстройств сна их лечением, а также особенностей болезней, которые развиваются во сне. Информацию об этом можно найти в учебном пособии «Биорадиолокация» под редакцией А.С. Бугаева и С.И. Ивашова. Авторы отмечают, что бесконтактный дистанционный мониторинг движений, дыхания и частоты сердечных сокращений биорадиолокационным методом будет являться важным дополнением к исследованиям состояния человека, что позволит повысить комфортность ночных исследований для пациента, а также обеспечить стабильность регистрируемых данных. Такая дистанционная регистрация дыхания, движений и ЧСС даст возможность проводить профилактические обследования населения для выявления дыхательных расстройств и нарушений сна [1].

В настоящее время широкое использование биорадиолокаций направлено на исследование психоэмоционального состояния человека. Об эффективности использования данного метода в дистанционном режиме отражено в статье Е.В. Ушковой «Создание многоканального комплекса для дистанционного определения психоэмоционального состояния человека». Такое изучение состояния человека возможно, так как к числу непроизвольных вегетативных реакций, возникающих в связи с эмоциональными переживаниями, относятся изменение работы сердечно-сосудистой системы (ЧСС, частота пульса, кровяного давления, расширение и сужение просвета сосудов, гормонального и химического состава крови), респираторной системы (частоты и глубины дыхания, его ритма), температуры тела, работы потовых, слюнных и других желез), изменение уровня тонического напряжения мышц, температуры кожи и т.д. [2].

В работе «Биорадиолокации» А.С. Бугаева, С.И. Ивашова, И.Я. Иммореева рассматриваются два основных направления биорадиолокаций: обнаружение живых людей за преградами по колебаниям внутренних органов и дистанционный контроль за состоянием пациента, определение параметров дыхания и сердцебиения в медицине. Для решения этих задач наиболее широкое распространение получили импульсные радиолокаторы со сверхширокополосным сигналом, а также локаторы с непрерывным излучением со ступенчатым изменением частот. Модуляция такого

радиосигнала, отраженного от человека, обусловлена сокращениями сердца, сосудов, легких и других органов человека. Также он может быть вызван артикуляцией (одновременной работой активных произносительных органов: голосовых связок, языка, губ, небной занавеской). Авторы выделяют четыре группы биомеханических движений, которые отличаются как по частотному диапазону, так и по амплитуде:

- Колебания грудной клетки при дыхании (частота в диапазоне 0,2 ... 0,5 Гц, амплитуда 0,5 – 1,5 см);
- Сокращение сердечной мышцы (частота 0,8 ... 2,5 Гц, амплитуда 0,1 мм);
- Движение органов речи (частота основного тона колебаний голосовых связок \approx 100 Гц);
- Движение других частей тела человека.

В работе 4 авторы изучали и моделировали признаки эмоциональной речи человека, для установления его психоэмоционального состояния.

Потенциальные возможности рассматриваемой технологии в медицине связаны не только со способностью электромагнитных волн отражаться от поверхности тела, но и проникать на некоторую глубину внутрь. Анализ медленной вариабельности кардиоритма – интенсивно развиваемая область функциональной диагностики. Мониторинг вариабельности дыхания и ЧСС важен для оценки психоэмоционального состояния эффективной биологической обратной связи – оценки функционального состояния пациента и его реакции на терапевтическое воздействие [3].

Библиографический список

1. Биорадиолокация / [А. В. Абрамов и др.] ; под ред. А. С. Бугаева, С. И. Ивашова. – 2-е изд. – Москва : Издательство МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2018.
2. Е. В. Ушкова. Создание многоканального комплекса для дистанционного определения психоэмоционального состояния человека [Электронный журнал] / Е. В. Ушкова, В. Б. Паршин, Л. Н. Анищенко // Молодежный технический вестник. – 2013. - № ФС – 51038.
3. Биорадиолокация / под ред. А. С. Бугаева, С. И. Ивашова, И. Я. Иммореева. – Москва : Издательство МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2010.
4. Перервенко Ю.С., Старченко И.Б. Эмоциональная речь: детерминированный хаос или нелинейный случайный процесс / Известия ЮФУ. Технические науки. 2008. № 1 (78). С. 100-101.

УДК 004.891.3

**МЕТОД УПРАВЛЕНИЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИМИ ВОЗДЕЙСТВИЯМИ
ПУТЕМ АНАЛИЗА ПАРАМЕТРОВ ВОЛЬТАМПЕРНЫХ
ХАРАКТЕРИСТИК В ЗОНАХ АНОМАЛЬНОЙ
ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ**

З.У. Протасова

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

Рассмотрен принцип обработки вольтамперных характеристик в биоактивных точках для метода управления терапевтическими воздействиями. Предложена структурная схема устройства для реализации метода.

Ключевые слова: биоактивные точки, вольтамперная характеристика, пространство информативных признаков, классификатор.

**METHOD OF THERAPEUTIC INFLUENCE CONTROL BY ANALYSIS
OF VOLTAGE CHARACTERISTICS PARAMETERS IN ZONES OF
ANOMALOUS ELECTRICAL CONDUCTIVITY**

Z.U. Protasova

Southwest State University, Kursk

The principle of processing volt-ampere characteristics at bioactive points for the method of controlling therapeutic effects is considered. A block diagram of a device for implementing the method is proposed.

Key words: bioactive points, volt-ampere characteristic, space of informative signs, classifier.

Предлагается метод управления терапевтическими воздействиями путем мониторинга скорости вращения вольтамперных характеристик (ВАХ) в зонах аномальной электропроводности [1, 2]. Метод заключается в измерении и регистрации электрических характеристик биоматериалов в биоактивных точках (БАТ) в виде ВАХ. ВАХ формируется путем измерения токов в цепи БАТ при воздействии на нее постоянными стабилизированными по уровню напряжениями в диапазоне от -15 В до +15 В, изменяемыми с шагом в 1 В, с последующей полиномиальной аппроксимацией ВАХ, отличающийся тем, что процедуру получения ВАХ повторяют N раз, изменяя напряжения с заданным шагом от -15 В до +15 В и обратно. Учитывая гистерезисный характер ВАХ, определяют величину поворота текущей ВАХ относительно предыдущей: против часовой стрелки при изменении напряжения от нуля до плюс-минус 15 В, и по часовой стрелки при изменении напряжения от плюс-минус 15 В до нуля, и используют полученные $\text{int}(N/2)+1$ полиномов для формирования входного вектора

классификатора состояния организма в процессе терапевтических воздействий [3].

Процесс управления терапевтическим воздействием осуществляет персональный компьютер 1 (рис. 1). В его память лицо, принимающее решение (ЛПР), заносит следующие параметры: частоту дискретизации зондирующего напряжения, частоту дискретизации зондирующего тока (в общем случае может быть больше частоты дискретизации зондирующего напряжения), число построенных ВАХ N , необходимое для формирования пространства информативных признаков, координату, а также номер БАТ, ВАХ которой исследуются. После этого ЛПР устанавливает активный электрод Э1 щупа 4 на поверхность кожи пациента в окрестности соответствующей БАТ, а пассивный электрод Э2 щупа 4 вкладывается в ладонь пациента. Если электроды установлены и пациент готов к эксперименту, то нажимается соответствующая клавиша и микроконтроллер 2 приступает к оцифровке вольтамперных характеристик БАТ.

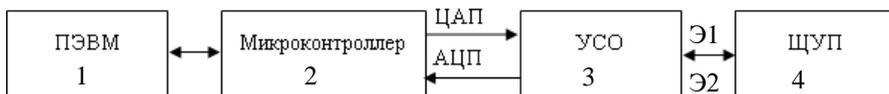


Рис. 1 – Структурная схема устройства, для реализации метода

Оцифровка ВАХ осуществляется следующим образом. Персональный компьютер 1 загружает необходимыми данными микроконтроллер 2. Микроконтроллер 2 устанавливает на входе встроенного ЦАП код, соответствующий необходимому значению напряжения вольтамперной характеристики (вначале это – 15 В), и через некоторый интервал времени аналого-цифровой преобразователь микроконтроллера 2 считывает напряжение с выхода усилителя УСО 3, которое с точностью до мультипликативной составляющей соответствует току, протекающему через пациента. После этого микроконтроллер 2 изменяет код на входе ЦАП таким образом, чтобы следующее напряжение, подаваемое на БАТ через усилитель УСО, было выше предыдущего на 1 В. Реализуется 31 такой цикл. Полагаем, что закончился первый проход – получена первая ВАХ. Для реализации второго прохода микропроцессор 2 декрементирует коды на входе ЦАП, что позволяет получить нисходящую ветвь (второй проход ВАХ). Всего таких проходов будет N , причем N нечетное, что определяется двумя фазами вращения ВАХ: по часовой стрелке и против часовой стрелки. Процесс вращения ВАХ в первом квадранте иллюстрирует рис.2 на примере четырех проходов. После получения всех N ВАХ БАТ, микроконтроллер 2 перегружает полученные экспериментальные данные в персональный компьютер 1, который приступает к их обработке.

Метод позволяет формировать суррогатные маркеры для управления эффективностью физиотерапевтических воздействий на организм человека.

Возможен также мониторинг эффективности лекарственных назначений и других видов терапии. Обладая достаточной доступностью и простотой, метод имеет высокую степень информативности и может применяться при различных физиотерапевтических процедурах.

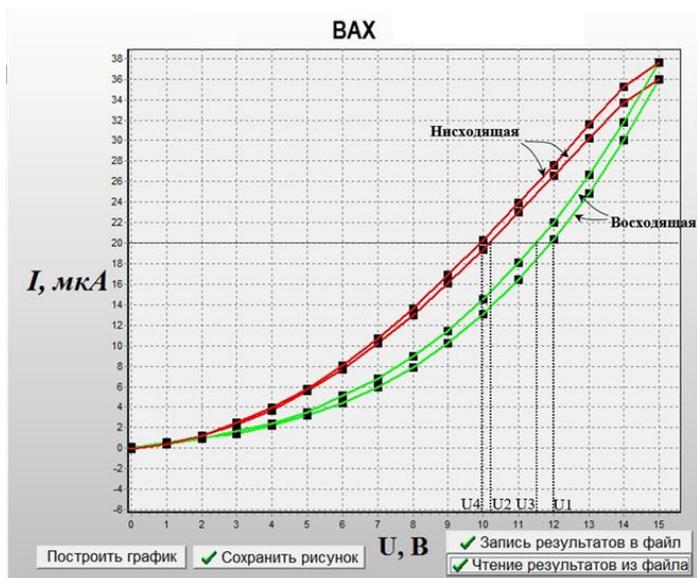


Рис. 2 - Процесс вращения вольтамперной характеристики в первом квадранте

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90116.

Acknowledgments: The reported study was funded by RFBR, project number 19-38-90116.

Библиографический список

1. Филист, С.А. Биотехническая система для контроля импеданса биоматериалов в экспериментах in vivo / С.А. Филист, А.А. Кузьмин, М.Н. Кузьмина // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2014. – №9. – С. 38-42.
2. Филист, С.А. Модели биоимпеданса при нелинейной вольтамперной характеристике и обратимом пробое диэлектрической составляющей биоматериала / С.А. Филист, О.В. Шаталова, А.С. Богданов // Бюллетень сибирской медицины. – 2014. – Т. 13, № 4. – С. 129-135.
3. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. – 2014. – №6. – С. 35-39.

МОДЕЛЬ ВОЙТА В СИСТЕМАХ МНОГОЧАСТОТНОГО БИОИМПЕДАНСНОГО АНАЛИЗА

А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко

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

Рассмотрен принцип формирования модели биоимпеданса для классификаторов риска социально значимых заболеваний при многочастотном зондировании биоматериала. Предложен метод классификации функционального состояния биообъектов на основе этой модели.

Ключевые слова: биоимпеданс, модель Войта, график Коула, классификатор функционального состояния биообъекта.

THE MODEL VOIGHT IN SYSTEMS OF MULTI-FREQUENCY BIOIMPEDANCE ANALYSIS

A.V. Miroshnikov

Southwest State University, Kursk

The principle of forming a bioimpedance model for classifiers of the risk of socially significant diseases during multifrequency sensing of biomaterial is considered. A method for the classification of the functional state of biological objects based on this model is proposed.

Key words: bioimpedance, Voight model, Cole plot, classifier of the functional state of a biological object.

Данное исследование направлено на решение фундаментальной научной проблемы поиска новых, высокочувствительных, оперативных и не инвазивных методов доклинической диагностики инфекционных заболеваний, основанных на использовании современных компьютерных и телекоммуникационных технологий, позволяющих не только идентифицировать ранние проявления патологического очага, но и осуществлять профилактические и терапевтические мероприятия. Исходными данными для решения этой задачи являются графики Коула, полученные в результате многочастотного биоимпедансного анализа [1, 2]. На основе этих данных строится итерационная модель Войта [3], каждое звено модели описывается квазирезонансной частотой, совокупность которых используется в качестве дескрипторов. Учитывая, что используются множество геометрических направлений токов зондирования, а каждому направлению зондирования соответствует своя модель Войта, то получаем многомерное пространство информативных признаков.

При синтезе модели Войта определяются квазирезонансные частоты звеньев модели Войта. Задачи исследований связаны с модификацией модели

Войта таким образом, чтобы добиться адекватности этих квазирезонансных частот реальным биологическим процессам в биоматериале. Объективно биоматериал является сложной негомогенной средой, в которой емкость является функцией от частоты. Выходом из этой ситуации может быть построение множество моделей Войта, соответствующих определенным частотным диапазонам, в которых можно принять емкость (диэлектрическую проницаемость) не зависящей от частоты зондирующего тока. Сравнивая модели Войта и дисперсионные свойства графика Коула, путем модификации модели Войта посредством ввода в ее звенья вместо емкости элементов СРЕ и т.п. добиваются максимальной адекватности графика Коула и моделей Войта.

Для построения решающих правил и модулей принятия решения по классификации биоматериалов необходимо сформировать пространства информативных признаков (дескрипторы), являющиеся релевантными для выбранной патологии [4, 5, 6]. Метод диагностики заболеваний на основе анализа биоимпеданса биоматериала предполагает формирование дескрипторов как параметров модели биоматериала в виде пассивных двухполюсников [3]. Для классификаторов биоматериала используются нейронные сети, позволяющие классифицировать биоматериалы по составляющим многочастотного импеданса [2, 3]. Модули принятия решений по данным многочастотного анализа биоимпеданса включают блоки агрегации решений и блоки оценки надежности решений [4, 5].

Метод классификации функционального состояния биообъектов основан на подходе, предложенном в [7], и осуществляется посредством представления импеданса биоматериала в виде модели Войта. После получения графиков Коула приступаем к построению моделей Войта. Модель импеданса биоматериала состоит из последовательно соединенных звеньев параллельно соединенных конденсатора и емкости. Импеданс модели (одна точка на графике Коула при частоте ω) определяется согласно формуле

$$Z_{\text{VOIT}}(\omega) = \sum_{\ell=1}^L (R_{\ell}^{-1} + j\omega C_{\ell})^{-1},$$

где L -число звеньев в модели Войта, R_{ℓ} и C_{ℓ} параметры ℓ -го звена модели Войта.

Процесс классификации биоматериала начинается с построения графиков Коула для всех направлений зондирования. Реальная и мнимая составляющие биоимпеданса рассчитываются как проекции вектора комплексного биоимпеданса на соответствующие оси. В процессе вычисления определяются реальные и мнимые составляющие комплексного напряжения на токовом резисторе R и на основе их значений построение графиков Коула [3].

В результате проведения исследования получены результаты, позволяющие создать интеллектуальные системы поддержки принятия

решений по прогнозированию и диагностике медицинского риска. Возможность многочастотного зондирования позволяет построить алгоритмы дифференциального контроля импеданса ткани и импеданса жидкости, что позволит получить новые решающие правила для диагностики патологических состояний организма (сердечно-сосудистые, инфекционные и онкологические заболевания).

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

Библиографический список

1. Попечителей, Е.П. Способы и модели идентификации биоматериалов на основе анализа многочастотного импеданса / Е.П. Попечителей, С.А. Филлист // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2011. - № 1. - С. 74 – 81.
2. Кассим, К.Д.А. Интеллектуальные технологии для неинвазивного анализа биоматериалов на основе многочастотной импедансометрии и нейросетевого моделирования: монография / К.Д.А. Кассим, С.А. Филлист. - Курск: ЮЗГУ, 2012. – 124 с.
3. Суржикова, С.Е. Компьютерные системы медицинского прогнозирования на основе биоимпедансных исследований в аномальных зонах электропроводности: монография / С.Е. Суржикова, К.Д.А. Кассим, С.А. Филлист, О.В. Шаталова. - Курск: Юго-Западный гос. ун-т, 2018. - 144 с.
4. Ефремов, М.А. Гибридные нечеткие модели для прогнозирования возникновения и осложнений артериальной гипертензии с учетом энергетических характеристик биоактивных точек / М.А. Ефремов, С.А. Филлист, О.В. Шаталова [и др.] // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. — 2018. — Т. 8, № 4 (29). — С. 104-119.
5. Филлист, С.А. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / С.А. Филлист, А.Г. Курочкин, В.В. Жилин [и др.] // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. Научно-технический журнал. — 2015. — № 3 (31). — С.85-95.
6. Филлист, С.А. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных / С.А. Филлист, Р.А. Томакова, Зар До Яа // Известия Юго-Западного государственного университета. — 2012. — № 4 (43), Ч. 2. — С. 44-50.
7. Киселев, А.В. Слабые классификаторы с виртуальными потоками в интеллектуальных системах прогнозирования сердечно-сосудистых осложнений / А.В. Киселев, О.В. Шаталова, Е.В. Петрунина, Д.С. Забанов, З.У. Зейдан и др. // Известия Юго-Западного государственного университета.

Серия Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2019. – Т. 9, №1 (30). – С. 6-19.

УДК 621.313.84

ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ КРОВООБРАЩЕНИЕ КАК МЕТОД ЛЕЧЕНИЯ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ И КАК СПОСОБ ПОДДЕРЖКИ ДОНОРСКИХ ОРГАНОВ

А.С. Колосов, Е.С. Антипушина

ФГБОУ ВО «Московский авиационный институт» (национальный
исследовательский университет), г. Москва

Рассмотрено применение вспомогательного кровообращения как одного из способов лечения больных с помощью технических средств, виды терапии с применением систем вспомогательного кровообращения. Оценены возможности и перспективы совершенствования использования поддержки пульсирующим кровотоком отдельного органа.

Ключевые слова: *вспомогательное кровообращение, виды терапии с применением систем вспомогательного кровообращения, трансплантация, перфузия.*

AUXILIARY BLOOD CIRCULATION AS A METHOD FOR TREATMENT OF HEART FAILURE AND AS A METHOD FOR SUPPORTING DONOR ORGANS

A.S. Kolosov, E.S. Antipushina

Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow

The article considers the use of auxiliary blood circulation as one of the methods of treating patients with the help of technical means, types of therapy with the use of auxiliary circulation systems. Opportunities and prospects for improving the use of pulsating blood flow support for an individual organ were evaluated.

Key words: *auxiliary blood circulation, types of therapy using auxiliary blood circulation systems, transplantation, perfusion.*

С развитием технических методов диагностики и продвижением современной медицины во все новые, ранее недоступные области страны, количество нуждающихся в специальной высокотехнологической медицинской помощи непрерывно растет. Кроме разработки более точных и эффективных диагностических приборов, развития медицины «на местах» и расширения охвата деятельности столичной медицины, пока еще не вполне доступной в отдаленных регионах, сейчас появляются и активно развиваются способы лечить ранее обреченных пациентов. Способов лечения довольно много, их принято делить на три большие группы: медикаментозное лечение,

лечение с помощью технических средств, трансплантацию поврежденных органов и тканей.

Для технической науки наибольший интерес из перечисленных представляет второй способ, а также связь второго и третьего. Лечение с помощью технических средств предполагает коррекцию отошедших от нормы, либо замещение утраченных функций организма техническими средствами. Сюда можно отнести помимо прочих известные многим гемодиализ и электрокардиостимуляцию. Вспомогательное кровообращение помогает пораженному сердечной недостаточностью органу, беря на себя часть или всю механическую работу по перекачиванию крови. В настоящее время используется три различных вида терапии с применением систем вспомогательного кровообращения [1]: поддержка на время до принятия решения о стратегии лечения, долгосрочная (и часто окончательная) терапия и краткосрочная терапия вплоть до восстановления работоспособности естественного сердца. Над многочисленными проблемами, возникающими при разработке подобных систем, работают ученые таких развитых стран как США, Германия, Франция, Япония, Канада [2].

Трансплантология является ещё одной областью практической медицины, нуждающейся в усовершенствованных методах поддержки пульсирующим кровотоком отдельного органа. Трансплантация (а особенно косметические коррекции) в истории человечества возникла очень давно, известны эпизоды проведения подобных операций в III в. до н.э. Но лишь к 20-м годам прошлого столетия трансплантология как наука получила официальный статус и стала применяться в клинической практике. Тогда же был дан старт многочисленным научным исследованиям по теме пересадки органов, стали открываться разнообразные медицинские центры, проводившие операции по найденным новым методикам. Разумеется, донорство не могло появиться раньше. Впрочем, даже сегодня количество донорских органов гораздо меньше необходимого, и даже меньше числа пациентов, входящих в лист ожидания [3]. В ряде работ отмечались основные трудности длительного сохранения и последующей пересадки донорских органов, среди которых наиболее ярко выражена нехватка времени для перевозки и проведения всех необходимых процедур [4].

В сущности, поддержка пульсирующим кровотоком отдельного органа не сильно отличается от поддержки целого организма. Если не учитывать экстренности донорства и необходимости перевозки органа к месту проведения операции, то разница состоит в значениях гемодинамических параметров протекающей крови и хирургических методах размещения системы, и ряд ученых полагает [5], что реализовать поддержку целого организма значительно легче. Об этом также свидетельствует широко распространенная во многих странах мира практика лечения пациентов с сердечной недостаточностью с помощью систем вспомогательного кровообращения различного типа, в то время как поддержка донорских

органов подобным образом довольно редка. С целью усовершенствования систем вспомогательного кровообращения в Московском авиационном институте разрабатываются методы выявления точной оценки гемодинамических параметров различных органов. Работа основана на теоретической базе, собранной зарубежными и отечественными учеными. Для реализации поставленных задач используются методы математического моделирования потоков жидкости в совокупности с апробацией найденных значений на специально разработанном гемодинамическом испытательном стенде.

Библиографический список

1. Birks E.J., Tansley P.D., Hardy J.R.S., et al. Left Ventricular Assist Device and Drug Therapy for the Reversal of Heart failure. *New England Journal of Medicine*, 2006; 355:1873-1884.
2. Куликов Н.И., Толпекин В.Е., Вспомогательное кровообращение и основы системного подхода к проектированию имплантируемых технических средств с пульсирующим кровотоком. – М.: МАИ-ПРИНТ, 2009. – 292 с.
3. С.В. Готье, С.М. Хомяков. Донорство и трансплантация органов в Российской Федерации в 2017 году. X сообщение регистра Российского трансплантологического общества. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. Том 20, №2, с. 6-28, 2018.
4. Колосов А.С. Транспортировка донорских органов, подсоединенных к системе вспомогательного кровообращения. Сборник тезисов докладов 18-й Международной конференции «Авиация и космонавтика», 2019.
5. J. Reiling, N. Butler, A. Simpson, et al. Assessment and Transplantation of Orphan Donor Livers: A Back to Base Approach to Normothermic Machine Perfusion. *Liver Transplantation*, 2018.

УДК 621.354:621.373

ИСПЫТАНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО ЗАРЯДНО-ДЕСУЛЬФАТИРУЮЩЕГО УСТРОЙСТВА СОВМЕСТНО С СОЛНЕЧНЫМИ БАТАРЕЯМИ

М.Б. Маньков, К.В. Сидоров

ФГБОУ ВО «Тверской государственной технической университет», г. Тверь

Приведено описание результатов испытаний автоматического зарядно-десульфатирующего устройства совместно с солнечными батареями. Заряд аккумулятора осуществляется асимметричным током. Приведена функциональная схема испытательного стенда. Представлены осциллограммы асимметричного тока в процессе заряда аккумулятора солнечными батареями.

Ключевые слова: аккумулятор, зарядно-десульфатирующее устройство, асимметричный ток, солнечные батареи.

TESTS OF AN AUTOMATIC CHARGING AND DESULPHATING DEVICE IN CONJUNCTION WITH SOLAR PANELS

M.B. Mankov, K.V. Sidorov
Tver State Technical University, Tver

The article describes the test results of an automatic charging and desulphating device together with solar panels. The battery is charged with an asymmetric current. The functional diagram of the test stand is shown. Waveforms of asymmetric current during battery charging by solar panels are presented.
Keywords: accumulator, desulfation, charger, asymmetric current, solar panel.

Все современное медицинское оборудование оснащено различными видами аккумуляторов, которые обеспечивают бесперебойную работу. От стабильности работы медицинской техники зависит здоровье и жизнь пациентов. Технологии с использованием солнечных батарей могут обеспечить энергией медицинский персонал даже в отдаленных местах или там, где другие источники электроэнергии не доступны.

В настоящее время, в условиях возможности возникновения эпидемиологических и других чрезвычайных ситуаций, альтернативой стационарным госпиталям может стать более эффективная методика – оборудование мобильных клиник, перемещающихся по территории с целью оказания медицинской помощи жителям. Применение альтернативной энергии в сфере здравоохранения поможет спасти жизни тысячам людей.

При разработке автоматического зарядно-десульфатирующего устройства [1] для аккумуляторных батарей нами была поставлена цель – реализовать совместную работу с солнечными батареями. Для решения данной задачи был создан блок адаптеров, содержащий пороговое устройство фиксации конечной величины напряжения на аккумуляторе. Разработанное пороговое устройство предназначено для независимого изменения верхней и нижней точек срабатывания в широких пределах от 10 В до 15 В. Блок реализован на биполярных транзисторах, которые контролируют работу электромагнитного реле, управляющего мультивибратором, при заряде аккумулятора от солнечных батарей [2].

При испытаниях установлено влияние колебаний температурного режима компонентов порогового устройства (биполярных транзисторов) на изменение пороговых уровней напряжения срабатывания. Предложен способ предотвращения температурного дрейфа, повышающий точность установки порогов срабатывания. В разработанную схему введены два термостабильных регулируемых стабилизатора, осуществляющих управление циклом заряда-разряда аккумулятора.

В целях проверки работоспособности разработанного блока были проведены испытания по заряду свинцово-кислотных аккумуляторов от солнечных батарей в соответствии с общими требованиями и методами

испытаний [3, 4]. В качестве источника света, имитирующего солнечное освещение, использовались галогеновые лампы, по спектральному составу наиболее близко соответствующие солнечному излучению. Функциональная схема испытательного стенда представлена на рис. 1.

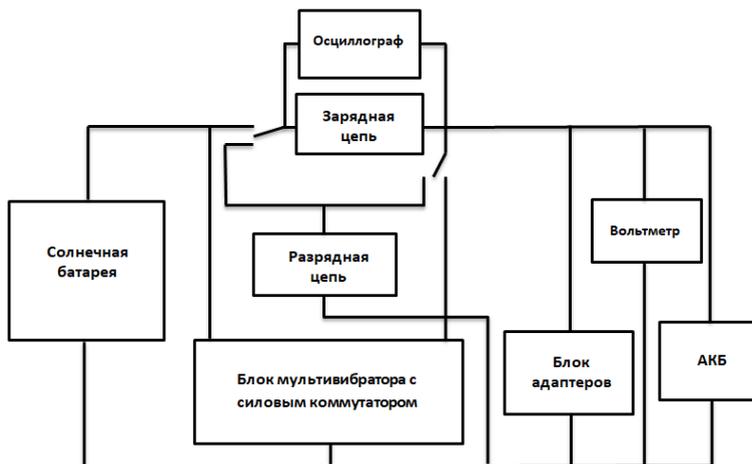


Рис. 1. – Функциональная схема испытательного стенда

Испытания проводились для различных соотношений параметров зарядной и разрядной составляющих асимметричного тока. Осциллограммы для разных вариантов приведены на рис. 2. В процессе испытаний зарядно-десульфатирующего устройства совместно с солнечными батареями было установлено, что разработанный блок адаптеров является стабильным и надежным и исключает возможность перезаряда аккумулятора.

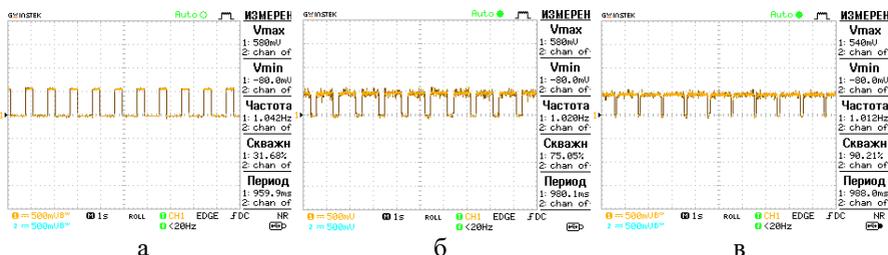


Рис. 2. – Осциллограммы для различных параметров асимметричного тока

Осциллограммы в моменты срабатывания устройства при напряжении на аккумуляторе 14 В и 13 В для второго варианта (рис. 2, б) показаны на рис. 3.

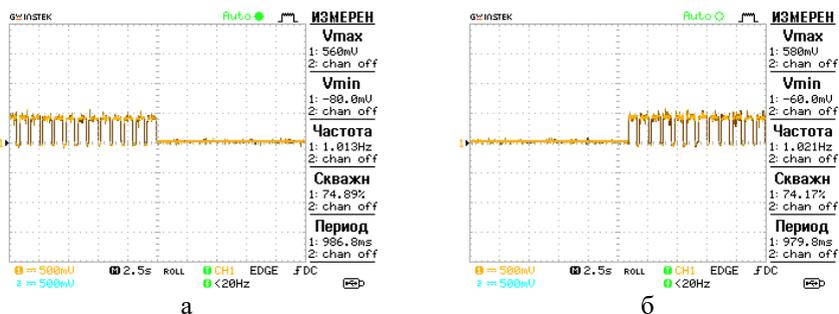


Рис. 3. – Осциллограммы срабатывания порогового устройства

Разработанный блок адаптеров обеспечивает взаимодействие зарядно-десульфатирующего устройства с альтернативными источниками энергии.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Фонда содействия инновациям в рамках научного проекта «Разработка автоматической зарядно-десульфатирующей станции для аккумуляторных батарей» по договору № 13742ГУ/2018 от 02.04.2019 г.

Библиографический список

1. Патент РФ № 2721006, МПК Н02J 7/10. Устройство для заряда и десульфатации аккумуляторов. Опубликовано: 15.05.2020.
2. Маньков М.Б., Сидоров К.В. Исследование триггера Шмитта: преобразование петли гистерезиса // Теоретические исследования и экспериментальные разработки студентов и аспирантов: Сборник научных трудов в 2-х частях. Ч. 1. Тверь: ТвГУ, 2019. С. 245–250.
3. Хрусталева Д.А. Аккумуляторы. М.: Изумруд, 2003. 224 с.
4. ГОСТ Р МЭК 60896-2-99. Свинцово-кислотные стационарные батареи. Общие требования и методы испытаний. Часть 2. Закрытые типы. М.: Издательство стандартов, 2001. 20 с.

УДК 004.891.3

НЕЧЕТКАЯ НЕЙРОСЕТЕВАЯ МОДЕЛЬ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ПНЕВМОНИИ

М.Б. Мяснянкин, Д.В. Краснопивцева

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

Предложена структура нечеткой нейросетевой модели для прогнозирования пневмонии. Рассмотрен выбор ее ядра, построенного на основе анализа системных ритмов кардиосигналов и сигналов дыхания, и алгоритм ее обучения.

Ключевые слова: прогноз пневмонии, нечеткая нейронная сеть, параметры синхронности системных ритмов.

FUZZY NEURAL NETWORK MODEL FOR PREDICTING PNEUMONIA

M.B. Myasnyankin, D.V. Krasnopivtseva
Southwest State University, Kursk

The structure of a fuzzy neural network model for predicting pneumonia is proposed. The choice of its core, built on the basis of the analysis of systemic rhythms of cardiosignals and respiration signals, and an algorithm for its training are considered.

Key words: *pneumonia prognosis, fuzzy neural network, parameters of synchronicity of systemic rhythms.*

В качестве основы для построения модели прогнозирования внебольничной пневмонии взяты технические и биотехнические решения, предложенные в работах [1, 2, 3]. Из показателей жизнедеятельности человека, косвенно связанных с риском пневмонии, выбрано одиннадцать признаков $X_0 \dots X_{10}$. Первый признак X_0 является векторной величиной и определяется синхронностью ритмов кардиосистемы и системы дыхания, X_1 – повышение температуры тела до $38 \dots 39,5^\circ\text{C}$; X_2 - кашель с обильным отхождением мокроты; X_3 - неприятные ощущения в груди; X_4 - одышка при физических нагрузках (иногда даже в состоянии покоя); X_5 - курение; X_6 - стрессы и психоэмоциональные факторы; X_7 - гиподинамия; X_8 - пол; X_9 - возраст; X_{10} - хроническое употребление алкоголя.

Синхронность кардиосистемы и системы дыхания оцениваются по взаимным спектрам сигналов пульсовой волны [4]. Поэтому модель принятия решения включает ядро иерархической нечеткой нейронной сети, осуществляющее прогноз пневмонии на основе признакового подпространства, получаемого по взаимным спектрам электрокардиосигнала и тестовых сигналов, занимающих полосу частот, коррелированную с системными ритмами дыхания, к которому добавлено множество частных решающих правил. Решающие правила синтезируются на основе вышеперечисленных одиннадцати факторов риска. При этом ряд факторов, а, следовательно, и соответствующие решающие правила могут отсутствовать.

В качестве базовой модели для анализа и агрегирования выбранных факторов риска предложена нечеткая иерархическая структура, на нижнем иерархическом уровне которой формируются модели решающих правил в соответствующих подпространствах информативных признаков. Функции принадлежности по классам риска пневмонии были определены на основании экспертных оценок и статистических исследований влияния конкретного признака на риск возникновения пневмонии [5, 6].

Структурная схема нечеткой нейросетевой модели прогнозирования пневмонии показана на рисунке 1.

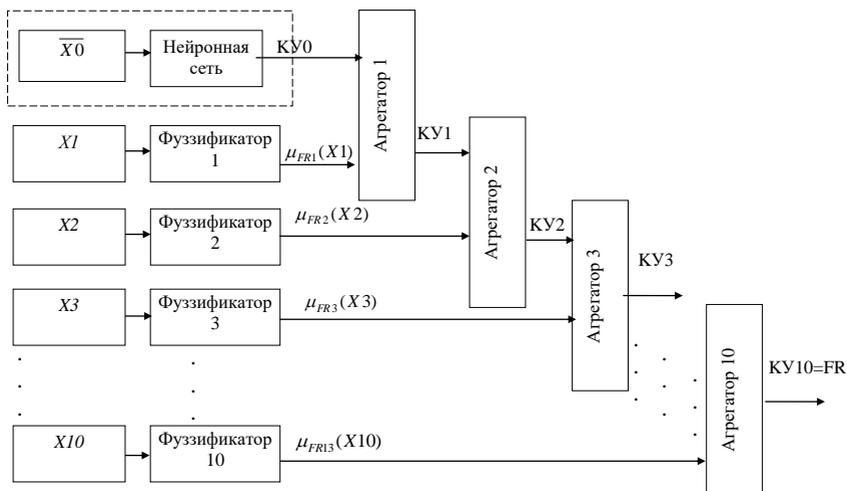


Рис. 1 – Структура нечеткой нейросетевой модели прогнозирования пневмонии

Модель имеет ядро, представляющее собой нейронную сеть, на входе которой присутствует вектор информативных признаков \overline{XO} , характеризующий синхронность системных ритмов. В этой модели агрегаторы объединяют только два коэффициента уверенности по алгоритму, основанному на методе перебора (генетическому алгоритму).

Нечёткая операция в i -м агрегаторе (рис. 1) описывается выражением

$$KY_i = f_i(KY_{i-1}, \mu_{FR_i}(X_i)), \quad (1)$$

где $i = \overline{1,10}$, KY_i - нечёткое число на выходе i -го агрегатора, $\mu_{FR_i}(X_i)$ - функция принадлежности, описывающая риск по носителю X_i , которая указывает степень принадлежности объекта с параметром X_i к нечёткому множеству FR.

Процесс настройки модели (рис. 1) состоит из двух этапов. На первом этапе синтезируются нечёткие операции агрегаторов с минимизацией ошибки на выходе настраиваемого агрегатора. На втором этапе все агрегаторы заданы и осуществляется коррекция их параметров. При этом оптимизируется ошибка на выходе модели, то есть на выходе тринадцатого агрегатора.

Процесс настройки k -го агрегатора осуществляется в цикле, который осуществляет перебор нечётких операций в k -м агрегаторе в целях поиска оптимальной нечёткой операции. В цикле определяются риски по объектам обучающей выборки, полученные на k -м шаге агрегирования для i -й нечёткой операции, используемой для реализации k -го агрегатора.

При настройке модели (рис 1) использовались три градации риска: «Отсутствует», «Имеется», «Высокий».

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-38-90058.

Библиографический список

1. Ершов, С.П. Электрофизиологическая характеристика дыхательных мышц больных хроническим бронхитом / С.П. Ершов, Ю.М. Перельман // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. – 1999. - Вып. 5. – С. 28-35.
2. Чучалин, А.Г. Нарушение функции дыхательных мышц при хронических обструктивных заболеваниях легких / А.Г. Чучалин, З.Р. Айсанов // Терапевтический архив. - 1988. - Т. 60, № 7. - С.126-131.
3. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. - 2014. - №6. - С. 35-39.
4. Петрова, Т.В. Предикторы синхронности системных ритмов живых систем для классификаторов их функциональных состояний / Т.В. Петрова, С.А. Филист, С.В. Дегтярев, А.В. Киселев, О.В. Шаталова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. - 2018. - Т. 17, № 3. - С. 693-700.
5. Корневский, Н.А. Теория проектирования нечетких сетевых экспертных систем для управления медико-экологической безопасностью / Н.А. Корневский, С.А. Филист, А.Б. Красковский и др. // Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: История. Политология. Экономика. Информатика. - 2009. - Т. 11, № 9-1 (64). - С.146-151.
6. Филист, С.А. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных / С.А. Филист, Р.А. Томакова, З.Д. Яа // Известия Юго-Западного государственного университета. - 2012. – №4(43), Ч. 2. – С. 44-50.

УДК 004.891.3

МЕТОД ДЕШИФРАЦИИ ЭЛЕКТРОМИОСИГНАЛОВ ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ТИПА

А.А. Трифонов

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

Рассмотрен метод дешифрации поверхностного электромиосигнала, предназначенный для реализации системы управления экзоскелета реабилитационного типа. Предложено устройство для осуществления метода.

Ключевые слова: электромиосигнал, экзоскелет реабилитационного типа, контроллер управления серводвигателями.

ELECTROMYOSIGNAL DECODING METHOD FOR BIOTECHNICAL SYSTEM OF REHABILITATION TYPE

A.A. Trifonov

Southwest State University, Kursk

A method for decoding a surface electromyosignal is considered, intended for the implementation of a rehabilitation-type exoskeleton control system. A device for implementing the method is proposed.

Key words: *electromyosignal, rehabilitation type exoskeleton, servo motor controller.*

Метод дешифрации поверхностных электромиограмм (ЭМГ) предназначен для многоканального устройство в системе управления экзоскелетом, работающим в комбинированном режиме при реабилитационных процедурах постинсультных больных [1, 2, 3]. Посредством пошаговой сегментации ЭМГ-сигнала на пересекающиеся или на не пересекающиеся окна для каждого сегмента формируется набор дескрипторов ЭМГ-сигнала (вектора информативных признаков). От каждого канала ЭМГ эти признаки поступают по каналу передачи данных на классификатор, осуществляющий управление контроллером серводвигателей, который выполнен в виде обучаемой нейронной сети [4, 5, 6]. Формирование вектора информативных признаков для нейронной сети осуществляют посредством многоуровневого компаратора, число уровней которого определяется размерностью вектора информативных признаков, а компоненты вектора информативных признаков $\{FD_i\}$, $i = \overline{1, N}$, где N -число уровней компарации, вычисляются согласно выражению

$$FD_i = \frac{1}{TW} \sum_{\tau=1}^{TW} y_{i\tau},$$

где TW -ширина окна в отсчетах, i –номер уровня компаратора, τ -номер отсчета в i -м окне;

$$y_{i\tau} = \begin{cases} 1, & \text{если } |x_{\tau}| \geq \Theta_i; \\ 0, & \text{если } |x_{\tau}| < \Theta_i; \end{cases}$$

Θ_i – величина i -го порога компарации; x_{τ} - отсчет сигнала ЭМГ с номером τ в окне TW .

В классификаторе используется вторая нейронная сеть, предназначенная для обобщения данных, получаемых при классификации вектора информативных признаков текущего окна, число входов которой определяется числом окон ЭМГ, используемых при принятии решения о включении/выключении соответствующего серводвигателя.

В дешифраторе используются множество дублирующих каналов ЭМГ-сигналов, связанных с мышцей или группами мышц, контролирующих

движение одного и того же сустава конечностей, в результате чего на выходе классификатора каждого канала получаем число, соответствующее уверенности в команде на вращение серводвигателя экзоскелета, все выходы классификаторов каналов поступают на нечеткую нейронную сеть, дефузификатор которой формирует управляющий сигнал на контроллер серводвигателя, в результате анализа которого контроллер определяет скорость и направление вращения. По желанию ЛПР при классификации ЭМГ-сигнала на каждом шаге принятия решений данные с первой нейронной сети обновляются полностью, или обновляется только тот выход нейронной сети, который пришел первым, а все остальные компоненты вектора информативных признаков второй нейронной сети сдвигаются на один шаг.

На рисунке 1 показана структурная схема устройства, осуществляющее управление экзоскелетом посредством дешифрации ЭМГ.

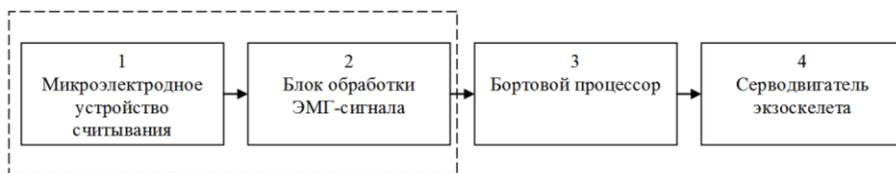


Рис.1 – Структурная схема устройства управления экзоскелетом

Устройство управления серводвигателями экзоскелета, содержит миоэлектродное устройство считывания, блок обработки ЭМГ-сигнала, бортовой процессор, осуществляющий дешифрацию ЭМГ-сигналов посредством нейросетевого классификатора, и контроллер серводвигателей. Дешифратор ЭМГ-сигналов включает последовательно соединенные блок компараторов, блок вычисления информативных признаков, мультиплексор, первую нейронную сеть, блок памяти и вторую нейронную сеть, выходы которой предназначены для подключения к контроллеру серводвигателей, и синхронизатор, выходом подключенный к входам управления мультиплексора, блока памяти и контроллера серводвигателей.

В устройство вводятся дополнительные каналы, каждый из которых является классификатором ЭМГ-сигнала, связанного с определенной мышцей или группой мышц, контролирующей движение одного и того же сустава конечностей, и третья нейронная сеть, входами подключенная к выходам канальных классификаторов, а выходом - к контроллеру серводвигателей.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90112.

Библиографический список

1. Аль-Баредда, А.Я.С. Алгоритмы синтеза оптимального управления в биотехнических системах реабилитационного типа на основе технологий нейронных сетей/ А.Я.С. Аль-Баредда, А.Н. Брежнева, Р.А. Томакова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2018. – Т. 17, №3. – С. 750 - 754.
2. Патент РФ RU 2 635 632 С1. Способ и система управления интеллектуальной бионической конечностью/Н.М. Иванюк, В.Р. Каримов, Р.Ю. Будко, П.В. Гронский, С.М. Клейман. Опубликовано 14.11.2017. Бюл. № 32.
3. Петрова, Т.В. Предикторы синхронности системных ритмов живых систем для классификаторов их функциональных состояний / Т.В. Петрова, С.А. Филист, С.В. Дегтярев, А.В. Киселев, О.В. Шаталова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2018. Т. 17. № 3. С. 693-700.
4. Трифонов, А.А. Биотехническая система с виртуальной реальностью в реабилитационных комплексах с искусственными обратными связями/А.А. Трифонов, Е.В. Петрунина, С.А. Филист, А.А. Кузьмин, В.В. Жилин//Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019; 9(4). – С.49-66.
5. Филист С.А. Кодовые образы сигналов электроэнцефалограммы для управления робототехническими устройствами посредством интерфейса мозг-компьютер/ С.А. Филист, Е.В. Петрунина, А.А. Трифонов, А.В. Серебровский//Моделирование, оптимизация и информационные технологии. Научный журнал, Том 7, № 1.- С.67-79.
6. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. - 2014. - №6. - С. 35-39.

УДК 621.317.616

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ИЗУЧЕНИЯ ОСОБЕННОСТЕЙ ВОСПРИЯТИЯ АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

К.Н. Болсунов, А.Е. Гапаненко

Санкт – Петербургский государственный электротехнический
университет СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Рассмотрены методический и инструментальный уровни обеспечения автоматизированной системы изучения особенностей восприятия акустических сигналов.

Ключевые слова: *аудиометрия, методический уровень обеспечения системы, инструментальный уровень обеспечения системы автоматизированная система, диагностический процесс.*

AUTOMATED SYSTEM FOR STUDYING THE FEATURES OF PERCEPTION OF ACOUSTIC SIGNALS

K. N. Bolsunov, A.E Gapanenok

Saint Petersburg state electrotechnical University SPbGETU "LETI", Saint Petersburg

The methodological and instrumental levels of providing an automated system for studying the features of acoustic signal perception are considered.

Keywords: *audiometry, methodological level of system support, instrumental level of system support automated system, diagnostic process.*

Для полноценного восприятия окружающего мира человеку необходимо пять чувств – зрение, слух, вкус, обоняние, осязание. Одним из важнейших органов чувств является слух. Конечно при помощи органов зрения человек воспринимает до 90%, но и при помощи органов слуха человек получает довольно-таки большую долю информации, а именно 9%, при помощи же остальных органов чувств человек получает не более 1го процента информации.

На сегодняшний день проблема снижения и потери слуха широко распространяется как на лиц пожилого возраста, так и на молодое поколение.

Для того чтобы пациент мог пройти обследование вовремя и не потерять слух, необходимо внедрение компьютерной поддержки деятельности врача-сурдолога с возможностью домашнего тестирования пациента, сбора информации и отправления ее врачу. В настоящее время существует множество автоматизированных систем медицинского профиля, ориентированных на информационную поддержку врача-сурдолога. Но функционал этих систем довольно ограничен и что еще более существенно все они используют кос-венные оценки слуха, вытекающие из ощущений пациента, которые зависят как от интеллектуальных возможностей обследуемого, так и от его способностей к правильной самооценке. В связи с этим усиливается субъективный характер результатов исследования органов слуха.

Обеспечит возможность проверки слуха и получения точного заключения врача-сурдолога автоматизированная система изучения особенностей восприятия акустических сигналов, разработка которой и является целью данного исследования.

Методическое обеспечение автоматизированной системы.

Автоматизированная система изучения особенностей восприятия акустических сигналов разработана на основе теста Люшера.

Тест Люшера позволяет определить дифференциальный порог восприятия силы звуковой волны (индекс малых приростов интенсивности) происходит это следующим образом: пациент надевает наушники в которые поступает звуковой сигнал на 40 дБ выше слухового порога. Это необходимо для того,

чтобы определить минимальную величину усиления звукового сигнала, которая требуется для ощущения больным большей громкости.

Понижение восприятие минимального изменения интенсивности тона свидетельствует о том, что у пациента существует поражении внутреннего уха. При поражении более высших звеньев слухового пути, вплоть до корковых центров понижение становится более выраженным.

Если у пациента отсутствуют нарушения восприятия громкости, то при надпороговом уровне в 40 дБ величина дифференциального порога будет равна 0,7 – 1,5 дБ. Более низкие значения дифференциального порога указывают на положительный ФУНГ, т. е. на поражение рецептора улитки.

В диапазоне между 0,2 и 6 дБ осуществляется модуляция сигнала. Тестирование начинается с уровня на 20 дБ выше слухового порога, с постепенным наращиванием интенсивности звука, с интервалом в 4 секунды. За 0,2 секунды происходит прирост интенсивности звука на 1 дБ, пациент описывает свои ощущения, а доктор исследует их правильность. После того как врач доводит показатели до 3 – 6 дБ он возвращает интенсивность сигнала к 1 дБ. Если пациент в процессе тестирования отличает не более 20% увеличения интенсивности тона, это говорит о нарушении звукопроницаемости.

Если глубина модуляций колеблется в диапазоне от 1 до 1,5 дБ и присутствует нарушение проводимости звуковых волн от наружного уха до барабанной перепонки, это означает, что у пациента кондуктивная тугоухость (нарушение прохождения звукового сигнала по слуховому пути. Если же уровень распознаваемой модуляции существенно ниже – около 0,4 дБ, то кохлеарная тугоухость (неинфекционное поражение внутреннего уха)[1].

Инструментальное обеспечение автоматизированной системы.

Автоматизированные система изучения особенностей восприятия акустических сигналов реализуются в рамках биотехнической измерительно-вычислительной системы, структурная схема которой приведена ниже на рисунке 1.

На рис.1 : УФТС – устройство формирования тестовых сигнала; УПТС – устройство предъявления тестового сигнала; УУПИ – устройство управления процессом исследований; УФКС – устройство формирования командных сигналов; УВ-ПИ – устройство визуализации процесса исследований; УОЭД – устройство обработки экспериментальных данных; ТСХИ – технические средства сохранения информации; УФОР- устройство фиксации ответной реакции; Иссл. – исследователь; Исп. – испытуемый.

Для того чтобы разработываемая система могла осуществлять свое назначение наиболее эффективно, каждый из ее элементов должен выполнять свои определенные функции.

ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ 3D-ВИЗУАЛИЗАЦИИ В УЧЕБНОМ ПРОЦЕССЕ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ НАПРАВЛЕНИЙ

Е.Ю. Абувалов, Е.В. Верстаков, Е.О. Попадьев, Т.Н. Позднякова

Пушкарева А.В., кандидат технических наук, доцент кафедры

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет», г. Пенза

В статье рассматриваются возможность дистанционного обучения студентов с применением технологий 3D-визуализации, как альтернативного источника обучения, отвечающего современным проблемам образования. Приведён алгоритм этапов создания виртуальной лаборатории, на примере магнитно-резонансного томографа.

Ключевые слова: образование, инновации, 3D-визуализация, виртуальная реальность, медицинское оборудование, дистанционное образование.

POSSIBILITY OF APPLICATION OF 3D VISUALIZATION TECHNOLOGIES IN THE EDUCATIONAL PROCESS OF MEDICAL AND TECHNICAL DIRECTIONS

E.Y. Abuvalov, E.V. Verstakov, E.O. Popadyov, T.N. Pozdnyakova

Pushkareva A.V., candidate of technical sciences, docent

«Penza State Technological University», c. Penza

The article discusses the possibility of distance learning for students using 3D visualization technologies as an alternative source of education that meets modern education problems. Samples of magnetic resonance imaging have been created to consider the principle described in the article.

Key words: education, innovation, 3D visualization, virtual reality, medical equipment, distance education.

В связи со стремительным распространением новой коронавирусной инфекции Covid 19 и введением карантинных мероприятий, возникла острая необходимость перевода большинства учебных заведений в дистанционный формат обучения. Дистанционное обучение является одной из новых форм проведения учебных занятий, когда взаимодействие между преподавателем и студентом происходит с помощью использования современных информационных технологий. У данной формы обучения существуют как положительные моменты (безопасность; доступность; неограниченное количество слушателей и т.д.), так и отрицательные (сложности проведения практических занятий, недостаточная интерактивность; низкая вовлеченность обучающихся в образовательный процесс; трудности в оценивании полученных знаний). Из-за подобных недостатков снижается

качество образовательного процесса и усвоение студентами получаемого материала. Подобного рода проблемы, возникают в большинстве учебных заведений, но в большей степени страдают технические вузы. Решить данную проблему можно отчасти при помощи создания виртуальных лабораторий, основанных на использовании 3D-визуализации и технологий виртуальной реальности (VR-технологий) [1].

В ПензГТУ на базе кафедры Биомедицинская инженерия проводятся исследования и экспериментальная работа по внедрению технологий 3D-визуализации в образовательный процесс направления «Биотехнические системы и технологии». Ведутся работы по созданию виртуального лабораторного практикума по дисциплине «Биомедицинская техника», который не просто создаёт условия для просмотра того или иного вида медицинского оборудования, но и позволяет смоделировать ситуацию максимально приближенную к реальным условиям, а также даёт возможность для комплексного структурирования всех узлов оборудования.

При создании виртуальной лаборатории, на первом этапе изучается техническая документация по каждому виду медицинского оборудования: общая информация (вид оборудования, класс опасности, составные части, функциональные узлы, элементная база и т.д.) и информация, связанная с техническим обслуживанием и ремонтом данного оборудования (принцип работы, основные поломки, неисправности и способы их устранения). Само приложение необходимо создать таким образом, чтобы обучающий процесс был максимально информативным и интересным для обучающихся [2,3].

Приведём алгоритм этапов создания виртуальной лаборатории, на примере магнитно-резонансного томографа:

1. Создание демонстрационной 3D-модели медицинского оборудования с описательным и обучающим материалами (рисунок 1);

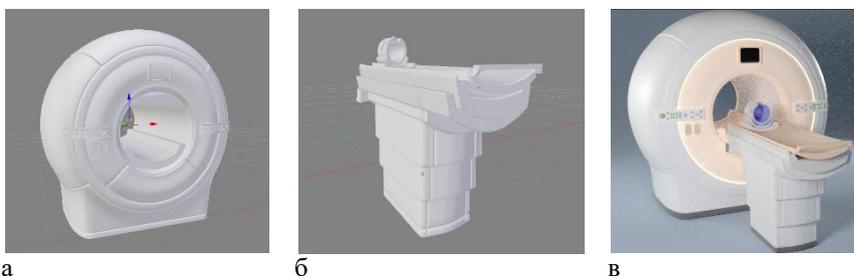


Рис.1 – 3D-модель магнитно-резонансного томографа

а – модель корпуса; б – модель стола для пациента; в - готовая модель МРТ
На данном этапе с помощью универсального программного продукта Blender, происходит детальное моделирование всех компонентов заданного оборудования.

2. Создание анимации, демонстрирующей принцип работы оборудования (рисунок 2);

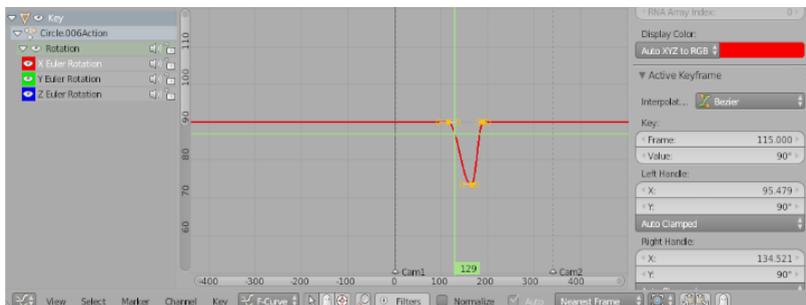


Рис. 2 – Настройка анимации с помощью Graph Editor

При помощи Blender создаётся базовая анимация с помощью ключевых кадров с последующей доработкой в редакторе анимации Graph Editor. После создания и настройки анимации, происходит её визуализация. Анимация принципа работы магнитно-резонансного томографа должна демонстрировать студентам не только сам МРТ в действии, но и те процессы, которые при этом происходят [4].

3. Декомпозиция и проработка моделей медицинского оборудования, путём добавления необходимых узлов и элементов, а также описательной информации о них. На данном этапе происходит проектирование и описание основных компонентов оборудования, принципов его работы с добавлением анимации (рисунок 3).

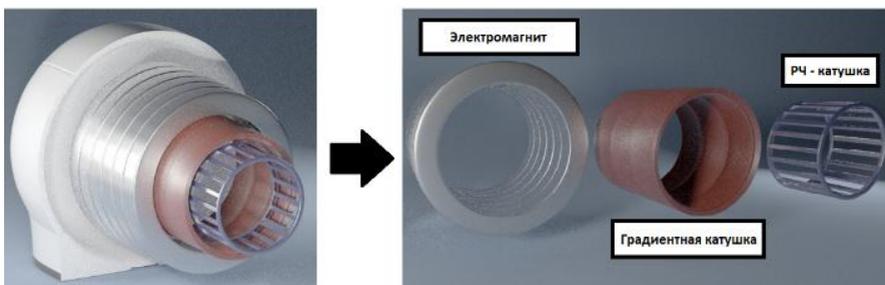


Рис. 3 – 3D-модель внутренней структуры магнитно-резонансного томографа

4. Создание обучающего сценария работы с медицинским оборудованием;

5. Интеграция готовой модели и обучающего сценария в VR – платформу для полного погружения обучающегося в образовательный процесс.

Созданный программный продукт несёт информацию об изучаемом изделии медицинского назначения в доступной форме, при этом у студента создаётся впечатление работы с настоящим устройством, происходит запоминание пространственных образов, материал усваивается проще[5].

Таким образом, в условиях дистанционного обучения необходимо совершенствовать образовательный процесс с помощью создания эффективного информационно-образовательного пространства. Создание виртуальной лаборатории 3D-визуализации медицинских приборов и аппаратов позволит решить проблемы не только с предоставлением актуального и интересного материала в доступной форме, но даёт возможность проводить практические занятия в дистанционном формате без снижения качества образования.

Библиографический список

1. Пеккер П.Л. Дистанционное обучение: опыт московских вузов // Человек и образование. – 2015. – № 2 (43). – С. 66–71.
2. Сыщенко, В. Медицинская физика для начинающих: ЯМР и МРТ / В. Сыщенко. – 1-е изд. – Удмуртия: ИКИ, 2017. – 150с.
3. Бокео, В. Физика на ладони / В. Бокео; пер. с франц. О. Чураковой. – 1-е изд. – Москва: КоЛибри, 2018. – 576с.
4. Прахов, А. Самоучитель Blender 2.7 / А. Прахов. – 1-е изд. – Санкт - Петербург: БХВ - Петербург, 2016. – 395с.
5. Кузьменко, А. Технология трехмерного моделирования и текстурирования объектов в Blender 3d и 3d Max: учебное пособие /А. Кузьменко, А. Гладченков, В. Шкаберин и др. – 1-е изд. — Москва: "ФЛИНТА", 2019. – 142с.

УДК 535.015

ПРИМЕНЕНИЕ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТКАНЕЙ

Д.А. Кравчук¹, И.Б. Старченко²

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

²ООО «Параметрика», г. Таганрог

В последнее десятилетие оптоакустическая визуализация неуклонно развивалась и продемонстрировала заметные возможности в сочетании с ультразвуковой визуализацией, способна визуализировать ткани на клеточном уровне, что открывает разнообразные возможности для улучшения диагностики клеток крови.

Ключевые слова: оптоакустика, диагностика, кислородонасыщение.

APPLICATION OF AN OPTOACOUSTIC EFFECT FOR TISSUE VISUALIZATION

D.A. Kravchuk¹, I.B. Starchenko²

¹Southern Federal University, Taganrog

²LLC "Parametrika", Taganrog

In the past decade, optoacoustic imaging has steadily developed and has demonstrated remarkable capabilities in combination with ultrasound imaging, capable of imaging cancer at the cellular level, which opens up a variety of possibilities for improving blood cell diagnostics.

Key words: *optoacoustics, diagnostics, oxygenation*

При оптоакустической визуализации глубина ограничена проникновением света и акустическим затуханием. На практике падающий лазерный свет и акустическая волна, генерируемая световым лучом, будут ослабляться в ткани. Однако глубина проникновения в первую очередь ограничивается оптическим рассеянием - доминирующим компонентом оптического ослабления в ткани. В частности, глубина оптического проникновения определяется эффективным коэффициентом экстинкции $\mu_{\text{eff}} = (3\mu_a (\mu_a + \mu'_s))^{1/2}$, где μ_a и μ'_s - коэффициент поглощения и приведенный коэффициент рассеяния ткани, соответственно [1]. На глубине более 1 мм свет рассеивается и затухает экспоненциально с экспоненциальной постоянной, равной μ_{eff} . Глубина проникновения определяется как расстояние, на котором интенсивность света внутри тканей падает до $1/e$ (~ 37%) от его интенсивности на поверхности. Глубина проникновения, $1/\mu_{\text{eff}}$, сильно зависит от длины волны и может достигать нескольких сантиметров в ближней ИК-области [2].

Пространственное разрешение оптоакустического изображения определяется характеристиками ультразвукового преобразователя. Поперечное разрешение зависит от апертуры и центральной частоты преобразователя. Осевое разрешение обратно пропорционально полосе частот преобразователя [3]. Следовательно, преобразователь с большой числовой апертурой, более высокой центральной частотой и более широкой полосой пропускания обеспечивает наилучшее пространственное разрешение. На практике субмиллиметровое пространственное разрешение достигается на глубине до нескольких сантиметров, а субмиллиметровое пространственное разрешение возможно при глубине проникновения в несколько миллиметров. Более высокое латеральное разрешение (~ 5 мкм) при визуализации РА может быть достигнуто за счет использования точной оптической фокусировки. В целом, пространственное разрешение оптоакустической визуализации уменьшается с увеличением глубины изображения.

Биологические ткани содержат несколько видов эндогенных хромофоров,

которые могут генерировать оптоакустический сигнал. Основными источниками являются гемоглобин, меланин и липиды. В зависимости от длины волны эти эндогенные контрастные вещества могут иметь высокие коэффициенты поглощения по сравнению с другими составляющими ткани. Фотоакустическая визуализация использовалась в различных приложениях, где присутствуют эндогенные хромофоры, например, при визуализации структуры кровеносных сосудов и меланомы [4-7]. Коэффициенты поглощения этих хромофоров сильно зависят от длины волны. Использование эндогенных хромофоров в биомедицинской визуализации имеет два ключевых преимущества. Во-первых, эндогенные контрастные вещества по своей природе биологически безопасны. Хотя экзогенные контрастные агенты могут обеспечивать сильный контраст и способность нацеливаться на определенные молекулы. Во-вторых, можно отслеживать физиологические и метаболические изменения, такие как насыщение кислородом и объем сосудистой крови в организме [6-9].

Для диагностирования роста опухоли необходимо следить за количеством кислорода в ткани. Для развития опухоли требуется большое количество кислорода и питательных веществ. Следовательно, злокачественность опухоли можно определить на основании структуры микрососудов и насыщения кислородом (SO₂) [10-12].

Одним из ключевых преимуществ оптоакустической визуализации является то, что ее можно легко реализовать на основе клинических ультразвуковых аппаратов, чтобы расширить область применения традиционной ультразвуковой визуализации за счет получения клеточных и молекулярных изображений. Имея основное сходство с ультразвуковой визуализацией, оптоакустика имеет несколько заметных преимуществ - визуализация в реальном времени и способность отображать глубоко расположенные тканевые структуры [13].

Библиографический список

1. A. A. Oraevsky and A. A. Karabutov, Optoacoustic tomography. In Biomedical Photonics Handbook. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2003.
2. G. Ku and L. V. Wang, Deeply penetrating photoacoustic tomography in biological tissues enhanced with an optical contrast agent, Opt. Lett., vol. 30, pp. 507-509, 2005.
3. S. Emelianov, S. Aglyamov, A. Karpouk, S. Mallidi, S. Park, S. Sethuraman, J. Shah, R. Smalling, J. Rubin, and W. Scott, 1E-5 Synergy and Applications of Combined Ultrasound, Elasticity, and Photoacoustic Imaging, 2006, pp. 405-415.
4. X. Wang, Y. Pang, G. Ku, X. Xie, G. Stoica, and L. V. Wang, Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain, Nat Biotech, vol. 21, pp. 803-806, 2003.
5. Y. Lao, D. Xing, S. Yang, and L. Xiang, Noninvasive photoacoustic imaging of the developing vasculature during early tumor growth, Phys Med Biol, vol. 53, pp.

4203-12, Aug 7 2008.

6. K. Maslov, H. F. Zhang, S. Hu, and L. V. Wang, Optical-resolution photoacoustic microscopy for in vivo imaging of single capillaries, *Opt Lett*, vol. 33, pp. 929-31, May 1 2008.

7. Кравчук Д.А. Математическая модель обнаружения внутриэритроцитарных патологий с помощью оптоакустического метода // *Biomedical Photonics*. 2018. Т. 7. № 3. С. 36-42.

8. Кравчук Д.А., Орда-Жигулина Д.В. Экспериментальные исследования оптоакустического воздействия на модель эритроцитов в присутствии углеродных наночастиц // *Biomedical Photonics*. 2019. Т. 8. № 3. С. 11-18.

9. M. L. Li, J. T. Oh, X. Xie, G. Ku, W. Wang, C. Li, G. Lungu, G. Stoica, and L. V. Wang Simultaneous molecular and hypoxia imaging of brain tumors in vivo using spectroscopic photoacoustic tomography, *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, pp. 481-489, 2008.

10. Кравчук Д.А., Старченко И.Б. Моделирование процесса насыщения кислородом биологических тканей с помощью оптоакустического метода // *Научное приборостроение*. 2018. Т. 28. № 2. С. 20-24.

11. Кравчук Д.А., Старченко И.Б. Теоретическая модель для диагностики эффекта кислородонасыщения эритроцитов с помощью оптоакустических сигналов // *Прикладная физика*. 2018. № 4. С. 89-93.

12. M. Höckel and P. Vaupel, Tumor Hypoxia: Definitions and Current Clinical, Biologic, and Molecular Aspects, *Journal of the National Cancer Institute*, vol. 93, pp. 266-276, February 21, 2001 2001.

13. Кравчук Д.А. Экспериментальное исследование акустических сигналов при оптоакустическом эффекте в суспензии с полистирольными дисками как моделями эритроцитов // *Прикладная физика*. 2020. № 4. С. 70-73.

УДК 616-71

КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА В СОСТАВЕ КОМПЛЕКСА ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

В.Л. Нгуен, С.Г. Гуржин

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

Рассмотрена обобщенная структура, свойства и функции компьютерной системы дистанционного мониторинга процесса дыхания пациента на основе веб-камеры и комплекса хрономагнитотерапии.

Ключевые слова: *дистанционный непрерывный мониторинг, веб-камера, регистрация процесса дыхания, диагностика в хрономагнитотерапии, виртуальные приборы.*

COMPUTER SYSTEM FOR REMOTE MONITORING OF THE RESPIRATORY PROCESS OF A PATIENT IN THE COMPLEX OF CHRONOMAGNETOTHERAPY

V.L. Nguyen, S.G. Gurzhin

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

The generalized structure, properties and functions of a computer system for remote monitoring of the patient's breathing process based on a webcam and a chronomagnetotherapy complex are considered.

Key words: *remote continuous monitoring, webcam, registration of the breathing process, diagnostics in chronomagnetotherapy, virtual devices.*

Существует ряд принципов в физиотерапии, позволяющих повысить эффективность лечения, одним из которых является принцип *индивидуального лечения физическими факторами*, и в частности временного согласования воздействия с биоритмами пациента. Другой принцип – *динамического лечения* предусматривает необходимость непрерывного определения текущего состояния больного или его жизненно важных показателей и своевременную коррекцию биотропных параметров воздействия [1].

В работах [2-4] изложены общие медико-технические принципы построения биотехнических систем и систем клинического мониторинга, позволяющих получать оперативную и объективную диагностическую информацию, на основе которой врач может быстро и точно оценивать состояние пациента и принимать правильное решение.

Исходя из выработанных и научно обоснованных подходов к проектированию медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий предлагается компьютерная система дистанционного непрерывного контроля и регистрации процесса дыхания пациента с использованием веб-камеры, которую планируется интегрировать в комплекс хрономангнитотерапии «Мультимаг» [5].

Выбор основного чувствительного элемента системы – веб-камеры, в качестве первичного преобразователя (бесконтактного датчика), объясняется необходимостью обеспечения одновременно безопасности и эффективности лечения и диагностики.

В отличие от известных дистанционных, локационных методов мониторинга и диагностики – радиочастотного, ультразвукового, оптического [6], которые в определенной степени оказывают воздействие на пациента в виде различного вида излучений, то в предлагаемом методе, с использованием веб-камеры, производится только восприятие отраженного от пациента естественного света. В результате исключается какое-либо стороннее воздействие на пациента во время сеанса магнитотерапии помимо лечебного магнитного поля и не искажается методика лечения.

На рисунке 1 представлены функциональные элементы диагностической системы в составе комплекса хрономагнитотерапии и показано их взаимодействие. Базовым элементом структуры является персональный компьютер (ПК), который оснащен программным обеспечением (ПО) формирования магнитного поля, виртуальными приборами (ВП) диагностики пациента и ПО архива и регистратуры пациентов. Магнитное поле излучается полеформирующей системой (ПФС) и осуществляет общее воздействие на весь организм пациента. Лечебная методика задается, контролируется и корректируется врачом с помощью монитора ПК и мыши. Дистанционный мониторинг процесса дыхания производится веб-камерой, расположенной определенным образом относительно пациента, и ВП диагностики, разработанными в среде визуального программирования LabVIEW с использованием библиотеки средств обработки и анализа изображений IMAQ Vision [7].

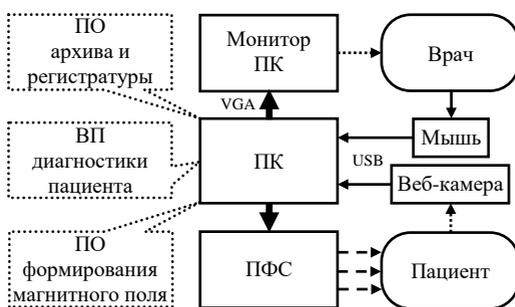


Рис.1 – Обобщенная структура компьютерной диагностической системы и комплекса хрономагнитотерапии

Система позволяет дистанционно регистрировать колебания грудной клетки пациента путем автоматического и непрерывного захвата изображений, оперативной обработки, выделения существенных признаков и формирования закона изменения колебаний во времени или временной функции $y(t)$ – сигнала дыхания.

При проектировании системы и ее реализации были использованы в полной мере принципы построения систем технического зрения, которые выгодно сочетают в себе высокие технические характеристики и широкие функциональные возможности [8].

Дополнительно разработаны ВП, которые позволяют врачу качественно и количественно оценивать форму сигнала дыхания и измерять его текущие информативные параметры одновременно в единой программной среде. Важной особенностью предлагаемой системы является точное выделение биоритма дыхания, возможность задания условного начала (временного положения) импульса на каждом периоде T сигнала дыхания, а также

формирование управляющего импульса синхронизации магнитного воздействия с сигналом дыхания для их временного согласования.

Таким образом, создание лечебно-диагностической системы подобного типа позволит значительно повысить эффективность магнитотерапии.

Библиографический список

1. Пономаренко Г.Н. Физические методы лечения: Справочник. Изд. 3-е перераб. и доп. – СПб.: «ИИЦ ВМА», 2006. – 336 с.
2. Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий. Монография. – Курск-С. Пб: 1999. – 537 с.
3. Калакутский Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учеб. пособие / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – М.: Высш. шк., 2004. – 156 с.
4. Ахутин В.М., Немирко А.П., Першин Н.Н., Пожаров А.В., Попечителей Е.П., Романов С.В. Биотехнические системы: теория и проектирование. Учебное пособие. – Оренбург: ОЭБ «Оренбуржья» ФГБОУ ВО ОГУ, 2008, – 204 с.
5. Нгуен В.Л., Гуржин С.Г. Способ и система непрерывной дистанционной регистрации процесса дыхания пациента во время магнитотерапии / Энергосбережение и эффективность в технических системах: Материалы VI Междунар. науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов. Тамбов: Изд-во Першина Р.В. 2019. С. 402-403.
6. Кормилицын А.Ю., Поляков В.И. Методы и средства мониторинга дыхания / Известие вузов. Приборостроение. 2014. Т. 57, № 4. С. 61-63.
7. 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.
8. Грошев И.В., Корольков В.И. Системы технического зрения и обработки изображений. – М.: 2008. – 212 с.

УДК 631.348.8+58.08:621.3.06+621.317.3:621.3-1/-8

ЭЛЕКТРОНИЗАЦИЯ МОБИЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ МАШИН И УСТАНОВОК ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОВРЕЖДЕНИЯ НЕЖЕЛАТЕЛЬНОЙ РАСТИТЕЛЬНОСТИ

А.Э. Гафиев, В.Г. Ляпин, М.М. Прокофьев, В.К. Куликов
ФГБОУ ВО «Российский государственный аграрный университет», г. Москва

Анализ тенденции развития мобильных электротехнологических машин и установок, показывает, что применение современных средств автоматизации, электроники и компьютеризации позволяет рационально управлять процессами обработки растений, снизить затраты труда и

электроэнергии. Электронные системы и устройства позволят облегчить труд, повысить качество выполняемых работ и получить информацию о процессе обработки, снизить массогабариты машин и установок.

Ключевые слова: электротехнологические машины и установки, растительные объекты, электрическое повреждение, электроды, электропреобразователь, напряжение, ток.

ELECTRONIZATION OF MOBILE ELECTRICAL VEHICLES AND ELECTRICAL DAMAGE PLANTS OF UNDESIRABLE VEGETATION

A.E. Gafiev, V.G. Liapin, M.M. Prokofiev, V.K. Kulikov
Russian State Agricultural University, Moscow

Analysis of the trend of mobile electrical machines and installations shows that the use of modern automation, electronics and computerization allows rational management of plant processing processes, reduce labor and electricity costs. Electronic systems and devices will facilitate labor, improve the quality of work performed and get information about the processing process, reduce mass-massage machines and installations.

Keywords: *electrical engineering machines and installations, plant objects, electrical damage, electrodes, electric converter, voltage, current.*

Анализ научно-технической и патентной литературы показал [1, 2], что созданы так называемые "электропропольщики", "молниеносные" культиваторы модели LW-5 фирмы "Lasco" США, установки типа D'Agrihosc французской фирмы "Evrard", Bolter Destroyer Великобритании. В России электротехнологические установки (ЭТУ) для борьбы с нежелательной растительностью i_t разрабатывались и изготавливались в ВИМе, НИИОХ, Костромской ГСХА, Волгоградском, Новосибирском, Южно-Уральском ГАУ и других учебных и научных учреждениях. Современная ЭТУ - сложная система, состоящая из комплекса взаимосвязанных элементов (рис. 1): силовой орган - электрический генератор (ЭГ); адаптеры - электронный преобразователь (ЭП) и рабочий орган - электродная система (ЭС); система управления, включая датчики параметров, задающие и информационные устройства. Технический уровень ЭТУ определяется качеством небольшой номенклатуры основных компонентов: ЭГ; полупроводниковых приборов; ЭС; средств управления, защиты и диагностики; средств теплоотвода и конструктивов. От них зависит реализация того или другого алгоритма управления и построения структуры ЭТУ, включая выбор ЭГ и ЭП.

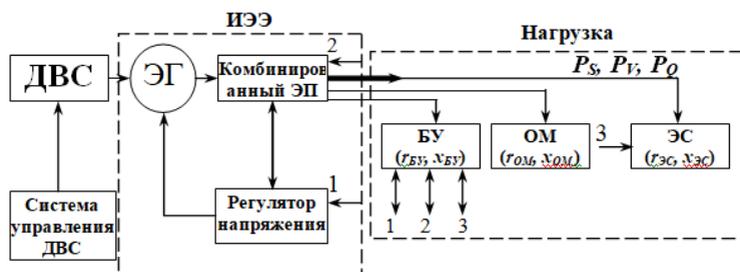


Рис. 1 Структурная схема мобильной ЭТУ: ДВС - двигатель внутреннего сгорания; ИЭЭ - источник электроэнергии; ЭГ - генератор; ЭП - электронный преобразователь; БУ - блок управления; ОМ - отбор мощности; ЭС - электродная система

Простейшая мобильная (рис. 1) ЭТУ для борьбы с сорняками высоковольтным электрическим током i_t , агрегатируемая с трактором, представляет собой преобразователь механической энергии (работающий от вала отбора мощности) в электрическую, к выходу которого подключены электроды в виде горизонтальных штанг, вынесенных в высоковольтную зону ЭТУ. При работе ЭТУ основной функцией электродов является подвод технологического напряжения u_t к нежелательной растительности, i_t проходит между электродами через листья, стебли, корневую систему растений и почву. На биохимическом уровне i_t нарушает процессы синтеза белков, что вызывает прекращение деления клеток в меристемных тканях. В данном случае ЭТУ - это средство электротехнологического воздействия на систему почва-растения-микрофлора заданными динамическими электрическими полями низкой или средней частоты и высокой интенсивности с целью диагностики растений, активации культурной и повреждения нежелательной растительности. С позиции анализа специфических особенностей ЭТУ как объекта техники необходимо учитывать, что этот класс машин (навесные, полунавесные или прицепные) в агрегате с трактором представляет собой одновременно энергетическую, транспортную и электротехнологическую установку. В качестве энергетической ЭТУ преобразует механическую энергию в электрическую для электротехнологического назначения (повреждения нежелательной растительности), в качестве транспортной - перемещает распределяемую электроэнергию по полю. Хотя главное назначение ЭТУ - электротехнологическое, но их универсальность, многофункциональность и комплексность приводят к применению разнообразных блоков и устройств на каждом объекте техники. Учитывая факторы, определяющие компоновку ЭТУ (условия изготовления, транспортировки и эксплуатации, агротехнологическую вписываемость, обеспечение надежности и электромагнитной совместимости), можно формировать элементную базу ЭТУ в части силовой передачи, ИЭЭ и ЭП, обеспечения условий эксплуатации, труда и техники электробезопасности (табл. 1).

Таблица 1 –

Целевая функция, возможности и ограничения составных частей ЭТУ

Составная часть	Целевая функция	Дополнительные возможности и ограничения
Трактор	Передвижение ЭТУ по полю, энергетическая установка для привода в действие ЭГ	Является несущей единицей, где крепятся узлы ЭТУ
ЭГ	Выработка электроэнергии, необходимой для данного технологического процесса	Устанавливается на трактор стационарно, что дает возможность использовать систему "трактор-ЭГ" для ОМ при обеспечении электроэнергии, например, обесточенных участков. Привод ЭГ осуществляется от вала ОМ трактора через повышающий редуктор, чтобы обеспечить ЭГ нужное число оборотов
ЭП	Увеличение напряжения и частоты	Корпус ЭП может служить опорой для ЭС
БУ	Для управления, регулирования, контроля, обеспечения безопасности при работе ЭТУ	На нем расположены кнопки и другие элементы, регулирующие необходимые параметры, обеспечивающие нормальную и безопасную работу ЭТУ
ЭС	Осуществление электрического контакта с РО - подвод u_i	Она должна быть универсальной при обработке различных видов культур, стойкой к коррозии
Рама	Копирование рельефа почвы, несет все опорные узлы и детали	На ней крепятся провода и кабели, идущие от ЭГ к ЭП и ЭС
Силовые провода, кабели, разъемы	Передача электроэнергии от ЭГ к ЭП и ЭС	Выбираются гибкими и электробезопасными по степени защиты. На кабелях должны быть разъемы: выход ЭГ и вход в ЭП. БУ отключается от питающей сети при помощи разъема

Известно, что в современных ЭП для мобильной техники используются полупроводниковые приборы нового поколения на основе материалов с большой шириной запрещенной зоны (к примеру, карбид кремния), которые обладают рядом преимуществ: высокие рабочие напряжения, температуры, частота, скорость переключений, что позволяет снизить потери электроэнергии в ЭП, но вызывает повышение электрических и тепловых нагрузок. Высокая температура в сочетании с ударными i_t при электротехнологическом воздействии запускают химические реакции в РО, ускоряющие процессы электрического повреждения. В ЭС ЭТУ, питаемых u_i с высокими значениями du_i/dt стоит задача исследования этих импульсных i_t и связанных с ними механизмов повреждения и деструкции РО при воздействии импульсного u_i с мили- и микросекундными фронтами импульсов средней частоты. Аналитическая и численная модели ЭГ-ЭП-ЭС [2] позволяют выявить влияние короткой сети и микро- и наносекундных фронтов импульсов u_i на коммутационные перенапряжения в ЭС при электрических контактах электродов с РО, определяющие возникновения частичных разрядов, риск пробоя изоляции ЭП-ЭС и термического повреждения ЭС. На лабораторном стенде "Электропитание систем и

устройств" со сменным модулем "Генератор импульсов на транзисторах с изолированными затворами" выявляли влияние факторов, действующих на электрическое повреждение РО и ЭС: ускоренное электрическое повреждение РО при воздействии импульсного u_t с микросекундными фронтами средней частоты; возникновение частичных (барьерных) разрядов, приводящих к электрической эрозии электродов.

Библиографический список

1. Ляпин, В.Г. Исследования и разработки по электрическому повреждению биообъектов. Проблемы, перспективы/В.Г. Ляпин, Д.С. Болотов// Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2020: сб. тр. III междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6/под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2020. – С. 71-75.
2. Ляпин, В.Г. Электропитание устройств и систем. Учебное пособие в 3-х ч. Ч. 1. Лекции по теории цепей и электронных преобразователей/В.Г. Ляпин, Г.С. Зиновьев, А.В. Соболев. – Химки: ФГБВОУ ВО АГЗ МЧС России, 2016. – 220с.

УДК 681.518.3 (631.171)

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ВЛАГООБЕСПЕЧЕННОСТИ РАСТИТЕЛЬНЫХ ОБЪЕКТОВ

М.В. Суханова, К.В. Подмастерьев, Л.А. Бондарева

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

Рассмотрена возможность использования разработанного устройства для контроля влагообеспеченности растительных объектов в составе информационно-измерительной системы автоматизированного полива растений с использованием технологий точного земледелия.

Ключевые слова: *отражение, зеркальная составляющая, растение, информационно-измерительная система, точное земледелие.*

INFORMATION-MEASURING SYSTEM FOR CONTROL OF MOISTURE AVAILABILITY OF PLANT OBJECTS

M.V. Sukhanova, K.V. Podmasteryev, L.A. Bondareva,

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

The possibility of using the developed device to control the moisture availability of plant objects within the information-measuring system of automated watering of plants using precision farming technologies is considered.

Key words: *reflection, mirror component, plant, information-measuring system, precision farming.*

Несмотря на значительное развитие современных технологий в различных отраслях промышленности, сельское хозяйство до последнего времени оставалось достаточно архаичным, и только в последние годы наметилось широкое внедрение достижений науки и техники в различных сферах сельскохозяйственной деятельности. Наиболее интенсивно здесь развиваются информационные технологии, например, применение разнообразных смарт-технологий позволяет осуществлять управление используемой техникой и оборудованием из единого информационного центра на основании информации, получаемой с беспроводных датчиков, которые располагаются в поле. Работа таких датчиков позволяет контролировать параметры среды, окружающей растения, и дает возможность измерять уровень влажности почвы, провести биохимический анализ почвы и т.п.

На использование технологий точного земледелия сейчас ориентирована сельскохозяйственная промышленность всех развитых стран мира, однако в нашей страны подобные технологии только начинают применяться. Связано это, прежде всего, с достаточно серьезными затратами, которые необходимы для создания единого информационного пространства и проведения существенной модернизации и обновления используемой техники и оборудования. Тем ни менее гарантий окупаемости вложений сам факт применения технологий точного земледелия на сегодняшний день не дает.

Изменение сложившейся ситуации может быть достигнуто за счет использования различных датчиков и приборных устройств, контролирующих состояние самих растений. Применение методов функциональной диагностики в процессе оценки результатов агротехнических мероприятий позволит учесть потребности растительных объектов, оптимизировать технологии их возделывания и сэкономить используемые ресурсы.

Одним из жизненно важных показателей жизнедеятельности растительных организмов является их влагообеспеченность, причем как недостаток, так и избыток влаги губительны для растений. Использование устройства контроля влагообеспеченности растений позволит перейти от визуальной диагностики водного дефицита растений с применением бальной шкалы к методам инструментальной диагностики, более чувствительным и объективным, чем человеческий глаз. Кроме оповещения агронома (оператора) о состоянии контролируемых растений в современных реалиях необходимо получаемую информацию передать для дальнейшего ее использования, включения в базу данных и корректировки алгоритма управления участком, контроль которого был произведен.

Для решения этой задачи разработана информационно-измерительная система (рис. 1), позволяющая в режиме реального времени провести неинвазивную функциональную диагностику растений, оценить их влагообеспеченность и скорректировать применяемые агротехнические мероприятия. Управление осуществляется блоком управления 3, который

включает светодиод 2, создающий падающий световой поток на лист растения через оптический канал 1. Отраженный от исследуемого объекта поток излучения поступает через оптические каналы 5 и 10 одновременно на два фотоприёмника: фотодиод смешанного отражения 6 и фотодиод диффузного отражения 11 [1]. Полученные сигналы, пройдя преобразователи ток-напряжение 7 и 12, передаются на микроконтроллер 8 со встроенным АЦП, где обрабатываются по алгоритму, предусматривающему расчет среднего арифметического значения полученных результатов, т.к. за время проведения одного измерения пять раз опрашивается АЦП с интервалом в 100 мс, и приведение результата к процентам от 0 до 100. Результатом измерения является разность смешанного и диффузного отраженного потока, которая характеризует зеркальную составляющую отражения от листьев растений и используется в качестве критерия оценки их влагообеспеченности [2]. Результат измерения отображается на дисплее 9 для непосредственного информирования оператора о состоянии растений.

Учет полученных результатов в процессе управления автоматизированной системой полива предполагает передачу данных по инициативе оператора через встроенный ZigBee модуль разработанного устройства на планшет, смартфон или полевую станцию для дальнейшей передачи либо непосредственно в контроллер полива, либо в единый центр управления. Открытый стандарт ZigBee предназначен для приложений с низким уровнем передачи данных и энергопотреблением, а дальность действия беспроводного канала связи составляет 10-100 м. Для инициализации работы необходимо нажать кнопку в блоке управления 3 и убедиться (с помощью двух светодиодов 4 и 13) в том, что устройство работает и идёт передача данных.

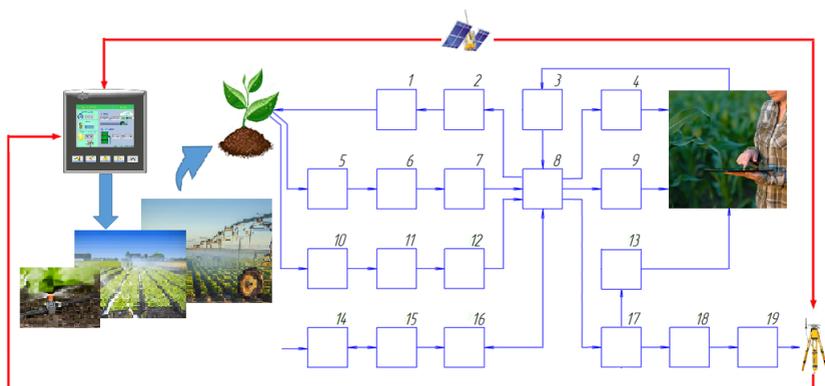


Рис. 1 – Информационно-измерительная система контроля влагообеспеченности растительных объектов

1, 5, 10 – оптический канал; 2 – источник излучения (светодиод с длиной волны ближнего инфракрасного излучения); 3 – блок управления; 4 – сигнальный светодиод; 6 – фотоприёмник смешанного отраженного излучения; 7, 12 – преобразователь ток-напряжение; 8 – микроконтроллер со встроенным АЦП; 9 – дисплей; 11 – фотоприёмник диффузного отраженного излучения; 13 – индикатор передачи сигнала по беспроводному каналу; 14 – преобразователь DC/DC; 15 – аккумулятор; 16 – контроллер заряда; 17 – ZigBee модуль; 18 – схема согласования антенны; 19 – антенна

Рис. 1 – Информационно-измерительная система контроля влагообеспеченности растительных объектов

Использование мобильных гаджетов значительно расширяет спектр возможностей пользователя и облегчает проведение функциональной диагностики в различных внестационарных условиях. Таким образом, использование разработанного устройства контроля влагообеспеченности растений в составе информационно-измерительной системы автоматизированного контроля и управления поливом является доступным для самостоятельного использования широкого круга пользователей при их минимальной подготовке и практически в любых условиях.

Библиографический список

1. Патент РФ 2710009, G01B 11/30, A01G 25/16. Устройство для определения влагообеспеченности листовых растений / Л.А. Бондарева, М.В. Суханова М.В. – Опубл. 23.12.2019, Бюл. №36.
2. 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 – Опубл. 23.04.2020 г., Бюл. № 12.

УДК 53.082.531:57.085.1

ИНСТРУМЕНТАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ КОЖИ ЛИЦА ЧЕЛОВЕКА

Л.А. Бондарева, Л.Д. Кузнецова

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

Представлено теоретическое обоснование и результаты экспериментального исследования применения метода инструментальной диагностики состояния кожи лица человека.

Ключевые слова: *отражение, зеркальная составляющая, кожа лица, старение.*

INSTRUMENTAL DIAGNOSTICS THE CONDITION OF THE SKIN OF A HUMAN FACE

L.A. Bondarev, L.D. Kuznetsova

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

The theoretical justification and results of an experimental study of the use to the method of instrumental diagnostics human facial skin condition are presented.

Keywords: *reflection, mirror component, facial skin, aging.*

Старение кожи, как и старение всего организма человека, – это закономерный и запрограммированный природой неизбежный процесс, с которым приходится сталкиваться каждому из нас со временем. Внешние признаки старения кожи обнаруживаются не сразу в одинаковой степени на всех участках тела. Первые проявления, конечно же, отмечаются на коже лица и в этом нет ничего удивительного, ведь кожа лица наиболее нежная и уязвимая к внешним факторам окружающей среды. С течением времени происходят естественные процессы в организме на клеточном уровне, которые приводят в свою очередь к таким возрастным изменениям на коже лица и шеи: снижение тургора и эластичности кожи, утолщение рогового слоя, усиление трансэпидермальной потери воды, обвисание век, щек, выраженные морщины и т.п. [1].

Все вышеперечисленные изменения являются также проблемой не только медицинской, но социальной и этической, так как каждый человек, а в особенности практически все женщины, наблюдая за изменениями кожи лица со временем, рано или поздно задумывается над тем, как замедлить старение кожи лица и повернуть время вспять. К сожалению, избежать возрастных изменений тканей лица невозможно, но, зная особенности строения и физиологических изменений кожи с возрастом, можно попытаться добиться замедления этих процессов или предупреждения их раннего преждевременного появления [2]. Визуальный осмотр не может дать полного представления о состоянии кожи, а это крайне важный этап для определения источников ее проблем, подбора косметических средств и косметологических процедур. Именно поэтому в современной косметологии активно применяется функциональная диагностика кожи лица, которая позволяет с точностью определить тип кожи, общее состояние покровов, а также выявить изменения функционирования органов или систем при помощи специализированного оборудования.

Кожа является оптически неоднородной рассеивающей средой с поглощением. Оптические характеристики каждого из слоев кожи определяют те или иные хромофоры. Проведенный анализ показал, что наибольший коэффициент отражения кожи у европейца находится в диапазоне дальнего красного спектрального света (700-750 нм).

Целью проводимого исследования является измерение изменения диффузной и зеркальной составляющих отраженного светового потока до использования косметических средств и после использования различных косметических средств для увлажнения, питания, восстановления и очищения.

Экспериментальные измерения проводились с помощью устройства для измерения состава отраженного излучения от кожи лица, которое регистрирует суммарную и диффузную составляющие [3]. Измерения происходят таким образом, что световой поток с длиной волны 720 нм под определенным углом направляется от светодиода к коже лица и отражается от нее, и в случае наличия зеркальной составляющей под тем же углом падает на фотодиод, который измеряет суммарное отражение светового потока. При этом особенностью распространения отраженных волн является то, что кроме зеркальной составляющей отраженного потока от поверхности кожи лица будет образовываться диффузная составляющая отраженного потока, которая в свою очередь не имеет одного направления, а распространяется равномерно во все стороны и тоже попадет на суммарный фотодиод. По причине того, что невозможно выделить зеркальную составляющую, используя только один фотодиод, в конструкции устройства предусмотрен еще один фотодиод, который располагается в непосредственной близости к коже лица, таким образом, чтобы зеркальная составляющая светового потока не попадала на него. Этот фотодиод фиксирует только диффузную составляющую светового потока, который отражается от кожи лица. Использование микроконтроллера, обрабатывающего полученные результаты, позволяет получить не только результаты экспериментальных измерений, но и разность между смешанным световым потоком и диффузным, которая и представляет собой зеркальную составляющую светового излучения.

Экспериментальное исследование проходило в два этапа, на первом с каждого испытуемого были сняты начальные показания. Измерения проводились в определенных четырех точках на лице: область глаза справа (от линии роста волос к переносице), область глаза слева, область щек справа (от носа к вискам), область щек слева (рис. 1). На втором этапе эксперимента испытуемые воспользовались различными косметическими средствами (крем, скраб, маска и патчи для кожи лица). После проведения косметологических процедур повторно проводились измерения в тех же четырех точках, как и на первом этапе эксперимента. В качестве примера для наглядности на рис. 1 представлены результаты исследования добровольца М (30 лет, жен.) до и после использования косметических средств.



Рис. 1 – Распределение изменения зеркальной составляющей отраженного излучения в четырех определенных точках до и после использования косметических средств

При проведении экспериментального исследования было выявлено и наглядно показано, что зеркальная составляющая отраженного потока увеличивается в результате применения косметических средств. Это связано с тем, что глубина морщинок, формирующих отраженное излучение от кожи, в процессе использования различных кремов и т.п. сглаживается, что приводит к изменению состава отраженного светового потока. Уменьшение глубины залегания морщин приводит к ослабеванию диффузного излучения и увеличению зеркального за счет выравнивания поверхности кожи. Полученные результаты экспериментов совпадают с ожидаемыми показаниями и подтверждают работоспособность устройства.

Библиографический список

1. Зильберберг Н.В., Бриль Ю.А. Старение кожи лица: вопросы и ответы. механизмы возрастных изменений кожи и возможности их коррекции посредством пероральных контрацептивов, содержащих хлормадинона ацетат // StatusPraesens. Гинекология, акушерство, бесплодный брак. – 2015. – № 2 (25). – С. 112-118.
2. Коргунова Р.В. Изучение механизма физиологического старения кожи лица на основании морфологического и tape-stripped методов // Вестник дерматологии и венерологии. – 2005. – № 6. – С. 65-70.
3. Патент РФ 2710009, G01B 11/30, A01G 25/16. Устройство для определения влагообеспеченности листовых растений /Л.А. Бондарева, М.В. Суханова М.В. – Оpubл. 23.12.2019, Бюл. №36.

ПРОГНОЗ РИСКА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ С УЧЕТОМ СИНЕРГЕТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА

Д.А. Медников

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

Исследована возможность повышения качества прогнозирования ишемической болезни сердца в многоагентной интеллектуальной системе путем учета синергетического эффекта при наличии сопутствующих заболеваний и факторов риска профессиональной среды.

Ключевые слова: прогноз ишемической болезни сердца, многоагентная интеллектуальная система, синергетический эффект.

PREDICTION OF THE RISK OF CARDIOVASCULAR COMPLICATIONS TAKING INTO ACCOUNT THE SYNERGIC EFFECT

D.A. Mednikov

Southwest State University, Kursk

The possibility of improving the quality of predicting ischemic heart disease in a multi-agent intellectual system by taking into account the synergistic effect in the presence of concomitant diseases and risk factors of the professional environment was investigated.

Key words: prognosis of ischemic heart disease, multi-agent intelligent system, synergistic effect.

Диагностика сердечно-сосудистого риска (ССР) принадлежит к числу важнейших задач кардиологии [1]. Современные системы стратификации ССР акцентированы на традиционные факторы риска (ФР) и методы моделирования. Это не позволяет им обеспечивать надежное предсказание возникновения заболеваний. Поэтому перспективным является включение ряда новых факторов в прогностическую модель, которые могут быть использованы в системах стратификации риска у лиц, не имеющих клинических проявлений сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ), а также разработки новой методологии построения моделей ССР.

За основу построения интеллектуальной системы поддержки принятия решений по прогнозированию ССР взяты мультиагентные информационные системы (МИС) [2, 3, 4]. В эти системы входят множество автономных интеллектуальных агентов (АИА), находящихся на различных иерархических уровнях. Однако в ряде исследований показано, что определенные ФР, вследствие синергетического эффекта, могут значительно усилить риск прогнозируемого заболевания. Поэтому модели МИС должны предусматривать учет такого взаимодействия.

Для построения базовой структуры МИС использованы АИА нижнего уровня, способные формировать предикторы ССР. В качестве базовой модели предикторов риска ССР взята диагностическая модель, представленная в работах [5, 6]. Согласно этой модели, ФР ССР разбиваются на четыре группы. В первую группу входят традиционные ФР (физикальные исследования, опрос), во вторую – группа инструментальные исследования (ЭКГ), в третью группу – ФР, обусловленные сопутствующими заболеваниями, и в четвертую – факторы окружающей среды (факторы профессионального риска).

Базовая структурная схема МИС, построенная по принципам, изложенным в [4, 6, 7]. Модули прогнозирования построены на основе нейросетевых моделей, а модули диагностики – на основе нечетких моделей принятия решений. Уверенность в постановке диагноза присутствует на выходе нечеткого модуля принятия решений – агрегатора и поступает в узлы нейронной сети, тем самым меняя ее структуру. Прототип структурной организация нижнего иерархического уровня представлен в [6, 7]. Функции принадлежности по выделенным информативным признакам синтезировались высококвалифицированными экспертами.

Для оценки качества прогноза ИБС определялись диагностические показатели базовой модели классификатора с различными структурными решениями. Для оценки эффективности прогнозирования ИБС базовой структурой классификатора проводились экспериментальные исследования показателей качества прогнозирования ИБС моделей классификатора, полученных из базовой модели с отключением определенных каналов принятия решений на различных иерархических уровнях. В качестве известного метода прогноза ИБС, по сравнению с которым осуществлялось сопоставление показателей качества прогнозирования, выбрана шкала SCORE [1]. В качестве расчетных показателей качества диагностических решающих правил были выбраны показатели диагностической чувствительности (ДЧ), диагностической специфичности (ДС) и диагностической эффективности (ДЭ) [6].

Показатели качества классификации модели определялись для экспериментальной и контрольной групп. Для оценки эффективности включения в модель классификатора каналов побочных заболеваний и фактора производственной среды контрольная выборка формировалась из профессиональной группы машинистов электролокомотивов, для которых профессиональным заболеванием является ВБ, а ФР производственной среды – электромагнитное поле. При этом полагалось, что высокий ИР соответствует риску по шкале SCORE более 10%, а низкий риск – менее одного процента.

Анализ полученных результатов показывает, что показатели качества полной модели классификатора выше на 8% показателей качества классификаторов с исключенными синергетическими каналами. При этом по

основным показателям качества классификации: ДЧ, ДС и ДЭ предложенные модели принятия решений превосходят известные на 10...16%.

Полученные сравнительные характеристики экспертных оценок ССР и предлагаемых моделей МИС позволяют рекомендовать полученные технические и алгоритмические решения для практического использования в системах диагностики функционального состояния сердечно-сосудистой системы.

Библиографический список

1. Ефремов, М.А. Гибридные нечеткие модели для прогнозирования возникновения и осложнений артериальной гипертензии с учетом энергетических характеристик биоактивных точек / М.А. Ефремов, С.А. Филист, О.В. Шаталова [и др.] // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. — 2018. — Т. 8, № 4 (29). — С. 104-119.
2. Филист, С.А. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / С.А. Филист, А.Г. Курочкин, В.В. Жилин [и др.] // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. Научно-технический журнал. — 2015. — № 3 (31). — С.85-95.
3. Филист, С.А. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных / С.А. Филист, Р.А. Томакова, Зар До Яа // Известия Юго-Западного государственного университета. — 2012. — № 4 (43), Ч. 2. — С. 44-50.
4. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. — 2014. — №6. — С. 35-39.
5. Филист, С.А. Модели нечетких нейронных сетей с трех-стабильным выходом в инструментарии для психологических и физиологических исследований / С.А. Филист, А.Р.С. Халед, О.В. Шаталова, В.В. Руденко // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. — 2007. — Т.6, №2. — С. 475-479.
6. Комлев, И.А. Прогнозирование и оценка степени тяжести ишемии сердца на основе гибридных нечётких моделей / И.А. Комлев, О.В. Шаталова, С.В. Дегтярев, А.В. Серебровский // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. — 2019. —Т. 9, №1 (30). — С. 133-145.
7. Корневский, Н.А. Теория проектирования нечетких сетевых экспертных систем для управления медико-экологической безопасностью / Н.А. Корневский, С.А. Филист, А.Б. Красковский [и др.] // Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: История. Политология. Экономика. Информатика. — 2009. — Т. 11, № 9-1 (64). — С.146-151.

УДК 621.317.616

ПРОБЛЕМЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ОБЪЕКТИВНОЙ РЕАКЦИИ ЧЕЛОВЕКА НА АРОМАТИЧЕСКИЙ РАЗДРАЖИТЕЛЬ

М.В. Яковенко, А.И. Богданов

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

Предложен метод исследования объективной реакции человека на предъявляемый ароматический раздражитель. Рассмотрены проблемы применения электроэнцефалографии для подобного исследования.

Ключевые слова: ароматический раздражитель, электроэнцефалография.

PROBLEMS OF STUDYING THE OBJECTIVE HUMAN RESPONSE TO AN AROMATIC STIMULUS.

T.P. Yakovenko, A.I. Bogdanov

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Orel State
University named after I.S. Turgenev».

This article is dedicated to the study of the use of electroencephalography to research the objective reaction of a person to an aromatic stimulus, as well as to the study of problems that arise when using this method.

Key words: aromatic stimulus, electroencephalography (EEG).

Повышение безопасности людей, в местах массового пребывания, является задачей не теряющей актуальности. В этой связи одним из перспективных инженерных направлений является разработка новых, более совершенных технических средств оповещения о чрезвычайных ситуациях. Они дополнили бы имеющийся парк, расширив его возможности. Традиционно применяются средства оповещения светом, звуком, речью, реже инфранизкочастотной вибрацией. Их применение диктуется действующими государственными нормами. Однако, как показывает статистика, эти методы недостаточно информативны, особенно в местах пребывания людей с ограниченными возможностями здоровья. А в отдельных случаях, например в специализированных учреждениях – интернатах I – IV видов, показывают крайне низкую эффективность.

Для решения проблемы недостаточной эффективности оповещения предложено использовать оповещение ароматическим веществом по сенсорному каналу обоняния, и как альтернативу, и как дополнение к существующим системам. Что соответствует программе «Доступная среда».

Предпосылками использования в качестве информационного канала обоняния являются труды опубликованные Н.Goto, Т.Sakai (AWSS), показавшие возможность донести информацию до человека запахом. Однако проанализированные известные работы не дают ответов на вопросы: какое

использовать вещество, концентрации, направление и скорость распыления. Равно не известна зависимость реакции человека на параметры воздействия.

Поиск ответов на указанные вопросы есть цель работы. В этой связи одной из прикладных исследовательских задач в области биотехнических систем является установление объективной реакции человека на внешний раздражитель его обоняния, как доказательство гипотезы о возможности применения ароматического раздражителя как способа оповещения людей.

Предложенное доказательство состоит в синхронной регистрации субъективной и объективной реакций человека на запахи. Субъективный ответ даёт представление о доведённой информации, объективный отклик показывает факт реакции на ароматический раздражитель, и позволяет отбросить «выдуманные субъективные ощущения», повышая достоверность.

Практически безальтернативным объективным методом регистрации и анализа отклика организма человека на ароматический раздражитель является электроэнцефалография (ЭЭГ). В лабораторных условиях ЭЭГ позволяет зарегистрировать реакцию головного мозга на ароматический раздражитель по множеству отведений, и сделать вывод о том в каких отведениях и ритмах отклик регистрируется наиболее отчетливо. При «полевых» исследованиях, во время сна, ЭЭГ допускает миниатюризацию, повышая комфорт испытуемого, и как следствие достоверность результатов.

Основная идея исследований – зарегистрировать ЭЭГ в покое, и при предъявлении ароматического раздражителя при прочих равных условиях. Сравнить, определить численные различия – это реакция на предъявляемый раздражитель. Сопоставить реакцию с субъективным ответом испытуемого.

Теоретическим поиском, опираясь на работы, в частности, В.В. Трасковского, Н. А. Литвиновой (Кемерово) установлен набор отведений O2-A2, O1-A1, C4-A2, C3-A1 (система 10-20) и ритмов ЭЭГ, α - и β -, для анализа реакции на ароматический раздражитель. Предъявление ароматических раздражителей принято по системе «Sniffin Sticks». Для проведения исследования отобраны десять условно здоровых испытуемых мужчин и женщин, в том числе, курящих, использующих парфюмерию, в возрасте от 14-37 лет. Существенной проблемой исследования явилось отсутствие информации о том, что считать значимым различием ЭЭГ в покое и при раздражении обоняния, преодолению которой посвящена настоящая работа.

Для ответа на этот вопрос зарегистрирована электроэнцефалограмма в покое (в помещении, темноте, тишине, нормальных условиях окружающей среды) у обозначенных испытуемых с целью установления её естественных девиаций. Длительность записи для каждого испытуемого – 600 с. ЭЭГ «порезаны» на произвольные интервалы длительностью от 10 до 60 с. В каждом интервале найдено среднее значение спектра амплитуд по ритмам. Применен t-критерий Стьюдента для определения статистической значимости различных средних величин. В качестве среднего арифметического приняты значения спектров амплитуд, а в качестве средней

ошибки – паспортная информация о точности примененного энцефалографа $\pm 5\%$ от измеренного значения. Типовые значения амплитуд β -ритмов для испытуемого мужчины при интервалах 30 с представлены на рисунке 1.

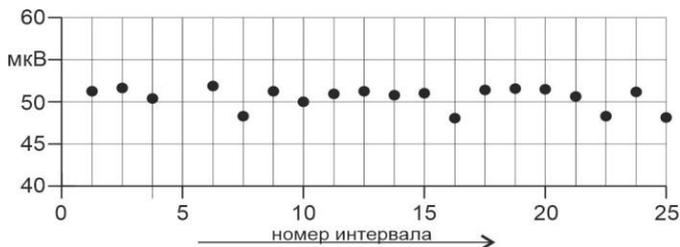


Рис. 1 – Типовые значения амплитуд β -ритмов

В соответствии с t-критерием Стьюдента установлено, что для уровня значимости $p=0,05$ различие средних значений статистически не значимо при отклонен исходных значений в исследуемой группе в пределах 15%. Таким образом естественной девиацией ЭЭГ принято отклонение в пределах 15%.

При регистрации ЭЭГ для указанных десяти испытуемых по приведённой методике получены реакции на предъявление ароматического раздражителя. Типовой результат (мужчина 22 года) представлен на рисунке 2. В пороговой и сверхпороговой концентрациях отклонение более 15%.

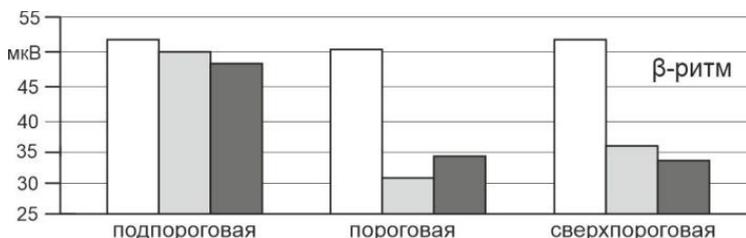


Рис. 2 – ЭЭГ при предъявлении ароматического раздражителя: белый - до предъявления, серый - во время, черный - после предъявления пробы.

Анализ данных показал характерные воспроизводимые результаты: в 70% исследованных случаев реакция β -ритма на предъявление ароматического раздражителя подпороговой концентрации статистически не значима; в 90% исследованных случаев реакция β -ритма на предъявление ароматического раздражителя пороговой и сверхпороговой концентраций имеет статистически значимый отклик.

Полученные результаты позволяют сделать вывод об адекватности применения ЭЭГ как доказательной базы возможности использования канала обоняния в качестве оповещения, а также решить задачу выбора вещества.

Библиографический список

1. Булатова, О. В. ЭЭГ-реакции девушек с разной запаховой чувствительностью на подпороговые, пороговые и сверхпороговые концентрации буганола / О. В. Булатова, В. В. Трасковский, Н. А. Литвинова // Вестник КемГУ. – 2013. – № 2 (54) Т. 1

УДК 612.2+004.891.3

ПРЕИМУЩЕСТВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РЕОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ

Д.П. Павлова, О.Э. Безрукова, М.М. Ханукаев
ФГБОУ ВО «Донской Государственный Технический Университет»,
г. Ростов-на-Дону

В данной статье рассматриваются преимущества использования реографического метода контроля частоты дыхания. Проблема актуальна в связи с необходимостью разработки и использования высокоточных методов диагностики для оценки физиологических показателей. В статье рассмотрены: принципиальная основа метода, методика проведения съема показаний и анализ преимуществ и недостатков данного метода.

Ключевые слова: медицина, интенсивная терапия, реанимация, частота дыхания, нарушения дыхания, реография, диагностика.

ADVANTAGES OF USING RHEOGRAPHIC RESPIRATORY RATE

D. P. Pavlova, O. E. Bezrukova, M. M. Khanukaev
Don State Technical University, Rostov-on-Don

This article discusses the benefits of using the rheographic method of breathing rate control. The problem is relevant in connection with the need to develop and use high-precision diagnostic methods for assessing physiological parameters. The article discusses: the fundamental basis of the method, the method of taking readings and the analysis of the advantages and disadvantages of this method.

Key words: medicine, intensive care, resuscitation, respiratory rate, respiratory disorders, rheography, diagnostics.

В современной медицине критических состояний важную роль играют своевременный контроль и оценка физиологических показателей. Одним из важнейших таких показателей являются характеристики внешнего дыхания, так как важно, как можно раньше выявить нарушения дыхания, которые могут возникнуть из-за ошибок и осложнений, связанных с интубацией, ИВЛ, наркозом и т.д. [1]

При контроле таких показателей специалисту важно определить как количественные, так и качественные характеристики.

Одной из важных характеристик является частота дыхания [2]. Регистрация этого показателя необходима для своевременного определения нарушения дыхания или отсутствия дыхательных движений – апноэ [3, 4].

Своевременная регистрация и наиболее точная оценка физиологических показателей организма необходима для точной постановки диагноза, определения алгоритма дальнейшего лечения и своевременной реакции на патологические процессы в организме пациента.

Именно поэтому актуален вопрос разработки и усовершенствования оборудования, которое соответствовало бы таким требованиям как: точность измерений, быстродействие, простота в использовании и низкое энергопотребление.

Контроль частоты дыхания реографическим методом используется в палатах интенсивной терапии и реанимации. Данный метод подходит для пациентов, которые находятся на аппарате искусственной вентиляции лёгких [5].

Реографический метод оценки основывается на суммарном сопротивлении тканей и жидкостей организма при пропускании высокочастотного тока через него.

Реографический метод контроля частоты дыхания базируется на измерении изменения сопротивления на электродах в момент изменения объема грудной клетки при дыхательных движениях, поэтому может использоваться для регистрации центральной остановки дыхания.

Съем показаний происходит с ЭКГ электродов при стандартном размещении и тщательной подготовке кожи пациента.

В случае, когда съем показаний при стандартном расположении электродов затруднен, рекомендуется использовать альтернативное наложение электродов ЭКГ для более точного контроля сигналов дыхания. Такое расположение электродов изображено на рисунке 1, но при данной схеме наложения электродов форма электрокардиограммы будет сильно отличаться [6].

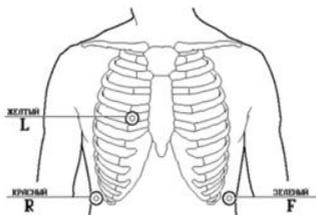


Рис.1 – Альтернативная схема наложения электродов ЭКГ при контроле дыхания реографическим методом

Важно учитывать, что в реографическом методе контроля дыхания необходимо использовать одноразовые жидкогелевые электроды, так как они

смогут обеспечить меньшее сопротивление «электрод-кожа», в то время как использование твердого геля электродов затруднено.

К достоинствам данного метода можно отнести следующие характеристики:

1. Неинвазивность метода. Снятие сигнала происходит при наложении электродов на поверхность кожи, не требуя нарушения целостности кожи.

2. Свобода дыхательных движений. Использование электродов позволяет сохранять естественное свободное дыхание.

3. Нет необходимости обрабатывать электроды, так как они одноразовые.

4. Дешевизна метода

5. Простота и практичность метода. Снятие показаний осуществляется с тех же электродов, с которых снимают сигнал ЭКГ. Поэтому для осуществления контроля частоты дыхания реографическим методом не требуются дополнительные электроды.

6. Безопасность метода. Измерительный сигнал обладает малой силой (не более 60 мкА) и высокой частотой (80-100 кГц).

7. Возможность распознать низкий уровень или полное отсутствие дыхательных движений из-за высокой чувствительности.

Недостатки метода:

1. Низкая помехоустойчивость. Невозможность использовать данный метод для пациентов с судорогами, дрожью, когда пациент в движении или разговаривает. Все движения будут восприниматься как дыхательные, что приводит к ошибочным показаниям.

2. Необходимость калибровки для каждого пациента индивидуально;

3. Невозможность использования данного метода на пациентах с электрическими стимуляторами сердечной деятельности, так как импульсы электрокардиостимулятора в некоторых случаях могут ложно восприниматься как дыхательные движения.

4. Контроль дыхания не может использоваться в машинах скорой помощи из-за вибраций во время движения автомобиля.

5. Косвенный метод регистрации легочной вентиляции.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что реографический метод контроля частоты дыхания является наиболее практичным и точным для использования в палатах реанимации и интенсивной терапии.

Библиографический список:

1. Корневский Н.А., Попечителей Е.П. Биотехнические системы медицинского назначения: учебник/ Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. – 688 с.

2. Смирнов И.В., Старшов А.М., «Функциональная диагностика: ЭКГ, реография, спирография»: - «ЭКСМО», 2008 год., 244с.

3. В.А. Подколзина «Медицинская физика», 32 с.

4. «Медицинская и биологическая физика» под ред. Проф. А.В.Чалого.
5. Лазаренко В.И., «Функциональная география». Журнал «Сибирское медицинское обозрение».
6. Ройтберг Г.Е., Струтынский А.В. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов. – М.: Бином, 1999. - 602 с.

УДК 621.31

СИСТЕМА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДИК ЛЕЧЕНИЯ РАН ОТРИЦАТЕЛЬНЫМ ДАВЛЕНИЕМ

А.А. Чекменева

Научный руководитель – Килимник В.А., к.т.н., начальник научно-исследовательского отдела биотехнических проблем

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

Рассмотрен метод лечения ран отрицательным давлением. Представлена разработка структуры и общий алгоритм работы системы для создания и поддержания отрицательного давления в пневмомагистрали. Приведено описание входного контроля электромеханических компонентов системы.

Ключевые слова: отрицательное давление, система, компрессор, клапан, вакуум терапия, коэффициент спада, электромеханические компоненты.

THE SYSTEM FOR IMPLEMENTING METHODS OF TREATING WOUNDS WITH NEGATIVE PRESSURE

Chekmeneva A.A.

Scientific adviser – Kilimnik V.A.

Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg

A method of treating wounds with negative pressure is considered. The development of the structure and General algorithm of the system for creating and maintaining negative pressure in the air main is presented. The description of input control of Electromechanical components of the system is given.

Key words: negative pressure, system, compressor, valve, vacuum therapy, decay rate, electromechanical components.

Метод лечения ран отрицательным давлением включает в себя систему герметизирующей повязки над раневой поверхностью с последующим созданием отрицательного давления в объеме раны с помощью внешнего устройства. Как свидетельствует опыт практической медицины [1-3] применение метода лечения ран отрицательным давлением способствует ускоренному заживлению ран. Современные возможности позволяют

реализовать требуемые технические средства на основе микроконтроллера (далее МК) с небольшими габаритами и с удобным функционалом.

Следует отметить, что данные методики являются дополнительными к основному лечению заболеваний, но тем не менее медицина испытывает потребность в разработке подобных систем так как применение в послеоперационном периоде дополнительных методов физического воздействия значительно повышает эффективность заживления раневой поверхности.

Лечения ран отрицательным давлением, также называемой терапией ран при давлении ниже атмосферного или с помощью вакуумной терапии ран, включает приложение давления ниже атмосферного к поверхности раны под герметизирующей повязкой [3]. Данный способ используется почти для всех типов ран, включая пролежни, диабетические язвы, сосудистые и артериальные язвы, травматические язвы и т.д. Однако есть несколько исключений, методика лечения ран отрицательным давлением противопоказана, когда рана сухая, имеются кровеносные сосуды, а также при активном кровотечении.

Для реализации методов лечения ран отрицательным давлением разработана структурная схема системы, представленная на рисунке 1.



Рис. 1 – Структурная схема системы для реализации методик лечения ран отрицательным давлением

Система реализует два режима работы: непрерывный и импульсный. Выбор методики и оптимальных параметров для системы стабилизации перепада отрицательного давления под повязкой производился с учетом экспериментальных исследований. Исследования методик были проведены на базе медицинского центра «MEDALL».

В качестве входных данных программа МК получает коды сигналов от датчика давления и напряжения на аккумуляторе. В непрерывном режиме работы системы анализируется сигнал от датчика давления (с учетом заданного гистерезиса) и принимается решение МК о включении компрессора или поддержание его в выключенном состоянии.

В импульсном режиме работы системы МК ведется учет времени нахождения устройства в состоянии отрицательного давления под повязкой или при атмосферном давлении. При переходе из одного состояния пневмосистемы в другое срабатывает нормально закрытый пневматический клапан.

Выбор режима работы (системы) устройства осуществляется путем анализа длительности нажатия кнопки при запуске работы разработанного лабораторного образца устройства. Для индикации используется светодиода, с их помощью отображается состояние работы системы.

Основными элементами, обеспечивающими функционирование разработанной системы, являются электромагнитные (ЭМ) элементы, такие как компрессор и клапан [4, 5]. В ходе испытаний устройства оказалось, что основная проблема заключается в стабильности создания и поддержания требуемого отрицательного давления. Для проверки ЭМ элементов был разработан стенд [6], который позволяет контролировать основные характеристики элементов до установки их в систему. Для оценки введен показатель k , который отображает спад давления в пневмомагистрали за одну секунду. Таким образом, входной контроль позволяет не допустить в систему некачественные ЭМ изделия.

Таким образом, в представленной работе показана структура системы для реализации методик лечения ран отрицательным давлением. Введены показатели качества ЭМ компонентов системы. В системе предусмотрены два режима работы: непрерывный и импульсный, что позволяет расширить возможности лечебных процедур.

Библиографический список

1. Часнойть А.Ч., Жилинский Е.В. Механизмы действия вакуумной терапии ран // Международные обзоры: клиническая практика и здоровье №4. 2015. С. 35.
2. Горюнов С.В., Абрамов И.С., Чапарьян Б.А. Руководство по лечению ран методом управляемого отрицательного давления // М. 2013. С. 130.
3. Janssen A.H, Mommers E.H., NotterJ. Negative pressure wound therapy versus standard wound care on quality of life: a systematic review // J. Wound Care 25. 2016. P. 156–159.
4. Компрессор SC3101PM. URL: <https://iarduino.ru/lib/d4ecfd50802cb0e4431ae33301548ac1.pdf> (дата обращения 25.10.2020).
5. Нормально закрытый электромагнитный клапан 0520D. URL: <https://amperka.ru/product/solenoid-valve-normally-closed> (дата обращения 25.10.2020).
6. Килимник В.А., Чекменева А.А. Стенд для проверки электромеханических элементов устройства для создания отрицательного давления // Первая Всероссийская научная конференция «Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах»: сб. докл. СПб: ГУАП. 2020 г. С. 33 – 35.

НЕИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Н. Гаспарян

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

В данной статье рассмотрены неинвазивные методы диагностики опухолей головного мозга. Охарактеризованы такие методы, как: неврологический осмотр, компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ) и позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ).

Ключевые слова: диагностика, неинвазивный метод, томография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, позитронно-эмиссионная томография.

NON-INVASIVE DIAGNOSTIC METHODS BRAIN TUMOR

N. Gasparyan

Southwest State University, Kursk

This article discusses non-invasive methods for diagnosing brain tumors. Methods such as neurological examination, computed tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI), and positron emission tomography (PET) have been characterized.

Key words: diagnostics, non-invasive method, tomography, computed tomography, magnetic resonance imaging, positron emission tomography.

Проблема опухолей головного мозга в наше время все также является актуальной. По данным Минздрава первичная опухоль регистрируется у 10-13 человек на 100 тыс. населения в год. с 2008 по 2019 год прирост заболеваемости составил 23,7%. Всего на учете со злокачественными новообразованиями состоят 3,76 млн россиян.

Опухоли могут быть первичными (развивающимися из клеток мозга) и метастатическими (образующимися вследствие попадания в мозг опухолей других органов). Симптомы опухолей мозга обычно нарастают постепенно, происходят прогрессирующие неврологические нарушения, зависящие от локализации поражения, скорости его роста и отека окружающих тканей [2,3].

К наиболее распространенным способам диагностики новообразований относятся неинвазивные методы: неврологическое исследование, нейроофтальмологическое исследование, компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ) и позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) [1].

Так, неврологический осмотр может включать: проверку зрения, слуха, равновесия, координации, силы и рефлексов. Сложность в одной или нескольких областях может дать подсказку о том, какая часть мозга может быть поражена опухолью.

Компьютерная томография (КТ) - это диагностический визуализирующий тест, используемый для создания подробных изображений внутренних органов, костей, мягких тканей и кровеносных сосудов. Во время исследования пациент лежит неподвижно. Рентгеновский луч направляется компьютером и вращается вокруг него, просвечивая тело с разных сторон. Рентгеновские снимки выполняются с разных ракурсов, из них складывается единая картина. Изображения поперечного сечения, созданные во время компьютерной томографии, можно переформатировать в нескольких плоскостях и даже генерировать трехмерные изображения, которые можно просматривать на мониторе компьютера, распечатывать на пленке или передавать на электронные носители.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) - это неинвазивная технология визуализации, позволяющая получать трехмерные подробные анатомические изображения. Чтобы получить изображение МРТ, пациента помещают внутрь большого магнита, во время обследования он должен оставаться неподвижным, чтобы не размыть изображение. Контрастные вещества (часто содержащие элемент гадолиний) можно вводить пациенту внутривенно до или во время МРТ, чтобы увеличить скорость, с которой протоны выравниваются с магнитным полем. Чем быстрее протоны перестраиваются, тем ярче изображение.

Хоть КТ и обеспечивает геометрически точные сканирования, она дает меньше информации о мягких тканях по сравнению с магнитно-резонансной томографией. Высокая чувствительность МРТ к изменениям плотности протонов может иметь значение для лучевой визуализации поражений центральной нервной системы, т.е. МРТ обеспечивает отличное контрастное разрешение, простую многоплоскостную визуализацию и отсутствие артефактов. Из-за отсутствия костных артефактов, как видно на КТ, МРТ лучше всего подходит для визуализации повреждений. МРТ и КТ с контрастным усилением эффективны для определения опухолей гипофиза, но МРТ может предоставить больше информации о точной степени поражения и их влиянии на соседние структуры.

Также существует позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) - это метод ядерной медицины, который измеряет метаболическую активность клеток тканей тела, это фактически сочетание ядерной медицины и биохимического анализа. Данный метод, применяемый к пациентам с опухолью мозга, помогает визуализировать биохимические изменения, происходящие в организме.

ПЭТ работает с использованием сканирующего устройства (машины с большим отверстием в центре) для обнаружения фотонов (субатомных

частиц), испускаемых радионуклидом в исследуемом органе или ткани. Радионуклиды, используемые при сканировании методом ПЭТ, получают путем присоединения радиоактивного атома к химическим веществам, которые естественным образом используются конкретным органом или тканью в процессе метаболизма. Радионуклид вводится в вену через внутривенную линию, затем сканер медленно перемещается по исследуемой части тела. Позитроны испускаются при распаде радионуклида, гамма-лучи создаются во время испускания позитронов, а затем сканер обнаруживает гамма-лучи. Компьютер анализирует гамма-лучи и использует эту информацию для создания картины изображения изучаемого органа или ткани. Количество радионуклида, собранного в ткани, влияет на яркость изображения и указывает на уровень функции органа или ткани.

ПЭТ также можно использовать в сочетании с другими диагностическими тестами, такими как компьютерная томография или магнитно-резонансная томография, чтобы предоставить более точную информацию о злокачественных (раковых) опухолях и других поражениях головного мозга.

В настоящее время в медицине присутствуют современные методы качественной диагностики опухолей головного мозга. Своевременная диагностика способна выявлять как сами новообразования, так и причины их возникновения, благодаря чему, становится возможным эффективное лечение.

Библиографический список

1. Банов С. М. Лучевая терапия и таргетная терапия у пациентов с метастатическим поражением головного мозга: новые возможности лечения // Вопросы онкологии. - 2017. - № 5. - С. 683-693.
2. Измайлов Т.Р. , Панышин Г.А, Даценко П.В. Опухоли головного мозга. Общий принципы современной диагностики и лечения // Поволжский онкологический вестник.2010.Т.3, С.9-12.
3. Ромоданов, А. П. Метастатические опухоли головного мозга / А.П. Ромоданов, Ю.А. Зозуля, Ю.Д. Соснов. - М.: Здоровья, 2017. - 196 с.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

В.И. Исхакова

Научный руководитель Шуляков А. В., ст. пр.

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

Рассмотрены методы неинвазивного определения уровня глюкозы в крови. Рассмотрен метод инфракрасной спектроскопии как способ неинвазивного определения уровня глюкозы в крови. Предложена структурная схема устройства..

Ключевые слова: сахарный диабет, неинвазивный, глюкоза, инфракрасная спектроскопия.

DEVICE FOR NON-INVASIVE MEASUREMENT OF GLUCOSE CONCENTRATION IN BLOOD

V.I. Iskhakova

Scientific director Shulyakov A. V, senior lecturer

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

Reviewed non-invasive methods of determining glucose levels in the blood. The method of infrared spectroscopy is considered as a method of non-invasive determination of blood glucose levels. The block diagram of the device is proposed.

Key words: diabetes mellitus, non-invasive, glucose, infrared spectroscopy.

Сахарный диабет — хроническое заболевание, для которого характерны гипергликемия, глюкозурия и связанные с ними нарушения обмена веществ. Существует два типа диабета: сахарный диабет первого типа, который вызван отсутствием инсулина, который должен вырабатываться в поджелудочной железе, и сахарный диабет второго типа, когда инсулин вырабатывается, но в недостаточном количестве, либо некорректно работают рецепторы инсулина. Данное заболевание приводит к сбою углеводного, жирового и белкового обмена и глубокой дезорганизации внутриклеточного метаболизма.

По оценке ВОЗ в 2014 году 422 млн человек по всему миру страдают диабетом. 1.6 млн летальных исходов в 2016 году произошло по причине диабета. В России количество смертей от сахарного диабета приблизилось к 10 тыс. и 157 тыс. смертей, которые можно отнести к высокому содержанию сахара в крови. Диабет занимает 7-ое место в рейтинге причин смерти на 2016 г. [1]

Многолетняя практика в лечении диабета показывает, что люди с этим заболеванием могут прожить долгую жизнь, если будут соблюдать некоторые регулярные действия, одним из которых является измерение глюкозы в крови. На данный момент наиболее распространены портативные глюкометры, в которых измерение проводится с помощью электрохимического метода. Такие глюкометры имеют ряд недостатков:

1. Каждое измерение сопровождается проколом кожи для забора капли крови, что является малоприятной процедурой.

2. Отсутствие непрерывного мониторинга

3. Тест-полоски для глюкометра являются достаточно дорогими.

4. Риск инфицирования из-за повреждения целостности кожного покрова.

Альтернативой для инвазивного измерения глюкозы в крови являются неинвазивные методы.

Неинвазивные методы, используемые для определения уровня глюкозы, делятся на две категории. Первые основаны на измерении глюкозы с использованием одного или нескольких ее внутренних молекулярных свойств, таких как коэффициент поглощения в ближнем или среднем инфракрасном диапазоне, оптическое вращение, рамановские сдвиги и фотоакустическое поглощение, а также другие. Некоторые методы данной группы восприимчивы к шумовым помехам, например, спектроскопия Рамана, другие имеют большое рассеяние (ИК-спектроскопия в ближнем и среднем диапазоне)

Вторая категория методов измеряет влияние глюкозы на физические свойства крови и тканей. Эта категория основана на предположении что глюкоза является доминирующим (сильно колеблющимся) аналитом крови и, как таковая, вносит значительный вклад в изменение соответствующих физических параметров ткани. Следовательно, измерение таких параметров может косвенно привести к оценке уровня глюкозы в крови. В эту группу входят ультразвуковой, электромагнитный, пьезоэлектрический, тепловой методы и т.д. Такие методы наиболее к изменениям условий внешней среды. Одним из наиболее перспективных неинвазивных методов измерения уровня глюкозы в крови является оптическая спектроскопия, а именно спектроскопия в ближнем инфракрасном диапазоне, или БИК-спектроскопия. Под светом ближнего инфракрасного диапазона понимается излучение, имеющее составляющие длины волны приблизительно от 800 нм до 2500 нм. Когда инфракрасное излучение пропускается через вещество, то оно взаимодействует с "инфракрасно-активным" компонентом и происходит поглощение ИК-излучения на определенных длинах волн. Молекулы глюкозы содержат -ОН, -СН, -С=О, и в БИК спектре они хорошо поглощаются. Наибольший коэффициент поглощения глюкозы наблюдается на длинах волн 840-850 нм, 930-950 нм и 1010-1060 нм. [2] БИК-спектроскопия хороша тем, что в данном диапазоне спектр глюкозы явно отличим от спектра воды, интенсивность сигнала прямо пропорциональна

концентрации аналита, а также данный метод относительно дешёв, и имеет довольно большую скорость съёма информации от биообъекта. Кроме того, инфракрасная спектроскопия слабо действует на организм человека. Но есть и некоторые недостатки: проблемы селективности определения глюкозы, высокий уровень рассеяния. [3] Также присутствуют некоторые затруднения в виде специфичности кожного покрова у разных людей.

Была разработана схема для неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови, где в роли биообъекта могут выступать те части тела, которые минимально рассеивают излучение, например, мочка уха или фаланга пальца.

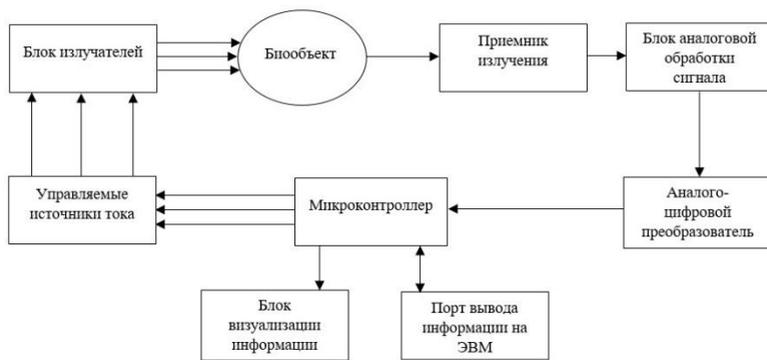


Рис. 1 – Структурная схема устройства для неинвазивного измерения глюкозы в крови

Для получения данных об уровне глюкозы в крови с помощью метода БИК-спектроскопии используется комплект датчиков для приема и анализа сигналов от освещённых ближним ИК излучением тканей. В схеме присутствует несколько излучателей для того, чтобы регистрировать отдельные спектральные диапазоны. После получения прошедшего сигнала приемником света, сигнал обрабатывается и оцифровывается; далее микроконтроллер оценивает коэффициент пропускания излучения через ткань, извлекает значения концентрации глюкозы в крови и подает их на блок визуализации информации и ЭВМ. В качестве приемника излучения можно использовать фототранзистор SFH303FA от производителя Osram с полосой пропускания 730-1110 нм, а в качестве излучателей – светодиоды HDN1102W-TR от Stanley Electric Co, QEB363GR от Fairchild Semiconductor и OIS-150-1050-T от OSA Opto Light с длинами волн излучения 850, 940 и 1050 нм соответственно.

Библиографический список

1. Всемирная Организация Здравоохранения – Профили сахарного диабета в странах, 2016.

2. Юрченко Е. В. Экспериментальная апробация неинвазивных методов глюкометрии: магистерская диссертация, 2020, 74 с.
3. The Progress of Glucose Monitoring—A Review of Invasive to Minimally and Non-Invasive Techniques, Devices and Sensors / Wilbert Villena Gonzales, Ahmed Toaha Mobashsher, Amin Abbosh / School of Information Technology and Electrical Engineering, The University of Queensland, St Lucia, 2019.

УДК 577.125.8

ЛИПИДОГРАММА КАК СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ РИСКА РАЗВИТИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

А.К. Федоськина

Научный руководитель – Марсянова Ю.А., ассистент кафедры
биологической химии с курсом клинической лабораторной диагностики
ФДПО

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

Аннотация материала работы. Выявлена актуальность применения метода исследования липидного спектра крови для выявления патологий сердечно-сосудистой системы. Изучены причины изменения значений основных показателей липидограммы при различных состояниях организма. Обоснована приоритетность использования липидограммы при оценке риска развития сердечно-сосудистых заболеваний.

Ключевые слова: липидограмма, ожирение, липидный обмен, дислипидемия, сердечно-сосудистые заболевания.

LIPIDOGRAM AS A WAY TO DIAGNOSE THE RISK OF DEVELOPING CARDIOVASCULAR DISEASES

A. K. Fedoskina

Ryazan State Medical University, Ryazan

Abstract of the work material. The relevance of using the method of studying the blood lipid spectrum for detecting pathologies of the cardiovascular system is revealed. The causes of changes in the values of the main indicators of the lipidogram in various States of the body were studied. The priority of using a lipidogram in assessing the risk of developing cardiovascular diseases is justified.

Key words: lipidogram, obesity, lipid metabolism, dyslipidemia, cardiovascular diseases.

В настоящее время образ жизни большей части населения нашей страны способствует образованию энергетического дисбаланса в организме человека, что приводит к развитию дислипидемии и возникновению

заболеваний сердечно-сосудистой системы (ССЗ). Данная группа заболеваний является достаточно распространенной на настоящий момент и, по данным Всемирной организации здравоохранения [1], чаще, чем другие патологии, приводит к смерти.

Одной из самых распространенных причин развития ССЗ является ожирение, развивающееся на фоне дислипидемии. Причем чаще всего оно обусловлено именно неправильным питанием и малоподвижным образом жизни, нежели наследственными факторами или сопутствующими заболеваниями. Все это приводит к далеко не наилучшим последствиям, поскольку может провоцировать нарушение функций различных систем органов человека [2,3]. Эффективным способом диагностики ожирения и риска развития на фоне этого ССЗ является проведение липидограммы. При этом в крови наблюдается превышение нормы содержания общего холестерина (ОХ), триглицеридов (ТГ) и липопротеинов низкой плотности (ЛПНП), а также снижение липопротеинов высокой плотности (ЛПВП) [4].



Рис. 1 – Сравнительный ТОП ведущих причин смерти в мире, млн. случаев

Наряду с этим следует учитывать, что при наличии определенных сопутствующих заболеваний значения нормы могут варьироваться. Для больных с ишемической болезнью сердца (ИБС) и сахарным диабетом значение нормы содержания ОХ в крови составляет <4,5 ммоль/л (для здорового человека - <5 ммоль/л), а ЛПНП - <2,5 ммоль/л (<3,0 ммоль/л) [5]. Также в период роста и полового созревания, в особенности на их первоначальных стадиях, на оптимальные значения липидограммы крови могут влиять физиологические процессы, в частности изменение нейрогуморальных аспектов организма. При этом у большинства подростков отмечается превышение ОХ, ЛПНП, ТГ, а также снижение ЛПВП. Однако в данном случае существует риск выхода данного состояния за рамки физиологического и приобретения им патологического характера [6]. Кроме

того, сегодня достаточно широко распространено нарушение циркадных ритмов у человека, вызванное работой в ночное время и нарушением режима сна. Такое состояние способствует не только снижению работоспособности, выносливости, умственной активности, но также и смещению нормы показателей липидного спектра. Так, отмечают снижение уровня содержания в крови ТГ, ОХ и ЛПВП. Световая депривация способствует также изменению данных показателей и при наличии ожирения, причем иногда их значения могут достигать нормы для здорового человека [7]. Это в некоторых случаях затрудняет диагностику патологических изменений липидного обмена, именно поэтому при проведении анализа необходимо четко учитывать не только наличие сопутствующих заболеваний, но и характер образа жизни человека.

Для получения более точных результатов о наличии ожирения с риском развития ССЗ применяют расширенный анализ липидного спектра крови, в котором помимо основных показателей учитываются такие, как липопротеины очень низкой плотности (ЛПОНП), аполипопротеин А1 (apo A1), аполипопротеин В (apo В), липопротеин (а) (Lp(a)) и холестерин не связанный с липопротеинами высокой плотности (не-ЛПВП). Также в некоторых случаях высчитывается коэффициент атерогенности, численно равный отношению разности ОХ и холестерина ЛПВП к холестерину ЛПВП.

Помимо липидограммы для оценки риска развития сердечно-сосудистых заболеваний применяются также шкала SCORE и анализ наследственных факторов. Однако данные методы относятся к исследованию не отдельного пациента, а целой группы, что позволяет только выдвинуть предположение, но не сделать окончательный вывод о развитии патологических процессов сердечно-сосудистой системы в организме человека. Таким образом, составление липидного спектра крови является более информативным при выявлении патологий сердечно-сосудистой системы, в частности развившихся на фоне ожирения. В современном мире это представляет особый интерес, поскольку учеными разных стран уже доказано существенное влияние наличия ожирения на развитие осложнений Covid-19, сопровождающихся смертельным исходом в 9 раз чаще, чем у людей с нормальной массой. И, в первую очередь, это связано с отрицательным влиянием избыточной массы тела человека на органы сердечно-сосудистой системы, которые и подвергаются патологическим изменениям при попадании вируса в организм.

Библиографический список

1. 10 ведущих причин смерти в мире. – URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
2. Урясьев О.М., Панфилов Ю.А. Влияние ожирения на клинико-функциональные показатели и эффективность противоастматической

терапии у больных бронхиальной астмой // Наука молодых (Eruditio Juvenium). – 2013. – №4. – С. 81 – 90.

3. Калинин Р.Е., Сучков И.А., Климентова Э.А., Егоров А.А., Поваров В.О. Апоптоз в сосудистой патологии: настоящее и будущее // Российский медико-биологический вестник имени академика И.П. Павлова. – 2020. – Т.28. – №1. – С. 79-87.

4. Медицинская компания Инвитро. – URL: <https://www.invitro.ru/library/labdiagnostika/23932/>

5. Аронов Д.М., Лупанов В.П. Некоторые аспекты патогенеза атеросклероза // Атеросклероз и дислипидемии. – 2011. – №1(2). – С. 48-56.

6. Малявская С.И., Лебедев А.В. Особенности дислипидемий у детей и подростков г. Архангельска // Лечение и профилактика. – 2014. – №1(9). – С. 36-41.

7. Давыдов В.В., Медведев Д.В., Шодиев Д.Р., Некрасов М.С. Влияние нарушения светового режима на липидный обмен и функциональные показатели у интактных крыс и животных с алиментарным ожирением // Наука молодых (Eruditio Juvenium). – 2017. – №2. – С. 175-184.

УДК 615.835.5

УМНЫЕ ИНГАЛЯТОРЫ, ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ПРИ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЕ

К.А. Иевлева

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

В статье «умный» ингалятор – прибор предназначенный для контроля и соблюдения лекарственного режима, с электронным счетчиком доз. Представлены причины заболевания БА и описан способ работы ингалятора. Приведены преимущества и недостатки перед аналогами.

Ключевые слова: ингалятор, бронхиальная астма, пациент, болезнь.

Smart INHALERS, THEIR use IN BRONCHIAL ASTHMA

K.A. Ievleva

«South-Western state University», Kursk

In the article "smart" inhaler – a device designed for monitoring and compliance with the drug regime, with an electronic dose counter. The causes of BA disease are presented and the method of operation of the inhaler is described. Given the advantages and disadvantages of the industry.

Key words: inhaler, bronchial asthma, patient, disease.

Астма является хронической болезнью, которая периодически проявляет себя в виде приступов удушья и свистящих хрипов. По тяжести и частоте эти симптомы бывают разной степени. Интервал между двумя проявлениями астмы может составлять один час или один день. Чаще всего болезнь напоминает о себе во время физических нагрузок или ночью.

Основными причинами для развития бронхиальной астмы являются контакты с аллергенами и формирование повышенной чувствительности к ним [4,5].

Основными аллергенами в развитии астмы считаются:

- пыльцевые (пыльца растений и сорных трав),
- бытовые (пыль, клещи домашней пыли),
- лекарственные (салицилаты, антибиотики),
- грибковые (плесневые грибки),
- инфекционные.

Ингаляторы являются основным вариантом лечения астмы и, если принимать их правильно, будут эффективны для 90% пациентов. Однако на самом деле исследования показывают, что только около 50% пациентов контролируют свое состояние и до 94% не используют ингаляторы должным образом [2,3].

Используя существующие приложения, обратную связь с помощью текстовых сообщений и Email, пациенты могут больше узнавать о своей болезни и о том, как с ней лучше справляться. А врачи, в свою очередь, могут идентифицировать пациентов, кто нуждается в большей помощи для контроля заболевания, или более эффективно фокусироваться на пациентах из зоны риска.

Чтобы помочь больным астмой лучше управлять своим состоянием, были разработаны интеллектуальные ингаляторы с поддержкой Bluetooth.

К ингалятору прикреплено небольшое устройство, которое записывает дату и время каждой дозы и правильно ли она была введена. Затем эти данные отправляются на смартфоны пациентов, чтобы они могли отслеживать и контролировать свое состояние. Клинические испытания показали, что при использовании интеллектуального ингалятора использовалось меньше лекарств и было меньше дней без лекарств/

Вот лишь некоторые из способов, с помощью которых умный ингалятор может немного облегчить жизнь:

- Получение оповещения на вашем смартфоне, когда вы попадаете в зону с высокой пылью или высоким уровнем загрязнения, - помогая вам решить, следует ли ее избегать
- Помочь вам доказать врачу или медсестре, что вы регулярно принимаете ингалятор, чтобы они могли лучше понять, нужно ли менять ваш уход

Все эти плюсы имеют большое значение при определении того, полезно ли использование интеллектуального ингалятора для пациента. Повышение

мотивации и возможностей пациента по сравнению с собственным лечением, а также предоставление точных данных в реальном времени для клинициста может улучшить результаты в борьбе с астмой [1].

В то время как исследование действительно нашло больше минусов, чем плюсов для умных ингаляторов, большинство проблем связано с отсутствием понимания продукта. Если бы вопросы, касающиеся стоимости, технологии и простоты использования, были более понятными для пациентов и врачей, они могли бы стать более широко используемыми.

Надеемся, что в ближайшие несколько лет умные ингаляторы станут более обтекаемыми, и изломы будут проработаны. Всегда найдутся люди, которые не желают, чтобы за ними следили, или которые не разбираются в технологиях и, таким образом, избегают интеллектуальных устройств. Опять же, в этих случаях вернутся к тому, чтобы врачи будут полагаться на отчет пациента о соблюдении ими лекарств. Но для многих пациентов, которые уже используют интеллектуальные устройства, эти интеллектуальные ингаляторы могут оказаться ключевыми в улучшении контроля астмы.

Библиографический список

1. А.Тюрин, Н. Бронхиальная астма у детей / Н. А.Тюрин. - М.:Медицина, 2016.-234с.
2. Болотовский, Г. В. Бронхиальная астма / Г.В. Болотовский. - М.: Омега, 2014. - 176 с.
3. Федосеев, Г. Б. Бронхиальная астма / Г.Б. Федосеев, Г.П. Хлопотова. - М.: Медицина, 2014. - 276 с.
4. Чучалин А.Г. Рациональная фармакотерапия заболевания органов дыхания/А.Г Чучалин - М.:Литтерра. 2019.-110с.
5. Артёмченко Н.М. Распознавание состояния легких человека по издаваемому ими акустическому шуму //Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2015. № 2 (15). С. 94-98.

УДК 616-006

ПРИЧИНЫ РАЗВИТИЯ РАКОВЫХ КЛЕТОК В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА

К.А. Иевлева

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

В данной статье рассмотрим тему рака, вызванного различными факторами в повседневной жизни. Любой рак является результатом повреждения или генетических мутаций в нашей ДНК.

Ключевые слова: раковые клетки, рак, риск развития, ДНК.

CAUSES OF CANCER CELLS IN THE HUMAN BODY

K.A. Ievleva

«South-Western state University», Kursk

In this article, we will look at the topic of cancer caused by various factors in everyday life. Any cancer is the result of damage or genetic mutations in our DNA.

Key words: *cancer cells, cancer, risk of development, DNA.*

Рак – это злокачественная опухоль, которая растёт из внутренних тканей организма. Это заболевание названо именно так, потому что в 90% случаев заболеваний злокачественные выросты у больных напоминают клешню рака. В развитых странах 15–20% всех смертей связаны с заболеванием раком.

Изнурительный класс болезней распространяется по телу, как армия вторжения, поскольку токсичные клетки неуклонно растут в непослушные опухоли. Некоторые случаи рака находятся вне нашего контроля, обусловленные генетическими дефектами и предрасположенностью, передаваемыми из поколения в поколение, или вызванными генетическими изменениями, которые мы претерпеваем в течение всей нашей жизни.

Но мы также знаем, что вдыхание определенных веществ, употребление определенных продуктов и даже использование некоторых видов пластических операций повышает риск развития некоторых смертельных видов рака [1,2].

Вот некоторые известные канцерогены — возбудители рака и еще несколько вещей, на которые ученые нацелены как на главных подозреваемых:

➤ Ученые теперь знают, что употребление слишком большого количества сладкого может не только привести к диабету, но и активно повредить ваши клетки и увеличить риск развития рака.

➤ Любая еда, которая находится в пластиковой обертке, промышленно запечатанной и рассчитанной на несколько месяцев без порчи, может быть быстрым решением проблемы голода на ходу, но это также, вероятно, увеличивает риск развития рака.

➤ Хотя табачная промышленность пыталась скрыть это, мы уже много лет знаем, что табачный дым содержит по меньшей мере 70 вызывающих рак химических веществ.

➤ По данным фонда борьбы с раком кожи, люди, которые пользуются солярием до 35 лет, увеличивают риск развития меланомы на 75%.

➤ Копченое мясо с гриля может быть нежным и вкусным, но оно, вероятно, также увеличивает риск развития рака. Это связано с тем, что мышечное мясо содержит соединения, называемые гетероциклическими аминами и полициклическими ароматическими углеводородами

➤ Регулярное, тяжелое употребление алкоголя может увеличить риск развития нескольких различных видов рака, включая рак горла, печени, груди и толстой кишки.

➤ Дизельное топливо содержит более 30 компонентов, которые могут вызвать рак, сообщает Международное агентство по изучению рака.

➤ Популярная в Китае соленая рыба содержит большое количество нитратов и нитритов, известных канцерогенов у животных, которые также могут вызывать рак у человека. Химические соединения могут повредить ДНК, что приводит к раку головы и шеи.

➤ Женщины, которые рано начинают менструацию или позже вступают в менопаузу, могут иметь повышенный риск развития рака молочной железы, потому что они подвергаются воздействию большего количества эстрогена и прогестерона, вырабатываемых яичниками.

Существует и другие различные факторы возникновения и развития рака. Точную причину болезни установить не всегда возможно. Трудно определить, на каком этапе механизмы повреждения стали преобладать над защитой.

Любые несвойственные для здорового организма симптомы не должны игнорироваться, и требуют обязательного исследования. Очень важно знать, что своевременная диагностика рака именно в тот момент, когда он появился, позволяет предотвратить губительные последствия для жизни больного и продлить срок выживаемости. В этой связи, обязательной процедурой для каждого человека должно стать ежегодное обследование с помощью различных методик и анализов, после которых подбирается необходимый метод лечения [3].

Библиографический список

1. Елисеева О. И., Алексеева Е. В. Лечение хронических и онкологических заболеваний. Происхождение рака. Новое в; ИГ "Весь" - М., 2015. - 761 с.
2. Елисеева О. И., Алексеева Е. В. Лечение хронических и онкологических заболеваний. Происхождение рака. Практика очищения и восстановления организма. Энциклопедия распознавания диагнозов. В 2 томах (комплект из 5 книг); ИГ "Весь" - М., 2015. - 392 с.
3. Булычев Н. Победить рак; Геликон Плюс - М., 2016. - 591 с.

УДК 616-71

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ НА ПРИМЕРЕ РАБОЧЕГО МЕСТА ВРАЧА РЕВМАТОЛОГА

А.Н. Севодина, О.А. Павлова

Тамбовский государственный технический университет, Россия, г. Тамбов

В данной статье рассмотрена система управления на основе системы принятия решения врача ревматолога. Спроектирована система управления с диагностической и лечебной подсистемами. Разработан и рассмотрен алгоритм работы системы поддержки принятия решения врача.

Ключевые слова: управление, биотехнические системы, СППР, ревматолог.

DEVELOPMENT OF A MANAGEMENT SYSTEM BASED ON THE EXAMPLE OF A RHEUMATOLOGIST'S WORKPLACE

A.N.Sevodina, O.A.Pavlova

Tambov State Technical University, Russia, Tambov

This article discusses the management system based on the decision-making system of a rheumatologist. A control system with diagnostic and therapeutic subsystems was designed. The algorithm of the doctor's decision support system is developed and considered.

Keywords: management, biotechnical systems, DSS, rheumatologist.

Биотехнические системы медицинского назначения являются неотъемлемой частью современной медицины [1-3]. Они помогают не только контролировать процессы и состояние организма, но во многом помогают управлять и стабилизировать эти состояния.

Существует большое количество заболеваний со схожей этиологией и симптоматикой. В условиях ограниченности времени и средств врачу необходима система, которая будет в значительной степени оптимальна для получения клинических данных, интерпретации этих данных, а так же поддержки принятия решений при назначении терапевтических средств.

Ревматоидный артрит – аутоиммунное заболевание суставных тканей, сопровождающееся воспалительным процессом и разрушением синовиальных суставов с деградацией хряща и кости.

Диагностика ревматоидного артрита включает в себя методы медицинской визуализации и лабораторные методы.

Все данные диагностики проходят через СППР врача и интерпретируются там. Результаты поступают к врачу, который на основе этих данных и своего опыта ставит диагноз.

Рассмотрим более подробно систему данного типа (рис.1).

Ревматоидный артрит является воспалительным заболеванием. Лабораторная картина данного заболевания сопровождается повышением

скорости оседания эритроцитов (СОЭ), концентрации фибриногена и С-реактивного белка (СРБ), уровня белковых фракций. Иммуноглобулины класса IgM ревматоидного фактора повышены в связи с быстрым разрушением суставов.

Таким образом, исходя из лабораторных показателей, наша БТС должна включать в себя: гематологические анализатор с подсчетом лейкоцитарной формулы и СОЭ, биохимический анализатор, анализатор мочи, иммунохимический анализатор.

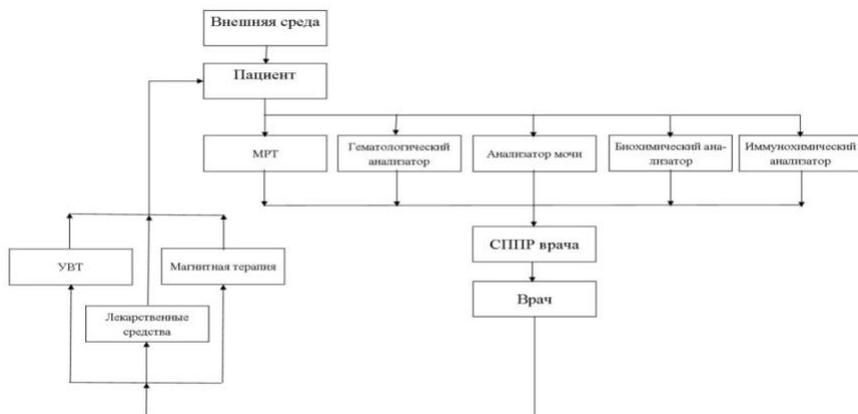


Рис. 1 – Структурная схема БТС лечебного воздействия на примере ревматоидного артрита

При диагностике ревматоидного артрита большое значение имеет визуализация пораженного сустава. Этого достигают, прибегая к различным методам медицинской визуализации – МРТ, УЗИ, КТ, рентген.

Таким образом, БТС должна содержать, помимо лабораторного оборудования, так же технические средства медицинской визуализации, например МРТ.

Рассмотрим подсистему лечебного воздействия, которая осуществляет регулирующее воздействие на пациента. В эту систему включены консервативные методы лечения лекарственными препаратами. Но помимо них, ревматологи назначают физиотерапию для снятия симптомов ревматоидного артрита и восстановления функциональных возможностей пациента.

Таким образом, подсистема лечебного воздействия будет включать в себя такие технические средства как аппарат УВТ, аппарат магнитной терапии.

Система поддержки принятия решения врача представляет собой программное обеспечение, основанное на статистических данных, базах

медицинских знаний, принципах нечеткой логики [1-3]. В основе лежит алгоритм принятия решения.

Алгоритм принятия решений (рис. 2) включает в себя несколько блоков. На первом этапе происходит ввод данных, получаемых врачом от пациента. Например, сюда включаются показатели клинического анализа крови, результаты магнитно-резонансной томографии и т.д.

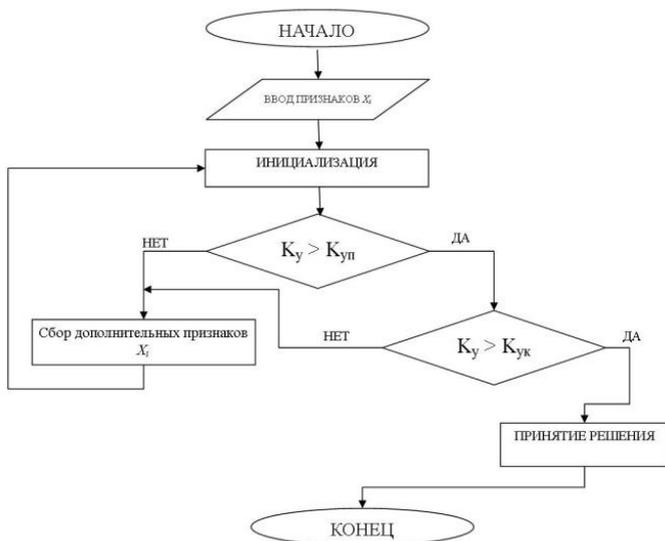


Рис. 2 – Алгоритм СПДР врача

На втором этапе происходит инициализация этих данных. Для этого происходит составление таблицы связей, которая составляется на основе признаков и соответствующих им заболеваний. Путем последовательного считывания информации, происходит определение области возможных патологий. После этого происходит расчет коэффициента уверенности в принятом решении K_y .

На третьем этапе происходит сравнение полученного коэффициента уверенности с пороговым значением K_{yp} . Если коэффициент уверенности больше порогового значения, то происходит проверка достижимости уверенности $K_{ук}$, на основе сравнения с классификационным пороговым значением. Если Коэффициент уверенности больше, то решение является принятым и происходит выход из алгоритма.

Если коэффициент уверенности меньше порогового, то происходит переход к сбору дополнительной информации по признакам x_i , что позволяет увеличить количество данных, сформировав дополнительные признаки и

расширив область принятия решения, либо увеличить вес коэффициента уверенности.

Таким образом, благодаря введению СППР врача и расширению возможностей лечебных воздействий, мы получаем более эффективную биотехническую систему.

Библиографический список

1. Синдеев С.В., Фролов С.В., Потлов А.Ю. Система поддержки принятия решений врача при оценке предоперационного состояния больных с острыми нарушениями мозгового кровообращения // Вестник ТГТУ. - 2017. - Том 23, № 4. - с. 581-588.
2. Фролов С.В., Лядов М.А., Комарова И.А., Остапенко О.А. Современные тенденции развития медицинских информационных систем мониторинга // Вопросы современной науки и практики. Университет им. В.И. Вернадского. – 2013. – №2(46). – С.66-75.
3. Фролова М.С., Фролов С.В., Толстухин И.А. Системы поддержки принятия решений для задач оснащения лечебных учреждений медицинской техникой // Вопросы современной науки и практики. Университет им. В.И. Вернадского. – 2014. – Специальный выпуск 52. – С. 106-111.

УДК 612.087.

СРЕДСТВО КОНТРОЛЯ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ ПРОЦЕДУР ДЛЯ ПАЦИЕНТОВ, ПЕРЕНЁСШИХ ИНСУЛЬТ

А.А. Комаров, Н.А. Сержантова

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет»,
г. Пенза

Предложено средство контроля реабилитационных процедур для пациентов, перенёсших инсульт. С помощью модуля конфигурирования, происходит обработка данных и в зависимости от состояния составляется индивидуальный набор рекомендаций для процесса реабилитации.

Ключевые слова: инсульт, средство контроля, реабилитация, структурная схема.

REHABILITATION PROCEDURES MONITOR FOR STROKE PATIENTS

A.A. Komarov, N.A. Sergeantova

Penza State Technological University, Penza

A tool for monitoring rehabilitation procedures for stroke patients is proposed. With the help of the configuration module, data is processed and, depending on the state, an individual set of recommendations for the rehabilitation process is drawn up.

Key words: stroke, control means, rehabilitation, structural diagram.

В современном мире проблема инсульта стоит далеко не на последнем месте, это серьёзное заболевание создаёт трудности как в медицинской, так и в социальной сферах. По данным Всемирной организации здравоохранения, ежегодно во всем мире от инсульта страдают 15 миллионов человек [1]. Из них 5 миллионов умирают, а еще 5 миллионов остаются инвалидами. В России каждый год затрагивает более 450 тысяч человек, смертность составляет примерно 31,8 % [2]. Актуальность этой проблеме добавляет тот факт, что с каждым годом инсульт всё молодеет и молодеет.

После инсульта пациент обязательно должен пройти реабилитацию, так как последствия этой патологии могут быть серьёзными. У каждого человека, перенёвшего инсульт, процесс реабилитации проходит по-своему, следовательно, в каждом конкретном случае план лечебно-восстановительных процедур должен составляться индивидуально.

Целью исследования является разработка средства контроля для обеспечения индивидуального подхода к созданию плана реабилитации после инсульта. Из-за разнообразия форм, локализаций степеней поражения и т.д., реабилитационные мероприятия для разных пациентов могут значительно отличаться. Реабилитация не ограничивается лечебным учреждением, и при выписке пациент должен продолжать занятия ЛФК, принимать лекарства и выполнять другие рекомендации врача. Контроль за правильностью выполнения назначений врача ложится на родственников, сиделок и т.д. Поэтому целесообразно разработать автоматизированное средство, которое, с одной стороны, облегчит врачам процесс выдачи рекомендаций, а с другой стороны будет координировать действия лиц, осуществляющих уход за пациентом, перенесшим инсульт [3].

Для повышения эффективности реабилитационных процедур предлагается разработать средство реабилитации, включающее модуль конфигурирования, обеспечивающий индивидуальную настройку разделов дневника контроля для конкретного пациента. Была разработана структура средства контроля реабилитации (рисунок 1).

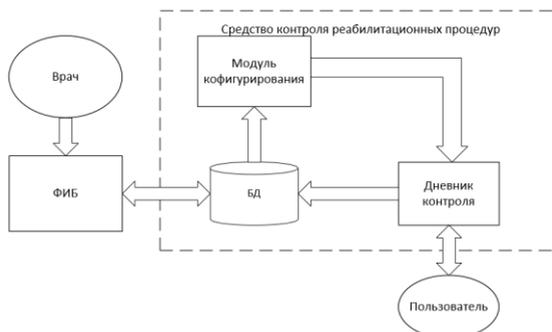


Рис. 1 – Структурная схема средства контроля реабилитационных процедур

В данной схеме врач при выписке пациента из лечебного учреждения формулирует рекомендации по проведению поддерживающих процедур в домашних условиях. При этом он опирается на данные из формализованной истории болезни, данные из базы. Рекомендации врача сохраняются в базе данных и обрабатываются блоком «Модуль конфигурирования». Модуль интерпретирует полученные данные для каждого пациента и формирует формы и рекомендации, которые будут отображаться в блоке «Дневник контроля».

Модуль конфигурирования позволит упростить и автоматизировать настройку дневника контроля, регулируя содержание, объем и форму представления рекомендаций. Фактически, работая с модулем, врач не только заносит сведения о рекомендациях по процедурам в базу и формализованную историю болезни, но и, одновременно с этим, активизирует составляющие приложения, контролирующего процесс восстановления пациента в домашних условиях, настраивает их индивидуально для конкретного пациента.

В блоке «Дневник контроля» пользователь (родственник пациента, социальный работник или сам пациент) вносит информацию о выполнении рекомендаций врача, особенностях восстановления, динамике мониторируемых показателей и т.п. Эта информация поступает обратно в базу данных, и врач может использовать ее при повторной реабилитации в лечебном учреждении, для коррекции терапии и иных целей.

Таким образом, данное средство контроля позволит составить план реабилитации исходя из состояния пациента таким образом, чтобы за ним смог ухаживать родственник или социальный работник. Также благодаря блоку «Дневник контроля» врач сможет видеть динамику проходящей реабилитации и в случае необходимости корректировать план.

Библиографический список

1. Stroke Statistics [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.strokecenter.org/patients/about-stroke/stroke-statistics/> (Дата обращения: 20.10.2020).
2. Статистика инсульта [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://szgmu.ru/rus/m/457/> (Дата обращения: 20.10.2020).
3. Шмонин А. А. Осложнения церебрального инсульта. Тактика ведения. – Пятигорск: Изд-во «Москва», 2017.

РАЗРАБОТКА СРЕДСТВА АВТОМАТИЗАЦИИ ВЫЯВЛЕНИЯ СИНДРОМОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Д.Ю. Крутяков, Н.А. Сержантова

Пензенский государственный технологический университет, г. Пенза

Предложена структура программного средства для автоматизации процесса выявления синдромов сердечно-сосудистых заболеваний. Описан принцип дифференциальной диагностики, основанный на расчёте суммы баллов, для каждого синдрома с последующей оценкой вероятности наличия заболевания

Ключевые слова: синдром, симптом, структура, средство, автоматизация, балл.

DEVELOPMENT OF A TOOL FOR AUTOMATING DETECTION OF CARDIOVASCULAR DISEASE SYNDROMES

D.Y. Krutyakov, N.A. Serzheantova.

Penza State Technological University, Penza

The structure of a software tool for automating the process of identifying syndromes of cardiovascular diseases is proposed. The principle of differential diagnosis based on the calculation of the sum of points for each syndrome is described, followed by an assessment of the probability of the presence of the disease.

Key words: syndrome, symptom, structure, means, automation, score.

Сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти в Российской Федерации (РФ), на долю сердечного приступа и инсульта приходится около трети всех случаев смерти в РФ. Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) также являются основной причиной инвалидности, причем более 4 миллионов человек сообщили о связанной инвалидности в РФ.

Для большинства людей, первичная медицинской помощь играет важнейшую роль в выявлении и управлении факторами риска для первичной профилактики ССЗ [1]. На рынке существуют большое количество различных систем автоматизации медицинской деятельности от самых простых которые позволяют упростить заполнение данных о пациенте, до самых сложных систем анализа и выявления рисков сердечно сосудистых заболеваний. Но ни одна из этих систем не может в полной мере выявить и правильно определить синдром ССЗ [2].

Для выявления синдромов ССЗ предлагается использовать один из методов вычислительной диагностики, а именно балльный метод исследования. Его особенность заключается в том, что дифференциальный диагноз ставится на основе суммы баллов. Балл (вес) симптома для

соответствующего диагноза определяется заранее и, как правило, является мнением врача о важности того или иного симптома для данного диагноза. Подобные методы также называют матричными, или табличными, алгоритмами с оценкой веса симптомов [3]. На основе балльного метода вычислительной диагностики авторами разрабатывается автоматизированное средство, которое должно выдавать заключение о подозрении на то или иное ССЗ и оценивать степень его выраженности у человека.

Разрабатываемое средство имеет структуру, представленную на рисунке 1:

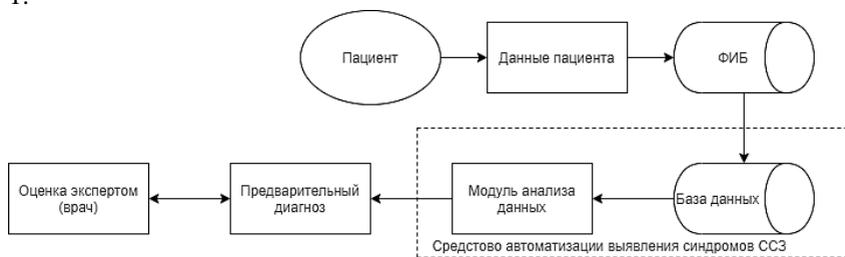


Рис. 1 – Структура автоматизированного программного средства для выявления синдромов ССЗ

В синдромальной диагностике симптомы имеют разную важность. Это влечёт за собой необходимость присваивания различным симптомам разные баллы, так как если присваивать каждому симптому по 1 баллу, нельзя будет сказать о степени выраженности синдрома заболевания у человека, а только о его наличии. Для решения такой проблемы предлагается количественно определять вес симптома в зависимости от его опасности для здоровья человека. В частности, предлагается, что при наличии различных общих симптомов, характерных для большинства известных синдромов ССЗ, будут присваиваться баллы 1-4, а различным симптомам, относящимся к синдромам, будут присваиваться баллы 5-9. Если у пациента симптом не выявлен, присваивается 0 баллов.

Таким образом, тщательный анализ симптомов ССЗ характерных для того или иного синдрома позволит подобрать пороговые значения, которые будут использоваться при программировании средства автоматизации процесса предварительной диагностики. А автоматизированное средство работающие согласно приведенной структуре позволит повысить качество дифференциальной диагностики ССЗ.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения: официальный сайт. – URL: https://www.who.int/cardiovascular_diseases/ru/ (дата обращения: 29.10.2020). – Текст: электронный.

2. Программные решения для автоматизации бизнеса: сайт. – URL: <https://www.smartforge.ru/automation/medical/> (дата обращения: 29.10.2020). – Текст: электронный.
3. Смородов А.В. Методы и алгоритмы вычислительной диагностики : учебное пособие / А.В. Смородов, И.Н. Спиридонов – Москва : Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана

УДК 615.47

АНАЛИЗ МЕТОДА ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ

А.Ю. Ямановская

Научный руководитель – Лежнина И.А., кандидат технических наук, доцент
Отделения электронной инженерии
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет», г. Томск

В данной работе представлен литературный обзор электрохирургических методов. Описаны основные виды воздействий, используемые физические законы, достоинства и недостатки метода. Приведены примеры электрохирургических систем и способов снижения типовых рисков.

Ключевые слова: электрохирургия, электрокоагуляция, высокочастотная радиоволновая хирургия, электрод пациента, аргоноплазменная коагуляция

ANALYSIS OF HIGH FREQUENCY ELECTROSURGERY METHOD

A.U. Yamanovskaya

Science supervisor – Lezhnina I.A., PhD, Associate Professor of Division for
Electronic Engineering
National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk

This article briefly provides a literature review of electrosurgery methods. There are described basic physics of the processes, principal impacts and method essence. Also, distinctive features, advantages and hazards are explained.

Key words: electrosurgery, coagulation, bipolar, monopolar, patient electrode

За последние три десятилетия методы высокочастотной электрохирургии (ВЧЭХ) вошли в общемировую практику. Электрокоагуляцию, как наиболее распространенный метод, применяют для реза или гемостаза в абдоминальной хирургии [1], гинекологии, косметологии, пластической хирургии [2], офтальмологии [3], отоларингологии [4] и других.

Сущность методов ВЧЭХ заключается в нагреве контактной площадки до температуры, при которой в тканях происходят процессы коагуляции и/или vaporизации. Основным отличием от традиционного прижигания является

использование выделения тепловой энергии непосредственно в самой ткани под действием токов высокой частоты [5].

В связи с технологическим прогрессом в 1968 году в производство запустили аппарат для электрохирургии высокой частоты (ЭХВЧ) с новым типом транзисторного генератора, который имел меньшую массу, габариты, потребляемую мощность и стоимость, чем первая модель в 1927 году [6].

В своей работе Зулпукарова А.З. среди преимуществ метода электрокоагуляции отмечает отсутствие необходимости оставлять в тканях инородное тело, снижение кровопотери при резе, уменьшение длительности операции и относительную простоту эксплуатации [6]. Также важно отметить косметический эффект и сокращенное время постоперационного восстановления после рассечения тканей высокочастотным током. Методы ЭХВЧ сравнимы по простоте использования с ультразвуковой хирургией, однако имеют более низкую стоимость [7]. Для проведения рассечения и коагуляции не требуется смена электрохирургического инструмента. В отличие от лазерной хирургии, возможно избежать формирования глубокого абляционного кратера и техника безопасности не подразумевает дополнительные защитные средства для хирургической бригады.

Основным физическим выражением действия тока на ткань является плотность тока J , А/м². По закону Джоуля-Ленца повышение локальной температуры находится в зависимости от J^2 (при постоянной площади), поэтому между активным электродом хирурга и местом контакта проектируют большую плотность тока. Типовым выходным сигналом ЭХВЧ-аппарата является переменный ток, пачки прямоугольных импульсов с заданной паузой между пачками. У типового сигнала режима «резание» высокое действующее значение и минимальная пауза. Для коагуляции используется сигнал с более высокой амплитудой и большой паузой.

При повышении локальной температуры выделяют стадии: обратимая коагуляция (с появлением отеков), необратимая (денатурация внутриклеточных белков при 60°C) и vaporization (взрыв клеток при 100°C). Чем выше температура, тем меньшую силу реза нужно прикладывать. По достижении температуры карбонизации 150°C на электроде образуется пригар, что снижает эффективность энергопередачи. Отмершая ткань может прилипнуть к инструменту и возобновить кровотечение. Использование антипригарного материала, такого как частично стабилизированный диоксид циркония, или покрытия частично устраняет данную проблему [8].

По виду цепи различают монополярный и биполярный метод ВЧЭХ. Для замыкания пути тока в биполярной электрохирургии обычно используется инструмент типа «пинцет», где оба вывода генератора подключены к рабочим электродам. В монополярной электрохирургии сигнал рассеивается от активного на нейтральный электрод, плотно прикрепленный к телу пациента. Площадь «электрода пациента» обычно на несколько порядков больше контактной площади активного электрода. Одним из монополярных

методов электрохирургии является аргоноплазменная коагуляция, где ток высокой частоты подается на ткань потоком ионизированной аргоновой плазмы.

Для предотвращения прохождения тока по непредвиденным путям используется изолированная электрохирургическая система, где цепь пациента гальванически развязана с сетью [9]. Ранее использовалась заземленная система, где электрод пациента был подключен к заземленному корпусу генератора. Среди недостатков работы с ЭХВЧ аппаратами выделяют появление испарений и дыма с характерным запахом. В исследовании Hui Y. и Yan J. было установлено, что предельная концентрация дыма может превышать нормы при регулярном проведении операций в помещении [10]. Также наиболее распространенной травмой при электрохирургическом вмешательстве является ожог от нейтрального электрода. Наиболее надежным на данный момент является мониторируемый двухсекционный электрод пациента с эквипотенциальным кольцом.

Таким образом, электрохирургия – развивающаяся область электротехники, где актуально внедрение новых разработок и предложений по модификации аппаратной части (инструментов, генератора) или усовершенствованию алгоритмов управления. Электрокоагуляция получила широкое распространение, поскольку имеет ряд преимуществ перед ультразвуковой, лазерной и холодной хирургией и может быть использована в комбинации, как вспомогательный метод для гемостаза или сварки тканей.

Библиографический список

1. Шульга А.Ф., Стекольников А.А., Богатков Н.Д., Суворов И.И., Рамазанов Р.Б., Протасов А.А., Ребров А.А., Ветошкин В.А., Камалова В.Ф. Оценка методов эндоскопического гемостаза в лечении язвенных гастродуоденальных кровотечений // *Здоровье – основа человеческого потенциала: проблемы и пути их решения*. 2018. №1;
2. Gentile R. D. Evaluating, Purchasing, and Incorporating High-Tech Equipment into a Facial Plastic Surgery Practice // *Facial plastic surgery clinics of North America*. – 2020. – Т. 28. – №. 4. – С. 443-450;
3. Филатова И. А., Кондратьева Ю. П. Эффективность применения методики радиоволновой хирургии в амбулаторной офтальмохирургии // *Российский офтальмологический журнал*. – 2019. – Т. 12. – №. 4. – С. 70-76;
4. Красножен В. Н. Радиоволновая хирургия в оториноларингологии // *Медицинский совет*. – 2016. – №. 6;
5. Gallagher K., Dhinsa B., Miles J. *Electrosurgery* // *Surgery (Oxford)*. – 2011. – Т. 29. – №. 2. – С. 70-72;
6. Зулпукарова А. З. К ВОПРОСУ О НЕОБХОДИМОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ ЛЕЧЕНИЯ // *Синергия Наук*. – 2018. – №. 19. – С. 1066-1080;

7. Arvind N. K. et al. Contemporary use of ultrasonic versus standard electrosurgical dissection in laparoscopic nephrectomy: Safety, efficacy and cost //Arab journal of urology. – 2018. – Т. 16. – №. 3. – С. 335-341;
8. Пахлеваян В.Г., Колесников С.А. Электрокоагуляционный гемостаз, преимущества и недостатки // Научные ведомости БелГУ. Серия: Медицина. Фармация. 2016. №5 (226);
9. Давыдова С. В., Федоров А. Г. Оперативная эндоскопия, хирургические энергии: электрокоагуляция, аргоноплазменная коагуляция //Радиоволновая хирургия, эндоклипирование. М., РУДН. – 2008. – Т. 102;
10. Hui Y., Yan J. Effect of electrosurgery in the operating room on surgeons' blood indices: a simulation model and experiment on rabbits //Journal of International Medical Research. – 2018. – Т. 46. – №. 12. – С. 5245-5256.

УДК 615.847.8

СИСТЕМОТЕХНИЧЕСКОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ

А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина

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

В данной работе рассмотрен метод магнитотерапии применительно к реабилитации пациентов после перенесенного инсульта. Предложен вариант построения структурной схемы магнитотерапевтической системы.

Ключевые слова: реабилитация, магнитотерапия, инсульт, датчик Холла, магнитное поле.

SYSTEM ENGINEERING DESIGN OF A MAGNETOTHERAPY SYSTEM FOR REHABILITATION

A.R. Gabdrakhmanova, M.M. Tyurina

Kazan national research technical university named after A.N. Tupolev, Kazan

In this paper the method of magnetic therapy is considered as applied to the rehabilitation of patients after a stroke. A variant of constructing a structural diagram of a magnetotherapy system is proposed.

Key words: rehabilitation, magnetic therapy, stroke, Hall sensor, magnetic field.

Магнитотерапия – группа методов физиотерапии, основывающихся на применении магнитного поля. Магнитотерапия относится к числу наиболее современных и перспективных методов физиотерапии. Она заключается в применении в лечебных и профилактических целях переменных и постоянных импульсных магнитных полей низкой частоты, а также

постоянных непрерывных магнитных полей различной мощности и конфигурации. Ткань организма под воздействием магнитных полей не намагничивается, но некоторые ее составляющие (вода, форменные элементы крови) насыщаются электрическими токами, за счет чего их физико-химические свойства начинают меняться.

В основе физиологического и лечебного действия магнитных полей лежит эффект наведения индукционных токов в токопроводящих средах организма, а также магнитомеханическое воздействие на биоэлектрические процессы, преимущественно в нервных и мышечных клетках [1]. В результате воздействия магнитного поля усиливаются тормозные процессы в центральной нервной системе. Воздействие магнитного поля на систему кровообращения приводит к улучшению реологических свойств крови, снижает тонус сосудов, улучшает периферический кровоток, снижает повышенное артериальное давление.

Вышеуказанные свойства магнитотерапии подтверждают возможность применения данной процедуры в период реабилитации пациентов после перенесенного инсульта. Инсульт является острой социально-медицинской проблемой нынешней медицины, поскольку в большинстве случаев становится основной причиной инвалидизации населения. Очень часто пациенты нуждаются в длительной реабилитации для того, чтобы восстановить утраченные физиологические функции организма (двигательные, речевые, зрительные, когнитивные и другие).

Эффективность лечебного воздействия магнитным полем [2] подтверждают необходимость разработки и оптимизации аппаратов для реабилитации после перенесенного инсульта методом магнитотерапии. Транскраниальная методика в постинсультный период подразумевает воздействие на ткани головного мозга, поэтому очень важно правильно выбрать параметры магнитного поля и дозировку воздействия. Даже очень малое отклонение от этих параметров может привести к нежелательным последствиям и ухудшению состояния пациента. Следовательно, устройства для магнитотерапии в обязательном порядке должны иметь встроенный канал контроля режимных параметров магнитного поля.

Анализ существующих магнитотерапевтических приборов и устройств показал, что основными тенденциями в разработке их схемотехнических решений являются: повышение эффективности магнитотерапевтической процедуры лечения; расширение диапазона характеристик импульсного магнитного потока; уменьшение габаритов и стоимости [3].

В работе предлагается вариант структурного построения магнитотерапевтической системы, представленный на рисунке 1. Система содержит двухполупериодный выпрямитель, катушки-индукторы, блок управления катушками-индукторами, микроконтроллер, компаратор, источник питания низковольтных цепей (ИПНЦ), блок переключения режимов, блок световой индикации (СОИ), устройство защиты.

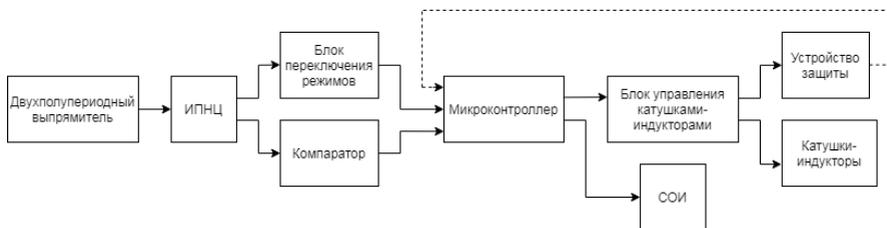


Рис. 1 – Обобщенная структурная схема магнитотерапевтической системы, используемая при решении задач системотехнического проектирования

Вход двухполупериодного выпрямителя предназначен для соединения со стандартной питающей сетью. Напряжение с выхода двухполупериодного выпрямителя через источник питания низковольтных цепей (ИПНЦ) поступает на вход компаратора. При достижении порогового напряжения сигнал с выхода компаратора поступает на вход микроконтроллера, который фиксирует переключение компаратора из состояния логического «0» в состояние логической «1» и формирует сигналы управления с выходов микроконтроллера через блок управления катушками-индукторами на концы обмоток катушек-индукторов в соответствии с режимами работы. При этом блок управления катушками-индукторами обеспечивает преобразование сигналов управления с микроконтроллера на катушки-индукторы.

Устройство защиты представляет собой канал контроля параметров магнитного поля. Измерение величины магнитной индукции проводится с помощью датчика Холла. Датчик Холла используется как готовый модуль, в который входят: полупроводниковой прямоугольной пластинки, к которой присоединены четыре электрических вывода. Исходя из технических требований, предъявляемых к параметрам магнитного поля, был выбран линейный датчик SS496A компании Honeywell, характеристики которого оптимальны для измерения магнитной индукции в необходимом диапазоне до 84 мТл. Датчик меняет свое выходное напряжение в зависимости от величины проходящего через него магнитного поля [4]. Так как данный датчик имеет встроенный усилитель, образовавшийся сигнал не нуждается в дополнительном усилении. Далее аналоговый сигнал поступает на микроконтроллер PIC16F877, преобразуется в цифровой код и далее отображается на жидкокристаллическом индикаторе LM016L.

Таким образом, введение канала контроля параметров магнитного поля в структуру магнитотерапевтической системы реабилитации пациентов в постинсультный период позволит контролировать величину магнитной индукции при воздействии магнитным полем на ткани головного мозга, позволит своевременно корректировать процесс реабилитации, увеличить ее

эффективность, соответственно, уменьшить длительность реабилитационного периода.

Библиографический список

1. Беркутов А.М., Жулев В.И., Кураев Г.А. Системы комплексной электромагнитотерапии // М.: Лаборатория базовых знаний. БИНОМ, 2000. С. 289-293.
2. Пономаренко Г.Н. Транскраниальная магнитотерапия / Г.Н. Пономаренко, Н.В. Болотова, Ю.М. Райгородский. – СПб.: Человек, 2016. С.15-16.
3. Патент РФ № 2690993 С1, МПК А61N 2/02. Аппарат магнитотерапевтический. Опубликовано: 07.06.2019, Бюл. № 16.
4. Габдрахманова А.Р., Тюрина М.М. Особенности применения магнитотерапии при реабилитации после инсульта // Сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец. «Биомедсистемы-2019». – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2019. С. 134-136.

УДК 615.47:616-072.7

**РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЧЕСКОГО ТИТРАТОРА
МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

М.С. Белова, Д.С. Шевченко

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

Представлен разработанный автоматический титратор медицинского назначения; структурная схема, описаны основные узлы устройства, характеристики прибора.

Ключевые слова: *титратор, дозатор, физиологический раствор, автоматизация процесса, внутрибольничные аптеки.*

DEVELOPMENT OF AN AUTOMATIC MEDICAL TITRATOR

M.S. Belova, D.S. Shevchenko

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

The developed automatic titrator for medical purposes is presented; block diagram, the main units of the device, the characteristics of the device are described.

Key words: *titrator, dispenser, physiological solution, process automation, pharmacies.*

Современные медицинские учреждения в России используют в качестве источника лекарственных средств (ЛС) либо ЛС, произведенные в условиях промышленности, либо ЛС, производимые внутрибольничными аптеками. Среди лекарственных средств, производимых в условиях внутрибольничных аптек, наиболее обширную область занимают инфузионные растворы (ИР). Внутрибольничная заготовка представляет собой аптечное изготовление и обеспечивает практически половину всего объема ИР. В связи с тем, что процесс приготовления растворов аптеками не автоматизирован, он требует значительных временных затрат, а также наличия медицинского персонала, занимающегося приготовлением растворов и их контролем [1].

По данным статьи растворы, приготовленные внутрибольничными аптеками, имеют стоимость на 30% меньше, чем аналогичный раствор, приготовленный на массовом производстве. Таким образом, медицинским учреждениям выгодно производить ЛС самостоятельно, нежели осуществлять закупку производственных ИР. Однако, техническое оснащение современных внутрибольничных аптек, занимающихся приготовлением ЛС, требует обновления [2]. Морально и физически устаревшее оборудование, используемое для приготовления растворов и других лекарственных средств, затрудняет процесс и делает его малоэффективным [3]. Одной из перспектив развития данной отрасли является создание технических средств, которые бы позволили автоматизировать процесс приготовления растворов. На современном рынке не представлены компактные аппараты, предназначенные для приготовления растворов, которые можно было бы использовать в условиях медицинских учреждений.

В рамках данной научно-исследовательской работы был разработан автоматический титратор медицинского назначения, который позволяет готовить инфузионные растворы в заданном оператором режиме. На рисунке 1 представлена структурная схема разработанного устройства.

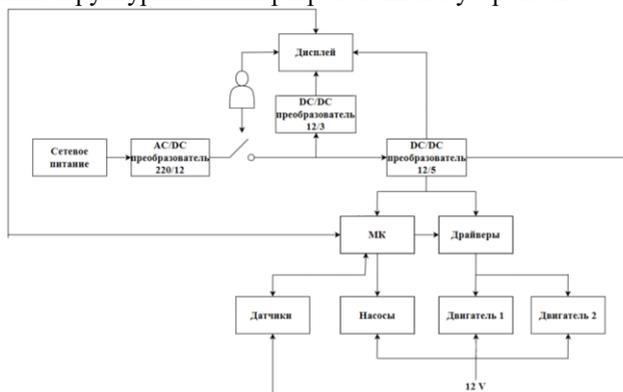


Рис.1 – Структурная схема разработанного устройства

В качестве управляющего элемента выступает микроконтроллер семейства AVR – ATmega2560, производство Microchip. Благодаря использованию этой микросхемы в составе устройство можно реализовать управление периферийными устройствами, производить вычисления, хранить и обрабатывать данные.

Оператор может управлять работой устройства при помощи предусмотренного жидкокристаллического сенсорного экрана высокого разрешения. Разработанный эргономичный графический интерфейс пользователя позволяет оператору задавать исходные компоненты инфузионного раствора, выбирать концентрации для этих компонентов, выбирать объем приготавливаемого раствора. Помимо ввода информации дисплей выступает в роли устройства для вывода информации – вывода команд для оператора, а также результатов работы датчиков.

Для обеспечения движений отдельных элементов устройства в структуре предусмотрено использование шаговых двигателей. Для подключения шагового двигателя к МК используется электронное устройство – драйвер шагового двигателя. Данный элемент на основе цифровых сигналов управления, подаваемых с МК, управляет обмотками шагового двигателя заданным образом, тем самым обеспечивая его вращение. Для обеспечения накачивания компонентов раствора используются перистальтические насосы. Благодаря использованию перистальтического 37 насоса можно обеспечить прокачивание необходимого количества растворов с точностью до 0,1 мл.

В структуре разрабатываемого автоматического титратора медицинского назначения предусмотрено использование ряда датчиков: датчик температуры, кислотности раствора и оптической плотности.

Датчик температуры необходим для контроля температуры, при которой происходит процесс смешивания растворов.

При приготовлении ЛС в условиях больничных аптек и других медицинских организаций, занимающихся приготовлением стерильных растворов и других ЛС, после процесса растворения провизор-аналитик обязан произвести измерение кислотности полученных растворов и записать полученные данные в журнал. При помощи использования датчика кислотности производится автоматизация процесса измерения pH полученного раствора, что позволяет сократить трудовые ресурсы, затрачиваемые на приготовление растворов медицинского назначения.

Для контроля приготовленных растворов в структуре автоматического титратора медицинского назначения предусмотрено использование датчика оптической плотности. Благодаря наличию датчика оптической плотности, провизор-аналитик может зафиксировать концентрацию каждого из составляющих компонентов раствора. Расчет концентрации происходит автоматически, полученные данные выводятся на экран для дальнейшего использования их оператором.

В результате работы над проектом были разработаны отдельные узлы

устройства, подобрана элементная база, разработана принципиальная схема устройства и ком для управляющего микроконтроллера. Также был разработан концепт корпуса устройства, который имеет ряд преимуществ: корпус малогабаритный и модульный, что делает устройство компактным и универсальным.

Библиографический список

1. Булатов А.Е. Производство инфузий в России: опасная «игра» по разным правилам // Ремедиум. 2010, вып. (№) 10. С. 43–50.
2. Пономарева Е.А., Тюренков И.Н. Реалии аптечного изготовления лекарственных средств // Ремедиум. 2010, вып. (№) 11. С. 47–48.
3. Изготовление стерильных растворов в аптеках: современное отечественное оборудование / Ю.В. Мирошенко, С.З. Умаров, М.М. Губин и др. // Новая аптека. Эффективное управление. 2009, вып. (№) 3. С. 52–54.

УДК 535.361.2

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

В.О. Черешнев

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

Представлен результат НИОКР, в ходе которой создано устройство для регистрации двигательной активности человека, а также программный комплекс, производящий обработку и анализ данных с целью оценки тремора, фаз сна, количества движений, регистрации эпилепсии и прочих приступов.

Ключевые слова: *двигательная активность, биомедицинская диагностика, неврология.*

DEVELOPMENT OF THE SOFTWARE AND HARDWARE COMPLEX FOR REGISTRATION AND ANALYSIS OF HUMAN MOTOR ACTIVITY

V.O. Chereshev

Tambov State Technical University, Tambov

The results of R&D work are presented, during which a device for recording human motor activity was created, as well as a software complex that processes and analyzes data in order to assess tremor, sleep phases, number of movements, registration of epilepsy and other seizures.

Key words: *motor activity, biomedical diagnostics, neurology.*

Одна из наиболее сложных проблем современной неврологии – анализ физиологического и патологического состояния. Решение данной проблемы кроется в области функциональной диагностики и ведет к необходимости создания устройства для регистрации двигательной активности, имеющего небольшие габариты и вес, не создающего неудобства, имеющего простую и недорогую конструкцию [1].

Научная новизна исследования состоит в применении прибора, выполненного в виде браслета, с акселерометрическим и гироскопическим датчиками для регистрации тремора, приступов эпилепсии, гипокинезии и гиперкинезии.

Для регистрации двигательной активности человека создан экспериментальный образец устройства на основе 8-битный RISC-микроконтроллер Atmega 328p фирмы Atmel. Они достаточно дешевые, обладают неплохим быстродействием и малым энергопотреблением. Также важно отметить, что выбранный микроконтроллер имеет наименьшие размеры из представленных серий фирмы Atmel.

В качестве датчиков двигательной активности человека использовался модуль GY-521, на котором установлена микросхема MPU6050, компактно объединяющая в одном корпусе акселерометр, гироскоп. Первый – используется для измерения линейных ускорений, а второй – угловых скоростей. Совместное использование акселерометра и гироскопа позволяет определить изменение движения тела в трёхмерном пространстве.

Так как встроенной памяти микроконтроллера Arduino размером 4 КБ недостаточно для записи больших объемов регистрируемых данных, для записи показаний с датчиков использовался модуль SD-карты фирмы Catalex модели MicroSD v.1.0, поддерживающий объемы записи до 4 Гб на карты памяти, отформатированный под формат FAT16.

Для автономной работы устройство использовался Li-ion аккумулятор ёмкостью 1500 мА/час, напряжение с которого составляет от 2.8-4.2V. Питание микроконтроллера осуществлялось посредством DC-DC преобразователя который повышает напряжение с аккумулятора до необходимых для корректной работы устройства 5V.

Разработанный Экспериментальный образец устройства для регистрации двигательной активности представлен на рисунке 1.

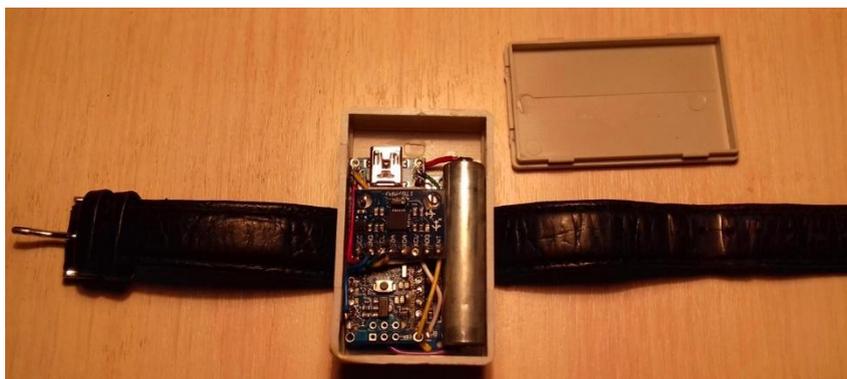


Рис. 1 – Экспериментальный образец устройства для регистрации двигательной активности

Для обработки и анализа данных разработан программный продукт на языке программирования C#, производящий нормировку, конвертацию и фильтрацию исходных данных, спектральный анализ, а также расчет параметров двигательной активности: максимальный рывок, число событий, коэффициент двигательной активности, средняя частота, мат. ожидание, дисперсия, после чего производит визуализацию рассчитанных данных с регулируемыми настройками графиков (тип диаграммы, частота дискретизации, границы и размерность осей и т.д.). Разработанный программный продукт представлен на рисунке 2.

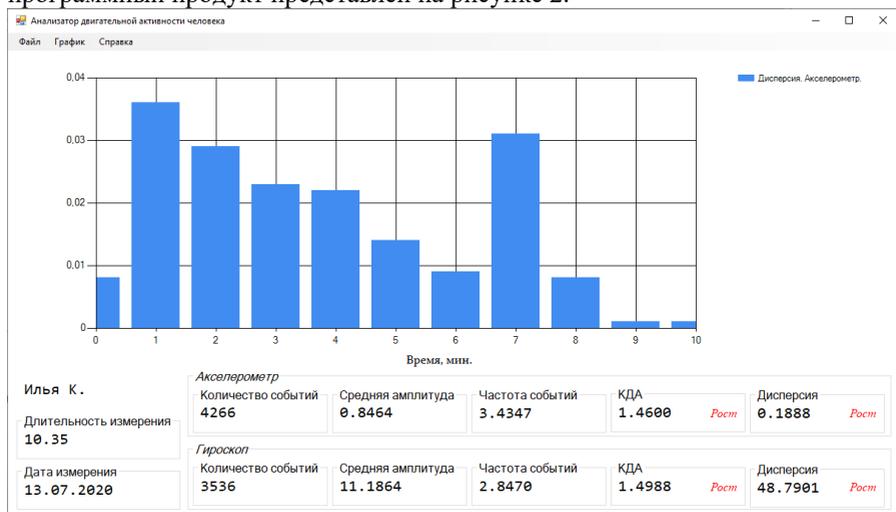


Рис. 2 – Приложения для обработки и анализа данных двигательной активности человека

Таким образом, создан экспериментальный образец устройства, ТТХ которого позволяют проводить длительную и адекватную регистрацию двигательной активности человека, а также комплекс программ, позволяющие производить оценку здоровья на основе обработки и анализа двигательной активности на основе совокупности исследуемых параметров (максимальный рывок, число событий, коэффициент двигательной активности, средняя частота, мат. ожидание, дисперсия, мощность спектра).

Благодарности: Исследование выполнено за счет средств гранта фонда содействию развития малых форм предприятий в научно-технической сфере (Договор No 319 ГУЦЭС8-D3/56353 от 27.12.2019).

Библиографический список

1. Черешнев, В.О. Разработка программно-аппаратного комплекса для диагностики социально значимых неврологических заболеваний при помощи анализа двигательной активности человека / Молодой ученый. – 2020. – № 28(318). – С. 3-5;
2. Черешнев, В.О. Программа обработки и анализа данных двигательной активности человека/ В.О. Черешнев, И.А. Шемонаев// Св-во о гос. рег. программы для ЭВМ Федеральной службой по интеллектуальной собственности № 2020660650. Зарег. в реестре программ для ЭВМ 23.06.2020.
3. Фролова М.С., Фролов С.В., Толстухин И.А., Ошурков В.Ю. Интеграция медицинской техники в информационную систему лечебно-профилактического учреждения// Вопросы современной науки и практики. Университет им. В.И. Вернадского. –2014. –№ 3 (53). – С. 68-80.
4. Фролова М.С., Фролов С.В. Оптимальный выбор изделия медицинской техники с использованием информационных систем в здравоохранении // Вестник ТГТУ. – 2013. – Т. 19(3). – С. 553-561.

УДК 616.24:615.83

МАГНИТОТЕРАПИЯ КАК МЕТОД РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ПЕРЕНЕСЕННОЙ ПНЕВМОНИИ РАЗЛИЧНОЙ ЭТИОЛОГИИ

А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина

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

В данной работе рассмотрена возможность применения магнитотерапии для реабилитации пациентов после перенесенной пневмонии. Описаны лечебные эффекты данного метода реабилитации.

Ключевые слова: пневмония, COVID-19, реабилитация, физиотерапия, магнитотерапия, магнитное поле.

MAGNETIC THERAPY AS A METHOD OF REHABILITATION AFTER PNEUMONIA OF VARIOUS ETIOLOGIES

A.R. Gabdrakhmanova, M.M. Tyurina

Kazan national research technical university named after A.N. Tupolev, Kazan

In this paper, the method of magnetic therapy is considered in relation to the rehabilitation of patients after pneumonia. The therapeutic effects of this method of rehabilitation are described.

Key words: *pneumonia, COVID-19, rehabilitation, physiotherapy, magnetic therapy, magnetic field.*

Респираторные инфекции нижних дыхательных путей остаются самыми смертоносными инфекционными заболеваниями по статистике ВОЗ. Среди них лидирует пневмония. По данным научных исследований и медицинской практики [1], вирусно-бактериальные пневмонии при гриппе, коронавирусе и других тяжелых вирусных заболеваниях легких мало отличаются друг от друга и не имеют специфических черт, за исключением симптоматики. Острой социально-медицинской проблемой современной медицины является внебольничная пневмония, вызванная коронавирусной инфекцией. За время пандемии статистика случаев заболевания в России достигает 1,4 млн человек, из них 24 тысячи человек умерли, и с каждым днем эта статистика увеличивается. Появление COVID-19 поставило перед специалистами здравоохранения задачи, связанные с быстрой диагностикой и оказанием медицинской помощи больным. Пациенты, перенесшие длительную ИВЛ, нуждаются в раннем начале и длительном проведении многокомпонентной реабилитации [2]. В настоящее время продолжается интенсивное изучение клинических и эпидемиологических особенностей заболевания, разработка новых средств его профилактики и лечения.

Реабилитационные действия главным образом направлены на восстановление функции легких, нормализацию дыхательных объемов, профилактику развития легочного фиброза, а также укрепление иммунитета и снижение рисков повторных заболеваний и осложнений.

Существует ряд методов реабилитации после перенесенной пневмонии. К ним относятся: медикаментозная терапия; физическая реабилитация (восстановление физической работоспособности, тренировка дыхательной мускулатуры, специальная дыхательная гимнастика), направленная на повышение эластичности легочной ткани, увеличение жизненной емкости легких и с целью предотвращения прогрессирования фиброза легких и развития дыхательной недостаточности, постепенное восстановление работы скелетной мускулатуры после периода вынужденной гиподинамии как вследствие ИВЛ, так и ограничения физической активности, связанной с соблюдением режима самоизоляции; физиотерапевтические процедуры по назначению врача улучшают кровообращение, способствуют рассасыванию

застойных очагов; психологическая поддержка; динамическое врачебное наблюдение; информационная поддержка и обучение, коррекция факторов риска. Особое внимание уделяют физиотерапевтическим методам реабилитации.

Физиотерапия при заболеваниях органов дыхания направлена на устранение воспаления, достижение более быстрого рассасывания воспалительного очага, предупреждение перехода острого воспалительного процесса в хронический, улучшение функции внешнего дыхания, особенно бронхиальной проводимости, лимфо- и кровообращения бронхолегочной системы, восстановление нарушенного иммунного статуса, оказание гипосенсибилизирующего действия, тренировку термоадаптационных механизмов. Магнитотерапия относится к числу наиболее современных и перспективных методов физиотерапии. Данный метод подразумевает применение в лечебных и профилактических целях переменных и постоянных импульсных магнитных полей низкой частоты, а также постоянных непрерывных магнитных полей различной мощности и конфигурации [3]. Учитывая выраженную способность улучшать микроциркуляцию в сосудах, что приводит к улучшению доставки к органам и тканям кислорода, одним из показаний к применению магнитотерапии является именно пневмония. Поскольку этот метод основан на свойствах тканей поглощать магнитное поле и изменяться под его влиянием, ткани мягко нагреваются, расширяются сосуды. Это и приводит к улучшению циркуляции крови и газообмена в легких, замедлению размножения патогенных микроорганизмов, активизированию иммунитета, уменьшению вязкости выделений и выведению их из легких, устранению лёгочного спазма и раздражения воспаленных тканей, ускорению восстановления после воспаления, то есть данный метод лечебного воздействия после пневмонии поможет до конца подавить воспалительный процесс и избежать хронических проблем с легкими.

Магнитотерапия при пневмонии поможет не только в оказании противовоспалительного эффекта, но и сыграет огромную роль в рассасывании фиброзных образований в лёгочной ткани, позволит избежать хронических проблем с лёгкими. Благодаря ей снижается проявление симптомов – уменьшается отёк слизистой оболочки, улучшается дыхательная ёмкость лёгких, облегчается отхождение мокроты, стимулируется иммунная система для борьбы с инфекцией и усиливается действие антибиотиков. В целом срок восстановления сокращается. Данный метод воздействия ускоряет регенерацию эпителия дыхательных путей, стимулирует защитные свойства организма.

Достоинством магнитотерапевтических методов реабилитации является проникновение магнитного поля почти беспрепятственно прямо сквозь кожу [4]. Известно, что наибольшая интенсивность магнитного поля регистрируется непосредственно у полюсов индуктора, и она убывает по

мере удаления от них. При этом возникает задача разработка программно-аппаратного комплекса для терапевтического лечения с возможностью контроля его параметров и режимов работы. Дальнейшим развитием данного направления является оптимизация параметров магнитного поля и мониторинг его характеристик при проведении реабилитации после перенесенной пневмонии. В связи с этим разработка магнитофизиотерапевтического оборудования для реабилитации пациентов очень актуальна.

Таким образом, в дальнейшем планируется разработка реабилитационной системы для реабилитации пациентов, перенесших пневмонию различной этиологии, которая позволит осуществлять контроль параметров магнитного поля во время проведения терапевтических процедур. Этот контроль даст возможность своевременно корректировать процесс реабилитации, увеличить ее эффективность, соответственно, уменьшить длительность реабилитационного периода после перенесенной пневмонии различной этиологии.

Библиографический список

1. Зырянов С.К., Бутранова О.И. Современные подходы к выбору антибиотика для терапии внебольничной пневмонии у различных категорий пациентов // Качественная клиническая практика. – 2019. – №1. – С. 97-113.
2. Министерство здравоохранения Российской Федерации. Временные методические рекомендации: Профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (COVID-19) // Версия 8 (03.09.2020), 2020, с. 227. С. 6-7.
3. Беркутов А.М., Жулев В.И., Кирьяков О.В. и др. Магнитотерапия как высокая лечебно-восстановительная технология // Образование инвалидов: Межвуз. сб. научных трудов / Под ред. Л. А. Саркисяна. М.: МИИ, 1997. – С. 140-147.
4. Габдрахманова А.Р. Тюрина М.М. Особенности структурного построения канала контроля параметров магнитного поля магнитотерапевтической системы // «70-я Международная студенческая н.т.к., посвященная 90-летию АИРХ-АТИРПиХ-АГТУ»: материалы – Астрахань: Изд-во АГТУ, 2020.

УДК 628.8.02

**СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БЛАГОПРИЯТНОГО
МИКРОКЛИМАТА В МЕДИЦИНСКИХ И ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫХ
УЧРЕЖДЕНИЯХ В ПЕРИОД ПАНДЕМИИ**

В.Д. Селихова

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

Представлены результаты анализа влияния параметров микроклимата помещений на эпидемиологическую обстановку в них и результаты экспериментальных исследований изменения температуры и влажности в помещениях с поддержанием микроклимата и без поддержания.

Ключевые слова: микроклимат, вирус, температура, влажность.

**MODERN STATE OF PROVIDING A FAVORABLE MICROCLIMATE IN
MEDICAL AND EDUCATIONAL INSTITUTIONS
DURING THE PANDEMIC**

V.D. Selikhova

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

The results of analysis the influence of indoor microclimate parameters on the epidemiological situation in them and the results of experimental studies of changes temperature and moisture in rooms with and without microclimate maintenance are presented.

Key words: microclimate, virus, temperature, moisture.

За последние несколько десятков лет, несмотря на территориальные границы, религиозные и культурные различия человечество начало срастаться в единое целое благодаря развитию интернета, бизнеса, транспорта и туризма. Мир стал взаимопроникающим. Это открывает перед людьми огромные возможности и вместе с тем усиливает риски. Если какая-либо опасность возникает в одном месте, будь то война, голод или же вспышка инфекции, она потенциально угрожает всем.

В декабре 2019 года в Китае заболел первый человек с диагнозом коронавирусная инфекция, вызванная вирусом SARS-CoV-2 (COVID-19). Лекарства от вируса на момент написания данной работы не существует. Как только стало понятно, что человечество столкнулось с серьезной угрозой и был определен геном коронавируса, ведущие лаборатории мира взялись за разработку вакцины. Некоторые страны заявили, что уже получили вакцины против SARS-CoV-2, но впереди еще долгие годы испытаний. Глобальное число погибших от новой инфекции уже перешло отметку в один миллион и продолжает стремительно расти. Огромное количество заразившихся этим

заболеванием людей подняло ранее не интересовавшие никого темы гигиены и микроклимата медицинских, образовательных и жилых помещений.

Микроклимат – это созданные в ограниченном пространстве климатические условия, складывающиеся из сочетанного действия температуры воздуха и окружающих поверхностей, относительной влажности и движения воздуха.

Распространение заболеваний напрямую зависит от микроклимата помещений, в которых находятся люди [1]. Крайне низкая и крайне высокая относительная влажность воздуха являются благополучной средой существования вирусов и бактерий. Грибки остаются жизнеспособны продолжительнее всего на поверхностях при влажности выше 80 %. Микробы и вирусы передаются воздушно-капельным путем и наименее благоприятными значениями относительной влажности для их выживания являются 40-60 %.

Принято считать, что вирус SARS-CoV-2 передается воздушно-капельным путем. Проветривание помещений для повышения притока наружного воздуха и кратности воздухообмена снижает количество вирусных частиц в помещении. Сохранение относительной влажности в диапазоне от 40 до 60 % ограничит размножение и снизит выживаемость SARS-CoV-2. Правильный уровень относительной влажности благоприятно влияет на слизистые оболочки человека, т.к. местный иммунитет (иммунитет слизистых оболочек организма) защищает организм от вирусов и бактерий за счет содержания в слизистых 80 % от всех иммунокомпетентных клеток организма.

Не так давно Роспотребнадзор отнес переохлаждение к факторам, подрывающим защиту организма от SARS-CoV-2. В связи с этим важно следить за температурой воздуха в помещениях временного и постоянного нахождения детей и взрослых. Особенно это касается медицинских и образовательных организаций. Так, согласно установленным санитарными правилами гигиеническим нормативам температура воздуха в игровых комнатах дошкольных организаций должна составлять 21-23 °С, в спальнях детских садов 19-20 °С, в школах 18-24 °С. В палатах лечебно-профилактических учреждений она должна быть на уровне 20-26 °С, в жилых комнатах в социальных организациях для лиц пожилого возраста и людей с ограниченными возможностями здоровья и инвалидов 20-22 °С, а в лекционных этот диапазон лежит в рамках 21-24 °С. В спектре солнечного света присутствует ультрафиолетовое излучение, снижающее шансы вируса или бактерии на выживание, поэтому рекомендуется по возможности способствовать увеличению солнечного света в помещении. В сложившейся эпидемиологической обстановке – по результатам последних исследований, контроль и регуляция показателей температуры и влажности воздуха способны значительно сократить масштабы распространения COVID-19.

В конце июня – начале июля 2020 года было проведено исследование микроклимата в трех комнатах жилого помещения (одна комната с

контролем микроклимата и две без). Несмотря на это, полученные результаты можно будет распространить и на медицинские, и на учебные учреждения так как они также находятся во многоэтажных домах, и далеко не каждое помещение в них снабжено системой поддержания параметров микроклимата.

Изменение температуры в помещении с поддержанием параметров микроклимата было зафиксировано от 21,8 °С до 22,8 °С, т.е. не более 1,0 °С. Изменение температуры в двух других комнатах не отличалось такой стабильностью, причем изменения напрямую зависели от температуры на улице, а диапазон колебаний значительно превосходил изменения, зафиксированные в комнате с поддержанием микроклимата. Например, в 1-ом помещении температура изменялась от 17,3 °С до 27 °С, что составляет 9,7 °С.

Аналогичные изменения наблюдались и при измерении влажности. Поддержание влажности в помещении с контролируемым микроклиматом в данном случае является неким ориентиром, где изменения происходили в диапазоне от 52,3 % до 58,3 % на протяжении всего эксперимента, т.е. составили 6 %. В других комнатах изменения были очень похожими, но более существенными и, например, в первой комнате они составили 32,3 % и наблюдались в диапазоне от 42,7 % до 75 %. Подобные изменения целиком определялись условиями на улице, например, прошедшим дождем.

Сравнение полученных результатов, показывает, что температура в помещении без поддержания микроклимата достигла практически пограничного значения. Следует учитывать, что расположение квартиры на первом этаже означает, что она находится в самой прохладной части температурного градиента многоэтажного дома за счет стремления теплых потоков воздуха перемещаться вверх, а холодных – вниз. Поэтому на верхних этажах даже в этот период температура была немного выше. Изменения влажности были еще более существенными и вышли за допустимые пределы. Зафиксированные изменения связаны с изменениями, происходящими в окружающей среде, на улице, поэтому периоды, в которые происходит формирование более существенных факторов, несомненно приведет к выходу наблюдаемых параметров за установленные границы. В зависимости от сезона температура может быть как выше, так и ниже нормы, то же самое относится и к влажности.

К сожалению, даже в части медицинских учреждений не прилагают должных усилий для обеспечения норм микроклимата в помещениях и игнорируют простые требования. Без управляющего воздействия человека на микроклимат, его параметры в состоянии выходить за комфортный и безопасный диапазон. И если в жилых помещениях это приводит к дискомфортному состоянию, то в лечебных и образовательных учреждениях способно вызвать более серьезные последствия.

Библиографический список

1. Современные проблемы обеспечения благоприятного микроклимата в медицинских учреждениях // Березин И.И., Тупикова Д.С., Горобец А.С. – Охрана труда и техника безопасности в учреждениях здравоохранения. – 2017. – №5-6. – С.5-6.

УДК 631.8

**ПРИМЕНЕНИЕ ДИФФЕРЕНЦИРОВАННОГО
ВНУТРИПОЧВЕННОГО ВНЕСЕНИЯ МИНЕРАЛЬНЫХ УДОБРЕНИЙ,
КАК СПОСОБ ЭЛЕКТРОНИЗАЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ
ПРОЦЕССОВ**

А.С. Терентьев

Академия ФСИН России, г. Рязань

Рассмотрен принцип использования дифференцированного внутрипочвенного внесения удобрений в комбинации с использованием современной автоматизированной и роботизированной агротехники. Предложена схема использования комбинированного агрегата дифференцированного внесения удобрений и агробота.

Ключевые слова: минеральные удобрения, дифференцированное внесение удобрений, почвозащитная технология, комбинированный рабочий орган.

**THE DIFFERENTIATED SOIL FERTILIZATION, AS A WAY OF
ELECTRONIZATION OF AGRICULTURAL PROCESSES**

A.S. Terentev

Academy of the Federal penitentiary service of Russia, Ryazan

The principle of using differentiated intra-soil fertilization in combination with the use of modern automated and robotic agricultural equipment is considered. The scheme of using a combined aggregate of differentiated fertilizer application and acrobat is proposed.

Key words: mineral fertilizers, differentiated application of fertilizers, soil protection technology, combined working body.

Исследования отечественных и зарубежных авторов показывают, что одним из перспективных способов внесения минеральных удобрений является внутрипочвенное, осуществляемое до посева или одновременно с посевом. Однако при комбинированные сеялки для внесения основной дозы удобрений и посева будут иметь большую массу, что резко увеличит их давление на почву, что приведет к ее уплотнению и снижению последующей урожайности на данном участке [1-4].

Внутрипочвенное внесение основной дозы твердых минеральных

удобрений является неотъемлемой частью почвозащитной технологии возделывания сельскохозяйственных культур, обеспечивает повышение эффективности действия удобрений, позволяет сократить количество прохода машин по полю и способно улучшить агрофизические свойства почвы.

Однако еще П. А. Костычев, на основе проводимых экспериментов в своих работах 1949 г. отмечал, что неоднородность почвенного покрова напрямую связана с урожайностью сельскохозяйственных культур. В этой работе он отмечал, что раньше землепользователи не обращали внимания на неоднородность почвы в различных участках поля, а урожайность на различных участках поля, даже удаленных друг от друга на незначительном расстоянии может значительно отличаться при одинаковом внесении удобрений [5].

В своем диссертационном исследовании 2006 года, автор рассматривает возможность использования дифференцированного внесения удобрений по видам в условиях опытного хозяйства Рязанской области. Для того времени процесс составления карты почвенного плодородия и программы для автоматического управляющего устройства дозами в зависимости от координаты тракторного агрегата был весьма трудоемок и требовал «ручного» позиционирования, что уменьшало точность процесса внесения заданной дозы удобрений по видам на конкретный участок поля [6].

В настоящее время, с появлением современных комплексов GPS и ГЛОНАС, способным интегрироваться в системы управления сельскохозяйственными тракторными агрегатами, известный еще в 1990-х годах способ дифференцированного внесения удобрений по отдельным элементам N, P, K, набирает актуальность и облегчает практическое применение. Так в последнее время проводятся создание беспилотников для сферы сельского хозяйства. Создание электронизации и компьютеризации для автоматизации сельскохозяйственных процессов, а комбинированное использование с системами дифференцированного дозирования и внесения удобрений позволит в значительной степени увеличить точность внесения на отдельные участки поля заданной дозы удобрений, что в целом позволит решить комплекс важнейших задач. К таким задачам можно отнести комбинированное внесение удобрений и культивацию почвы, при использовании комбинированных тукозавделывающих рабочих органов, уменьшение дозы внесения удобрений, в зависимости от состава почвы на отдельных участках поля, повысить экологическое состояние сельскохозяйственного земледелия при внутрипочвенном адресном внесении меньшей дозы удобрений, а также увеличение производительности труда, за счет уменьшения количества работников и весуточного использования агробота исключив человеческий фактор.

Использование роботизированной техники в фермерских хозяйствах сможет в значительной степени повысить производительность труда,

экологизацию производства сельскохозяйственной продукции, облегчить труд работников сельского хозяйства и в целом значительно повысить рентабельность производства сельскохозяйственной продукции [7,8].

Библиографический список

1. Курочкина Е.Н., Питюрина И.С. Оценка материальной базы сельхозпроизводителей в рамках обеспечения продовольственной безопасности страны / Е.Н. Курочкина, И.С. Питюрина// В сборнике: Технологические аспекты возделывания сельскохозяйственных культур. Сборник статей по материалам XIV Международной научно-практической конференции, посвященной сто100-летию кафедры ботаники и физиологии растений. 2019. С.103-106.
2. Терентьев А.С. Повышение урожайности сельхозкультур в подсобных хозяйствах учреждений уголовно-исполнительной системы как фактор увеличения продовольственной безопасности. [Текст] / А. С. Терентьев // Сборник тезисов выступлений и докладов участников Международной научно-практической конференции «Теоретические и практические проблемы развития уголовно-исполнительной системы в Российской Федерации и за рубежом». – Рязань: Академия ФСИН России, 2018. – С. 1335-1339.
3. Терентьев, А. С. Повышение урожайности зерновых культур, возделываемых в подсобных хозяйствах учреждений уголовно-исполнительной системы [Текст] / А. С. Терентьев // Сб.: Актуальные вопросы материально-технического снабжения органов и учреждений уголовно-исполнительной системы : Материалы Всероссийского науч.-практич. кругл. стола. – Рязань: Академия ФСИН России, 2017. – С. 82-87.
4. Терентьев, А. С. Способы повышение урожайности зерновых культур возделываемых в подсобных хозяйствах учреждений уголовно-исполнительной системы [Текст] / А. С. Терентьев // Сб.: III Международный пенитенциарный форум «Преступление, наказание, исправление» (к 20-летию вступления в силу Уголовно-исполнительного кодекса Российской Федерации) : Материалы тезисов, выступлений и докладов участников Международной науч.-практ. конф. – Рязань: Академия ФСИН России, 2017. – С. 273-276.
5. Костычев П. А. Почвы черноземной области России их происхождение, состав и свойства. Ч.1. – М.: Сельхозгиз, – 1949. – С. 151.
6. Терентьев, А. С. Технология и машина дифференцированного внутрпочвенного внесения твердых минеральных удобрений с комбинированными тукозаделывающими рабочими органами : дис. ... канд. техн. наук [Текст] / А. С. Терентьев. – Рязань, 2005. – 154 с.
7. Черникова О.В., Мажайский Ю.А. Основные проблемы самообеспечения продовольствием в учреждениях УИС // IV Международный

пенитенциарный форум «Преступление, наказание, исправление» : сб. тез. выступлений и докладов участников (г. Рязань, 20–22 нояб. 2019 г.), Т. 9 : Материалы международных научно-практических конференций и круглых столов. – Рязань: Академия ФСИН России, 2019. – С. 258 – 262.

8. Жильников А.А. Выявление скрытых примесных металлов в пищевой продукции и сырье // В сб. тез. выступ. и докл. участников к 140-летию уголовно-исполнительной системы России и 85-летию Академии ФСИН России: в 10 т. 2019. С. 70-71.

УДК615.47

МЕТОД БЕЗМАНЖЕТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ ОЦЕНКИ СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

М.Д. Соболев

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

Работа посвящена анализу метода безманжетного измерения артериального давления с помощью нахождения скорости распространения пульсовой волны и выявления зависимости этой скорости от давления.

Ключевые слова: *безманжетное измерение, скорость распространения пульсовой волны, артериальное давление*

METHOD OF CUFFLESS MEASUREMENT OF BLOOD PRESSURE BASED ON ESTIMATION OF PULSE WAVE PROPAGATION RATE

M.D. Sobol

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The work is devoted to the analysis of the method of cuffless measurement of blood pressure by finding the speed of propagation of the pulse wave and revealing the dependence of this speed on pressure.

Key words: *cuffless measurement, pulse wave propagation velocity, blood pressure*

Метод на основе оценки скорости распространения пульсовой волны получил широкое распространение на практике благодаря точной математической зависимости скорости пульсовой волны от артериального давления[1].

На практике, используется математическая модель, в которой учитывается связь между временем распространения пульсовой волны (ВРПВ) и артериальным давлением, а также индивидуальные особенности пациента[2].

Чаще всего в качестве основной модели для описания взаимосвязи гемодинамических параметров используют следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} U_{ks} \cdot S_k^0 = c_1 = const \\ (U_{ks})^2 / 2 + P_{ks} / \rho_k^0 = c_2 = const \end{cases}$$

где: U_{ks} — среднее значение линейной скорости кровотока, м/сек;

$S_k^0 = \pi \times D_k^2 / 4$ — средняя площадь поперечного сечения сосуда k -того поколения, м²;

D_k — средний диаметр сосуда k -того поколения, м;

P_{ks} — среднее за кардиоцикл значение давления в сосуде, Па;

ρ_k^0 — средняя плотность крови в сосуде k -того поколения, кг/м³;

c_1 — объемный поток крови Q_k k -того поколения, м³/сек;

c_2 — константа, измеряемая при калибровке, м²/сек².

В свою очередь, скорость распространения пульсовой волны определяется по формуле Моенса-Кортевега [3]:

$$c_k = \frac{E_k \times h_k}{\rho_k^0 \times D_k},$$

где E_k — модуль упругости сосуда k -того поколения, кг/м · с²,

h_k — толщина его стенки, м;

ρ_k — средняя плотность крови в сосуде k -того поколения, кг/(м³);

D_k — средний диаметр сосуда k -того поколения, м.

Таким образом, выясняется смысл константы c_2 в первой формуле.

В различных практических методах измеряют не скорость, а время распространения пульсовой волны (ВРПВ). ВРПВ определяется как интервал от пульсовой волны в одной точке артериальной системы до пульсовой волны в другой точке. Или же обычно ВРПВ находят как интервал между ЭКГ-сигналом и пульсовой волной в точке, удаленной от сердца [2]. Найдя время распространения пульсовой волны, можно определить её скорость как отношение пройденного расстояния к времени.

Связь между АД и ВРПВ.

Работа, проделанная пульсовой волной, может быть выражена через кинетическую энергию волны и потенциальную энергию гравитации:

$$F \times d = \frac{1}{2} m v^2 = mgh,$$

где F — сила, действующая на кровь;

d — расстояние от сердца до пальца;

m — масса крови;

v — скорость пульсовой волны;

h — разница в высоте между двумя участками.

Также, сила может быть записана как разность давлений:

$$F = \Delta BP \times a,$$

где a —площадь поперечного сечения артерии;

ΔBP —общее падение давления в организме.

Далее, необходимо сопоставить данные два уравнения:

$$\Delta BP = \frac{1}{2} \frac{m}{a \times d} v^2 + \frac{m}{a \times d} gh$$

В этом уравнении:

$$\frac{m}{a \times d} = \rho,$$

где ρ —плотность крови.

$$v = \frac{d}{t_{ptt}},$$

где t_{ptt} — время распространения пульсовой волны.

В итоге:

$$\Delta BP = \frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{P T T^2} + \rho gh$$

Исходя из того, что падение давления в артериальной стороне кровообращения составляет около 70% от общего падения давления в организме[4], можно записать формулу:

$$BP = \frac{\Delta BP}{0,7} = \frac{1}{0,7} \left(\frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{P T T^2} + \rho gh \right) = \frac{A}{P T T^2} + B$$

В свою очередь, A рассчитывается как:

$$A = (0,6 \times height)^2 \times \frac{\rho}{1,4}$$

Исходя из приведенных выше расчетов, АД можно оценить по ВРПВ и нескольким средним эмпирическим значениям. Для того, чтобы получить абсолютное значение АД пациента, необходимо произвести калибровку между оцененным АД и измеренным с помощью манжеты. Она может быть выполнена с использованием метода наименьших квадратов, поскольку это оптимальный метод для уменьшения неопределенности двух шумовых сигналов[5]. Так как значение A существенно не изменяется между субъектами, то калибровка должна быть адаптирована только к значению B .

Библиографический список

1. Писарев М.А. Проблемы и достижения в области измерения артериального давления. Пензенский государственный университет, 2014. 66 с.
2. Мельник О.В., Демидова К.А., Никифоров М.Б., Устюков Д.И. Непрерывный мониторинг артериального давления членов экипажа транспортного средства и лиц, принимающих решение. Оборонная техника. №9, 2017. С. 77-84.
3. Знайко Г.Г., Стулин И.Д., Швейн А.А., Соловьев В.Ю., Красовский В.Е., Робинзон А.А. Принципы проектирования компьютеризованных диагностических комплексов для неинвазивной оценки параметров системы кровообращения. Электронный ресурс:

<http://ineum.ru/principy-proektirovaniya-kompyuterizovannykh-diagnosticheskikh-kompleksov-dlya-neinvazivnoj-ocenki-parametrov-sistemy-provoobrashheniya>

4. Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement by Pulse Transit Time Parry Fung1, Guy Dumont1, Craig Ries2, Chris Mott1, Mark Ansermino

5. Патент 6648828 В2 Соединенные Штаты Америки, Метод продолжительного неинвазивного измерения кровяного давления с применением импедансной плетизмографии/ Bruce A.Friedman et al.

УДК 535.015

ПРИМЕНЕНИЕ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА ПРИ ИССЛЕДОВАНИЯХ КРОВИ

К.А. Воронина, Д.А. Кравчук

«Южный Федеральный Университет», г. Таганрог

Рассмотрено применение оптоакустического эффекта при исследованиях крови.

Ключевые слова: *оптоакустический эффект, неинвазивное исследование, кровь.*

APPLICATION OF THE OPTOACOUSTIC EFFECT IN BLOOD STUDIES

K. A. Voronina, D. A. Kravchuk

Southern Federal University, Taganrog

The application of the optoacoustic effect in blood tests is considered.

Key words: *opto-acoustic effect, non-invasive research, blood.*

Качественная и своевременная диагностика в настоящее время является одним из наиболее приоритетных направлений в медицине. Анализ крови служит основной диагностикой при большинстве заболеваний. Таким образом, возникает потребность в быстром, безопасном и информативном анализе, осуществить который предлагается с помощью оптоакустического (ОА) эффекта.

Оптоакустический эффект заключается в возбуждении акустических волн в среде при поглощении в ней модулированного по интенсивности лазерного излучения [1].

ОА эффект предлагается использовать при анализе крови в целях определения степени агрегации эритроцитов, уровня оксигенации и обнаружения внутриэритроцитарных инфекций. Для усиления сигнала предлагается использование наноразмерных агентов. К примеру, углеродные нанотрубки сильно поглощают лазерное излучение с длиной волны 850 нм, что позволяет использовать лазерный импульс небольшой мощности, около 20 мДж/см² [2]. Амплитуда оптоакустического сигнала, возбуждаемого в

биологической ткани импульсным лазерным излучением с плотностью мощности, допустимой медицинскими нормами, может достигать 10^3 Па, при этом увеличение температуры биологической ткани составляет порядка 10^{-2} °С [3].

Кислородонасыщение – один из наиболее важных показателей крови, позволяющий определить нарушения сердечно-сосудистой системы, системы дыхания, циркуляции крови и концентрацию гемоглобина. При облучении кровеносного сосуда коротким лазерным импульсом, в кровеносном сосуде формируется ультразвуковая волна вследствие поглощения и дальнейшего термоупругого расширения. Эта волна детектируется оптоакустическим преобразователем, прикрепленным к коже. Амплитуда и временной профиль сигнала преобразователя зависят от коэффициента затухания крови и, следовательно, от общей концентрации гемоглобина [4, 5].

Проведение неинвазивного анализа исключает изменение состава крови и делает анализ более удобным и быстрым. Необходимо использовать лазер малой мощности, чтобы снизить вероятность повреждения биологических тканей, обеспечивая достаточную мощность сигнала для детектирования ультразвуковым преобразователем.

Библиографический список

1. Воронина К.А., Кравчук Д.А., Старченко И.Б., Орда-Жигулина Д.В. Метод экспресс анализа крови с использованием контрастных агентов – наночастиц // Сборник статей X Всероссийской научно-практической конференции «Нанотехнологии: образование, наука, инновации». – Курск, 2019. 146 с. С. 59-61
2. Джуплина Г. Ю., Старченко И. Б. Система и методика исследования наноразмерных артефактов в кровотоке // Известия ЮФУ. Технические науки, 2010, № 8(10), с. 61-64.
3. Хохлова Т. Д., Пеливанов И. М., Карабутов А. А. Методы оптико-акустической диагностики биотканей // Акустический журнал. Том 4-5 (55). 2009. С. 672.
4. Воронина К. А. Исследования агрегации эритроцитов, оксигенации крови и обнаружения внутриэритроцитарных инфекций на основе оптоакустического эффекта в биологических средах // Сборник трудов XVII Всероссийской молодежной Самарский конкурса - конференции научных работ по оптике и лазерной физике. - Физический институт им. П. Н. Лебедева Российской академии наук (Москва). 512 с. С. 223-229
5. Kravchuk D.A., Voronina K.A. Studies of red blood cell aggregation and blood oxygenation on the basis of the optoacoustic effect in biological media // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. 2020. Т. 6. № 1. С. 10307.

СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СЛУХА

И.Д. Дмитриевский

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

В статье рассмотрены физиологические особенности слуха и метод исследования слуха «Автоматическая тональная аудиометрия по Бекеши».

Ключевые слова: слух, исследование слуха, тональная аудиометрия, Бекеши.

HEARING SYSTEM

I.D. Dmitrevsky

Scientific adviser O. V. Melnik

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

The article discusses the physiological characteristics of hearing and the method of hearing research "Automatic tone audiometry according to Bekesy".

Key words: hearing, hearing research, tonal audiometry, Bekesy.

Слух — способность биологических организмов воспринимать звук с помощью органов слуха.

Человек способен слышать звук в пределах от 16 Гц до 20 кГц при передаче колебаний по воздуху, и до 220 кГц при передаче звука по костям черепа. Эти волны имеют важное биологическое значение, например, звуковые волны в диапазоне 100–4000 Гц соответствуют человеческому голосу. Звуки выше 20 000 Гц имеют малое практическое значение, так как быстро тормозятся; колебания ниже 60 Гц воспринимаются благодаря вибрационному чувству [1].

Диапазон частот (рис. 1), которые способен слышать человек, называется слуховым или звуковым диапазоном; более высокие частоты называются ультразвуком, а более низкие — инфразвуком. К изменениям фазы звукового сигнала слух практически нечувствителен.

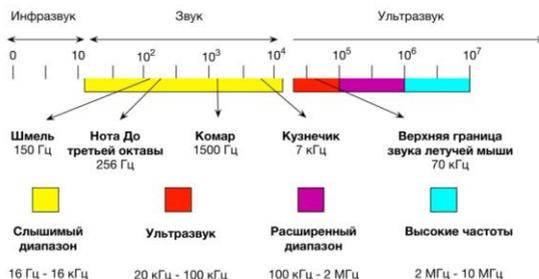


Рис. 1 – Диапазон частот

Способность различать звуковые частоты сильно зависит от конкретного человека: его возраста, пола, наследственности, подверженности заболеваниям органа слуха, тренированности и усталости слуха. Некоторые люди способны воспринимать звуки относительно высокой частоты — до 22 кГц, а возможно и выше. В связи с этим возникает задача исследования слуха.

Слух проверяют с помощью специального устройства или компьютерной программы под названием «аудиометр». В основе устройства или программы может быть заложен один или несколько методов. Один из таких методов носит название «**Автоматическая тональная аудиометрия по Бекешу**».

Для проведения указанной методики исследования слуха требуется аудиометр специальной конструкции, позволяющий в автоматическом режиме исследовать слух в течение 15 мин, получая значительное количество информации о состоянии слуховой функции. Сущность аудиометрии по Ж. Бекешу (Bekesy G., 1947) заключается в следующем (рис. 2).

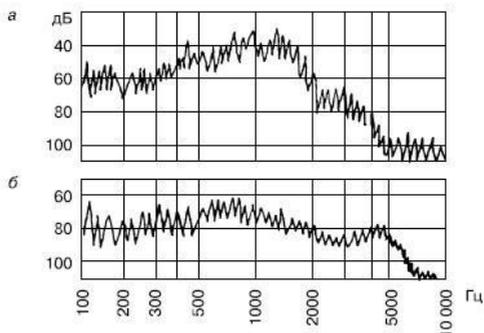


Рис. 2 – Тональная аудиограмма по Ж. Бекешу:

а – аудиограмма при нарушении звукопроводения и отсутствии ФУНГ;

б – то же при нарушении звуковосприятия и присутствии ФУНГ.

(ФУНГ (Феномен усиленного нарастания громкости) – феномен заключается в том, что звуковые раздражители воспринимаются большим ухом более громкими, чем они воспринимаются нормальным ухом.

Начальная частота звука 100 Гц, интенсивность ниже порога слышимости. Обследуемый нажимает кнопку и удерживает ее нажатой; в это время интенсивность звука на данной частоте (100 Гц) постепенно повышается (со скоростью 140 дБ/ мин), что отображается на аудиограмме. Повышение интенсивности тестирующего звука приводит в итоге к превышению субъективного порога слышимости. Как только звук становится слышимым, обследуемый отпускает кнопку, что автоматически понижает интенсивность звука. Как только обследуемый перестает слышать звук (преодоление порога слышимости в сторону прекращения субъективного восприятия тестирующего звука), он вновь нажимает кнопку, и цикл повторяется 5–6 раз,

после чего аудиометр автоматически переключается на следующую частоту (200 Гц) без перерыва процедуры исследования, и так по всему диапазону тестирующих частот 10 – 10 000 Гц. Пилообразный вид аудиограммы обусловлен тем, что звук попеременно усиливается и ослабевает в зависимости от манипулирования обследуемого кнопкой, при этом интенсивность тона флюктуирует вокруг порога слышимости [2].

Аудиограмма по Бекешу позволяет оценить ряд функций слухового анализатора:

- а) уровень пороговой чувствительности;
- б) наличие или отсутствие ФУНГ;
- в) дифференцировать кондуктивный тип тугоухости от перцептивного типа тугоухости;
- г) состояние дифференциального порога интенсивности по размахам осциллограммы (малые и частые размахи свидетельствуют о снижении порога, т. е. о наличии перцептивного типа тугоухости);
- д) состояние феномена выравнивания громкости по прогрессивному снижению амплитуды осцилляций.

Библиографический список

1. Ананьев Б. Г. Теория ощущений. — 1961, глава V. Слуховые ощущения с. 202 - 244.
2. Бабяк В.И. Оториноларингология: Руководство. В 2 томах. Том 2. — СПб.: Питер, 2009.

УДК 616 – 079.2

ОЦЕНКА ОПТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ГНОЙНОГО СИНУСИТА ВЕРХНЕЧЕЛЮСТНОЙ ПАЗУХИ ДЛЯ МОДЕРНИЗАЦИИ УСТРОЙСТВА ЦИФРОВОЙ ДИАФАНОСКОПИИ

Е.О. Брянская¹, Р.Ю. Гнеушев¹, В.В. Дрёмин^{1,2}, И.Н. Новикова¹

¹ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», Орёл

²Университет Астон, Бирмингем, Англия

В данной работе получены оптические характеристики гнойного синусита верхнечелюстных пазух методом спектрофотометрии. Анализ полученных данных показал наличие максимального поглощения света на длине волны 980 нм.

Ключевые слова: *оптическая диагностика, диафаноскопия, метод спектрофотометрии, верхнечелюстные пазухи, воспалительные заболевания, гнойный синусит, оптические свойства.*

EVALUATION OF OPTICAL PROPERTIES OF PURULENT SINUSITIS OF THE MAXILLARY SINUS FOR MODERNIZATION OF THE DIGITAL DIAPHANOSCOPY DEVICE

E.O. Bryanskaya¹, R.Yu. Gneushev¹, V.V. Dremin^{1,2}, I.N. Novikova¹

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

²Aston Institute of Photonic Technologies, School of Engineering & Applied Science, Aston University, Birmingham B4 7ET, UK

In this paper the optical properties of the maxillary sinus purulent sinusitis were obtained by spectrophotometry. Analysis of the data revealed the presence of a maximum light absorption at the wavelength of 980 nm.

Keywords: *optical diagnostics, diaphanoscopy, method spectrophotometry, maxillary sinuses, inflammatory diseases, purulent sinusitis, optical properties.*

Сегодня оптические методы диагностики все чаще находят применение в медицине благодаря компактности, экономичности и неинвазивности. Хотя использование оптического излучения по сравнению с рентгеновским излучением позволяет определять структуры тканей только условно, в то же время оптические методы, основанные на просвечивании тканей в видимом и инфракрасном спектральном диапазонах, не имеют радиационной нагрузки, что делает возможным повторное проведение исследований, а также проведение быстрой скрининговой диагностики. Перспективным с точки зрения скрининговой диагностики верхнечелюстных пазух носа видится метод цифровой диафаноскопии [3].

Результаты ранее проведенных предварительных экспериментальных исследований с участием условно-здоровых добровольцев и пациентов с подозрением на патологическое изменение верхнечелюстных пазух (киста) [3], а также численного моделирования с применением вероятностной модели Монте-Карло [1, 2] позволили выявить закономерности в изменении характера картин рассеяния света и параметров зондирующей и измерительной частей экспериментальной установки с анатомическими и гендерными особенностями исследуемой области, а также с наличием патологических изменений. В разработанной ранее численной модели верхнечелюстной пазухи были введены допущения, а именно, в качестве оптических характеристик кистозной жидкости верхнечелюстных пазух использовались характеристики кистозной жидкости тканей молочной железы [2], при этом моделирование для случая гнойного синусита не проводилось.

Целью данной работы являлось уточнение оптических характеристик патологического изменения (гнойный синусит) методом спектрофотометрии для последующего уточненного моделирования области исследования с учетом зарегистрированных оптических характеристик.

Для реализации поставленной цели применялся спектрофотометрический комплекс Shimadzu UV 2600 (Япония). Измерение оптических характеристик осуществлялось в диапазоне длин волн 220-1400 нм с шагом 1 нм для двух случаев гнойного синусита: с содержанием сгустка гноя и без него.

Зарегистрированные спектры поглощения и пропускания для гнойного синусита верхнечелюстной пазухи, полученного у пациента, представлены на рисунке 1а и 1б, соответственно.

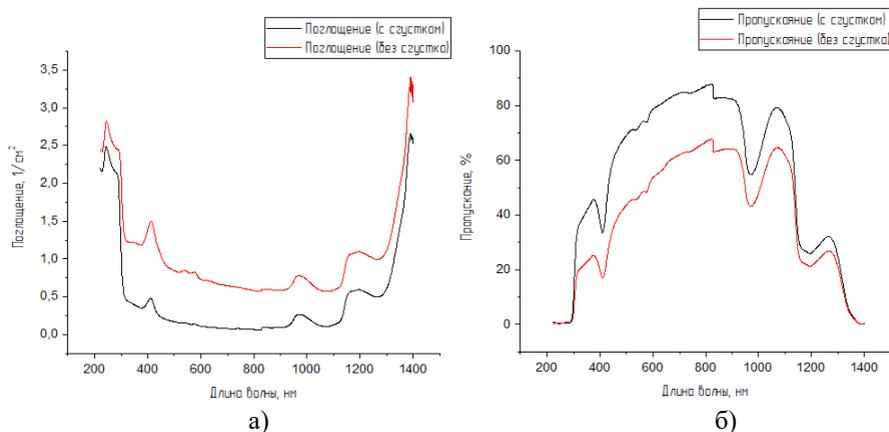


Рис. 1 – Спектры поглощения (а) и пропускания (б) для гнойного синусита верхнечелюстных пазух в диапазоне длин волн 220-1400 нм

Анализ полученных данных показал, что максимальное поглощение гнойного синусита наблюдается на длине волны 980 нм. С учетом полученных результатов планируется провести уточненное численное моделирование диагностической области методом Монте-Карло с целью корректировки параметров зондирующей и измерительной частей устройства цифровой диафаноскопии для обеспечения схожих картин рассеяния света для различных пациентов и возможности их последующего сравнения.

Работа выполнена при поддержке гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук № МК-2634.2019.8.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-32-90147.

Библиографический список

1. Bryanskaya, E. Monte Carlo Simulation of Signals in Digital Diaphanoscopy of the Maxillary Sinuses [Text] / E. Bryanskaya, R. Gneushev, I. Makovik, V. Dremin, A. Bukin, O. Bibikova, B. Shuraev, O. Minet, U. Zabarilo, A. Dunaev, V. Artyushenko // Proc. SPIE 11457. – 2020. – V. 11457. – P. 114571K.

2. Гнеушев, Р.Ю. Моделирование прохождения зондирующего излучения через верхнечелюстную пазуху методом монте-карло при цифровой диафаноскопии / Р.Ю. Гнеушев, Е.О. Брянская, В.В. Дрёмин, А.Г. Букин, И.Н. Маковик // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2019 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. – 2019. – С. 137 – 139.
3. Bryanskaya, E. Diagnosis of inflammatory diseases of the paranasal sinuses using digital diaphanoscopy [Text] / E. Bryanskaya, I. Makovik, A. Bukin, O. Bibikova, B. Shuraev, O. Minet, U. Zabarilo, A. Dunaev, V. Artyushenko // Proc. SPIE 11073. – 2019. – V. 11073. – P. 110731P.
4. Турапова Ж. М. Кисты придаточных пазух носа (Обзор литературы) // Вестник Кыргызско-Российского Славянского университета. – 2020. – Т. 20. – №. 5. – С. 89-94.
5. Пальчун, Н. Т. Руководство по практической оториноларингологии / Н. Т. Пальчун, Л. А. Лучихин, М. М. Магомедов. – МИА, 2011. – С. 166.
6. Бабияк, В. И. Клиническая оториноларингология / В. И. Бабияк, Я. А. Накатис. — М.: Медицина, 2005. — С. 253-254.

УДК 535.372+616-089.819

**ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ИНТЕНСИВНОСТИ И ВРЕМЕНИ
ЖИЗНИ ФЛУОРЕСЦЕНЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ
ТОНКОИГОЛЬНОГО ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКОГО ЗОНДА
НА МОДЕЛИ ГЕПАТОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ МЫШЕЙ**

К.Ю. Кандурова¹, В.В. Шуплецов¹, Е.В. Потапова¹, Е.А. Жеребцов^{1,2},
А.В. Мамошин^{1,3}, А.В. Дунаев¹

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

² University of Oulu, Oulu, Finland

³ Орловская областная клиническая больница, Орел

В работе показаны результаты измерений параметров флуоресценции (интенсивность, компоненты времени жизни) в здоровых и злокачественных тканях печени на примере лабораторных мышей с объединением системы для время-коррелированного счета одиночных фотонов и специального тонкоиглольного волоконно-оптического зонда.

Ключевые слова: *оптическая биопсия, время жизни флуоресценции, рак печени, гепатоцеллюлярная карцинома.*

OF FLUORESCENCE INTENSITY AND LIFETIME MEASUREMENTS WITH A FINE-NEEDLE FIBER-OPTIC PROBE IN A MODEL OF MOUSE HEPATOCELLULAR CARCINOMA

K.Y. Kandurova¹, V.V. Shupletsov¹, E.V. Potapova¹, E.A. Zherebtsov^{1,2},
A.V. Mamoshin^{1,3}, A.V. Dunaev¹

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

² University of Oulu, Oulu, Finland

³ Orel Regional Clinical Hospital, Orel

The work demonstrates the results of fluorescence parameters measurements (intensity, lifetime decay components) in healthy and malignant liver tissues of laboratory mice. The setup used combined a system for time-correlated single photon counting and the specially designed fine-needle fiber optic probe.

Key words: *optical biopsy, fluorescence lifetime, liver cancer, hepatocellular carcinoma.*

В настоящее время сохраняет свою актуальность проблема своевременной диагностики и лечения онкологических заболеваний печени. Данный вид опухолей характеризуется неспецифичными симптомами, затрудняющими раннюю диагностику, и быстрым прогрессированием, что приводит к высокому уровню смертности.

Неотъемлемой частью предоперационной диагностики в течение многих лет остается морфологический анализ опухоли [1]. Забор материала для данного исследования производится во время проведения пункционной биопсии. Метод обеспечивает низкую травматичность и вероятность осложнений, однако существуют ограничения, самыми значительными из которых являются вероятность получения неинформативных образцов и невозможность получения результатов исследования в режиме реального времени (морфологический анализ занимает 5-10 дней).

Внедрение дополнительных методов биофотоники в стандартные миниинвазивные процедуры представляется перспективным как для повышения точности забора образцов, так и для предоставления дополнительной диагностической информации. В процессе злокачественной трансформации клетки претерпевают значительные изменения, в том числе, метаболические. Для оценки состояния энергетического обмена биологических тканей в режиме реального времени широко применяются различные флуоресцентные методы. Ряд эндогенных флуорофоров активно участвуют в клеточном метаболизме, в частности восстановленная форма кофермента митохондрий никотинамидадениндинуклеотида (НАДН). Такие характеристики, как интенсивность и время жизни флуоресценции, несут информацию о метаболическом состоянии клеток, содержании и биохимическом взаимодействии НАДН с окружающими веществами [2]. Выявление изменений данных параметров может стать ценным дополнением к стандартной пункционной биопсии.

Целью работы явилось внедрение метода регистрации интенсивности и времени жизни флуоресценции НАДН в тонкоигольную систему для пункционной биопсии и проведение предварительных измерений на модельных животных.

Для регистрации параметров интенсивности и времени жизни флуоресценции применялся метод время-коррелированного счета одиночных фотонов. Блоки измерительной системы (Becker & Hickl, Германия) включали в себя гибридный фотодетектор HPM-100-40-CMOUNT с флуоресцентным фильтром (445 ± 25 нм), лазер BDS-SM-375-FBC-101 и монохроматор MonoScan2000 (OceanOptics), позволяющий гарантировать возбуждение флуоресценции НАДН излучением на длине волны 365 нм. Лазерный источник и детекторы были подключены к специально разработанному тонкоигольному волоконно-оптическому зонду (\varnothing 1 мм, скос торца 20°).

Для сравнения параметров флуоресценции здоровых и злокачественных тканей в качестве модели использовались 8 мышей линии BDF, которым в ткани печени были перевиты клетки гепатоцеллюлярной карциномы мыши H33 (50000 клеток/мкл, 100 мкл на мышь). Исследования были одобрены Этическим комитетом Орловского государственного университета (протокол заседания № 12 от 6.09.2018). Эксперименты проводились *in vivo* через три месяца после операции. Оптический зонд вводили в несколько участков здоровой печени и опухолевых тканей. Образцы тканей исследуемых органов далее были отправлены на гистологическое исследование, результаты которого были использованы для подтверждения типа тканей при обработке полученных данных. Также проводились измерения в контрольной группе из 3 мышей без опухоли.

Полученные результаты показали высокую индивидуальную вариабельность и увеличение средней интенсивности флуоресценции у мышей с опухолями по сравнению с контрольной группой. Две компоненты времени жизни флуоресценции τ_1 и τ_2 продемонстрировали статистически значимую разницу между анализируемыми типами тканей, при этом указанные параметры в опухоли были снижены на 35 и 22% в сравнении с контрольной группой, соответственно (таблица 1). Вклад в общую флуоресценцию быстрой компоненты α_1 в злокачественных тканях был увеличен на 12-14%, что свидетельствует о преобладании свободного НАДН.

Таблица 1-
Сравнение параметров времени жизни флуоресценции

Исследуемая область	τ_1 , пс	τ_2 , пс	α_1 , %	α_2 , %
Контрольная группа	540±5	2721±11	61,4±0,4	38,6±0,4
Здоровая печень	848±26	3259±60	63,0±0,7	36,9±0,7
Опухоль	552±15	2532±26	75,6±0,6	24,4±0,6

Результаты соответствуют литературным данным о доминировании гликолиза в указанном типе опухоли, что выразилось в увеличении вклада быстрой компоненты затухания флуоресценции в общий уровень регистрируемой флуоресценции [3]. В свою очередь, разброс полученных значений может указывать на индивидуальные различия в процессе роста каждой опухоли.

Предлагаемый подход позволяет выявить атипичную метаболическую активность злокачественных клеток, следовательно внедрение измерений параметров времени жизни флуоресценции во время пункционной биопсии является перспективным для дальнейших исследований, в том числе при изучении метаболической активности опухолей различной степени злокачественности.

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда в рамках проекта №18-15-00201.

Библиографический список

1. Fine-needle aspiration biopsy of hepatocellular carcinoma and related hepatocellular nodular lesions in cirrhosis: controversies, challenges, and expectations / A. Wee // Patholog. Res. Int., 2011, 2011, 587936.
2. Люминесцентная микроскопия на основе многопараметрического время-коррелированного счета фотонов / В.И. Щеславский, М.В. Ширманова, А. Ельцов и др. // Успехи биологической химии, 2019, 59, с. 103-138.
3. Многофотонная микроскопия с эндогенным контрастом: природа флуорофоров и возможности в исследовании биохимических процессов / Е.А. Ширшин, Б.П. Якимов, М.Е. Дарвин и др. // Успехи биологической химии, 2019, 59, с. 139-180.

УДК 615.471+681.784.8

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ В СИСТЕМЕ ЖЁСТКОЙ ЭНДОСКОПИИ

Н.В. Голубова¹, В.В. Шуплецов¹, Д.Д. Ставцев¹,
Е.В. Потапова¹, В.В. Дремин^{1,2}

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

²College of Engineering and Physical Sciences, Aston University, Birmingham, United Kingdom

Рассмотрена возможность реализации оптических методов визуализации в канале жесткого эндоскопа. Проведены исследования на разработанных фантомах, моделирующих варибельность скорости кровотока, а также различные содержания хромофоров и флуорофоров в биологических тканях. Получены качественные и количественные результаты.

Ключевые слова: *оптические методы, жесткая эндоскопия, лазерная спекл-контрастная визуализация, флуоресцентная визуализация, гиперспектральная визуализация.*

INVESTIGATION OF THE POSSIBILITIES OF INTEGRATING MULTIMODAL IMAGING IN A RIGID ENDOSCOPY

N.V. Golubova¹, V.V. Shupletsov¹, D.D. Stavtsev¹,

E.V. Potapova¹, V.V. Dremir^{1,2}

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

²College of Engineering and Physical Sciences, Aston University, Birmingham,
United Kingdom

The possibility of integrating optical imaging methods into a rigid endoscope is considered. Studies were performed on phantoms that simulate the variability of blood flow velocity, as well as different concentrations of chromophores and fluorophores in biological tissue. Qualitative and quantitative results were obtained.

Key words: *optical methods, rigid endoscopy, laser speckle contrast imaging, fluorescence imaging, hyperspectral imaging.*

Несмотря на достижения последних лет в области медицины, остается актуальной проблема своевременного обнаружения и разработки адекватной тактики лечения некоторых острых хирургических заболеваний внутренних органов брюшной полости. Подобные состояния часто сопровождаются серьезным нарушением мезентериального кровотока и метаболическими изменениями, что в свою очередь приводит к ишемическим поражениям тканей и высоким показателям смертности [1].

Для оценки жизнеспособности тканей в последние годы широкое распространение получила лапароскопическая хирургия с использованием жестких эндоскопов (лапароскопов) [2], имеющая ряд преимуществ, таких как малоинвазивность, низкая травматизация тканей, сокращение послеоперационного периода. Однако существенным недостатком данного вида диагностики является субъективность, так как оценка состояния тканей проводится на основании визуального и пальпаторного обследований.

В работе предложено использовать многопараметрический подход с применением таких методов оптической диагностики, как лазерная спекл-контрастная (ЛСКВ), флуоресцентная (ФВ) и гиперспектральная (ГВ) визуализация, на основе которых возможно разработать инструментальные критерии оценки жизнеспособности ишемизированных тканей. Целью работы являлось исследование возможности интеграции данных методов визуализации в систему жесткой эндоскопии.

Для канала ЛСКВ был выбран лазерный источник излучения LASER-785-LAB-ADJ (Ocean Optics Inc., США) с длиной волны 785 нм. Спекл-картина регистрировалась монохромной КМОП-камерой UI-3360CP-NIR-GL Rev 2 (IDS GmbH, Германия) через ахроматическую линзу AC254-050-B-ML (Thorlabs, Inc., США) [3]. Для каналов ФВ и ГВ использовались светодиодный источник M450LP1 (Thorlabs, США) с длиной волны 450 нм и

эндоскопический ксенонный осветитель OSV-01 (ELEPS, Россия) соответственно. Для каналов ФВ и ГВ в качестве регистрирующего устройства использовалась гиперспектральная камера Specim IQ (Specim, Spectral Imaging Ltd., Финляндия) с диапазоном длин волн от 400 до 1000 нм и минимальной шириной полосы пропускания 7 нм. Также в канале регистрации флуоресценции был установлен фильтр FELH0500 (Thorlabs, США), пропускающий излучение с длиной волны от 500 нм.

Фантом для канала ЛСКВ представлял собой систему, состоящую из двух капилляров, по одному из которых с помощью электронасоса с заданной скоростью (0,5, 1, 1,5 и 2 мм/с) прокачивался 8% водный раствор 20% интралипида, в то время как другой капилляр был стационарно заполнен данным раствором, т.е. скорость перемещения модельной жидкости была равна нулю. Для канала ФВ был изготовлен оригинальный составной фантом на полиакриламидной основе, совмещающий в себе четыре области с различными концентрациями (0, 5, 10 и 15 мкМ) флуоресцирующего кофермента флавинадениндинуклеотида (ФАД). Для верификации канала ГВ использовался капилляр, заполненный раствором интралипида (20 мл), воспроизводящего рассеивающие свойства, и фуксина (20, 25 и 30 мкл) в качестве поглотителя [4]. Капилляр исследовался как отдельно, так и с ФАД-содержащим фантомом (5 мкМ), покрывающим его.

При обработке последовательностей десятисекундных записей, полученных методом ЛСКВ, был применен пространственный алгоритм. С помощью специально разработанного программного обеспечения в среде MatLab вычислялось значение спекл-контраста K для каждого изображения в области 40×40 пикселей в центральной части каждого капилляра. Критерий Манна-Уитни продемонстрировал значимые различия в массивах значений K для каждой из пар капилляров (с различием в скорости передвижения жидкости 0,5, 1, 1,5 и 2 мм/с).

Для испытания канала ФВ была произведена регистрация гиперкуба флуоресценции фантома с разрешением по длине волны. Максимальные значения интенсивности составили 6,94 отн.ед. для 15 мкМ ФАД, 5,24 отн.ед. для 10 мкМ ФАД, 4,30 отн.ед. для 5 мкМ ФАД и 1,24 отн.ед. для 0 мкМ ФАД.

Для проверки канала ГВ были получены гиперспектральные изображения капилляра (отдельно и с покрытием фантомом с ФАД) в диапазоне длин волн от 400 до 700 нм. Полученный спектр имел характерный провал, обусловленный поглощением фуксина, а амплитуда спектра варьировалась в зависимости от концентрации фуксина в растворе. К примеру, максимальные значения интенсивности для капилляра, покрытого фантомом с ФАД, составили 0,63 отн.ед., 0,71 отн.ед. и 0,86 отн.ед. для концентраций фуксина 20 мкл, 25 мкл и 30 мкл соответственно.

Таким образом, проведенные эксперименты показали, что описанная система чувствительна к различиям в скорости движения жидкости по капиллярам, а также к концентрации фуксина и ФАД в изготовленных

фантомах. Реализация предлагаемых методов в системе жесткой эндоскопии представляется перспективной, однако требует дальнейших исследований и технических улучшений.

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда в рамках проекта №18-15-00201.

Библиографический список

1. Тимербулатов В.М., Сахаутдинов В.Г., Тимербулатов Ш.В., Смыр Р.А., Саргсян А.М. Острое нарушение мезентериального кровообращения // Эндоскопическая хирургия. – 2016. – №3. – С. 44–49.
2. Кудрявцев П.В., Панченков Д.Н., Лакунин К.Ю. и др. Лапароскопия в лечении острой тонкокишечной непроходимости // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2014. – Т.7, №3. – С. 228-236.
3. Potapova E., Seryogina E., Dremin V., Stavtsev D., Kozlov I., Zherebtsov E., Mamoshin A., Ivanov Yu., Dunaev A. Laser speckle contrast imaging of blood microcirculation in pancreatic tissues during laparoscopic interventions // Quantum Electronics. – 2020. – 50(1). – P.33-40.
4. Потапова Е.В., Дрёмин В.В., Жеребцов Е.А., Подмастерьев К.В., Дунаев А.В. Разработка жидкого оптического фантома для флуоресцентных спектроскопических исследований // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – 2018. – Т.332, № 6. – С. 105-114.

УДК 535.372+616-089.819

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ФЛУОРЕСЦЕНЦИИ КОЖИ ПРИ ЭЛЕКТРОФОРЕЗЕ АДРЕНАЛИНА

О.А. Стельмашук¹, В.В. Шуплецов², Е.А. Жеребцов^{2,3}

¹ Лаборатория клеточной физиологии и патологии,

Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, Орел

² Научно-технологический центр биомедицинской фотоники,

Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева, Орел

³ Optoelectronics and Measurement Techniques Unit,

University of Oulu, Oulu, Finland

В работе показаны результаты исследования изменений параметров флуоресценции (интенсивности и времени жизни) кожи человека в ответ на ионофорез адреналина, полученные in vivo методом время-коррелированного счета одиночных фотонов.

Ключевые слова: флуоресценция кожи, время жизни флуоресценции, электрофорез.

MEASUREMENTS OF FLUORESCENCE PARAMETERS OF SKIN DURING ADRENALINE ELECTROPHORESIS

O.A. Stelmashchuk¹, V.V. Shupletsov², E.A. Zherebtsov^{2,3}

¹The Cell Physiology and Pathology Laboratory,

Orel State University named after I.S. Turgenyev, Orel

²Research and Development Center of Biomedical Photonics,

Orel State University named after I.S. Turgenyev, Orel

³Optoelectronics and Measurement Techniques Unit,

University of Oulu, Oulu, Finland

The paper presents results of a study on changes in the parameters of fluorescence (intensity and lifetime) in human skin in response to adrenaline iontophoresis, obtained in vivo by the method of time-correlated single photon counting.

Key words: *skin fluorescence, fluorescence lifetime, electrophoresis.*

Моноаминоксидазы (MAO) обоих типов является хорошо изученными ферментами, при этом оценка их активности *in vivo* является сложной задачей. MAO в организме выполняют важнейшую функцию инактивации эндогенных и экзогенных моноаминов. Известно, что дисфункция MAO (слишком большая или слишком низкая активность MAO) является причиной ряда психических и неврологических расстройств. Активность MAO типов А и Б количественно зависит от внутриклеточного эндогенного флуоресцирующего протеин-связанного кофактора FAD [1]. В связи с вышесказанным неинвазивный контроль активности MAO может быть полезен для подбора индивидуальной терапии при заболеваниях, связанных с недостаточной или избыточной активностью MAO. Одним из перспективных направлений исследований, является возможность транскутанного определения активности данного жизненно важного фермента окислительного дезаминирования в фибробластах кожи, что позволило бы неинвазивно диагностировать ряд патологий наследственной и приобретенной этиологии (шизофрении, депрессии, дефицита внимания, склонности к наркотическим зависимостям, а также мигреням), связанных с отклонениями в активности MAO [3].

Целью данной работы являлась разработка новых методов регистрации интенсивности и времени жизни флуоресценции ФАД кожи для дальнейшего применения в транскутанной оценке параметров активности MAO.

Для оценки параметров интенсивности и времени жизни флуоресценции была собрана экспериментальная система, реализующая метод время-коррелированного счета одиночных фотонов. Для возбуждения флуоресценции использовался лазерный источник BDS-SM-375-FBC-101 совместно с монохроматором MonoScan2000 (OceanOptics), обеспечивающие возбуждение флуоресценции на длине волны 375 нм. В качестве детектора использовался гибридный фотодетектор HPM-100-40-CMOUNT (Becker &

Nickl, Германия) со спектральным диапазоном чувствительности 250-720 нм и квантовой эффективностью в 45% (для 500 нм). Для выделения участка спектра флуоресценции, использовался полосовой фильтры MF 530-43 (ThorLabs, США). Источник лазерного излучения и детектор были подключены к волоконно-оптическому зонду с диаметром 3 мм.

В качестве вещества из группы катехоламинов в исследовании использовался адреналин. Введение катехоламинов посредством ионофореза позволяло быстро регистрировать изменения флуоресценции в ткани кожи, потенциально связанных с окислением адреналина моноаминоксидазой А до альгинатов [4]. При добавлении катехоламина к клеткам содержащим в достаточном количестве MAO наблюдается снижение интенсивности флуоресценции, ассоциированной с компонентами, имеющими малое время жизни (фракция протеин-связанных флавинов) [2].

В экспериментальных исследованиях приняли участие 10 добровольцев в возрасте 21–49 лет без заболеваний, связанных с изменением активности MAO в анамнезе. Исследования включали одновременную регистрацию параметров интенсивности и времени жизни флуоресценции совместно с ионофорезом физиологического раствора в течении 10 минут и последующим добавлением адреналина в течении следующих 10 минут. Измерения проводились на внутренней части предплечья с предварительной обработкой поверхности кожи этиловым спиртом. Электрод для ионофореза имел отверстие для установки оптического волокна для измерения времени жизни флуоресценции на поверхности кожи. Поступление адреналина (500 мкл 5,5 мМ) на поверхность кожи в область измерения осуществлялось с помощью инфузионного насоса.

Таблица 1

Сравнение параметров времени жизни флуоресценции кожи человека до и после ионофореза с адреналином

Измер. параметр	α_1 , %	a_{1a} , отн.ед	α_2 , %	a_{2a} , отн.ед	τ_1 , пс	τ_2 , пс	Интенс., отн.ед
479-40 нм							
До нанесения адреналина	57,8± 0,2	1470± 62	42,1± 0,12	1064± 46	495± 1,4	2905±4 ,1	1612162± 68978
После нанесения адреналина	57,0± 0,3	2313± 87	42,6± 0,13	1689± 61	525± 1,9	2901±3 ,4	2523447± 91967
530-43 нм							
До нанесения адреналина	57,0± 0,12	1396± 51	42,0± 0,12	999± 36	493± 1,3	2905±4 ,0	1518799± 54672
После нанесения адреналина	58,0± 0,14	1719± 68	41,0± 0,14	1190± 46	495± 1,2	2904±5 ,0	1817291± 71126

Основные измеренные параметры, представлены в таблице 1. Все указанные параметры, кроме компоненты времени жизни флуоресценции τ_2 демонстрировали статистически значимые различия в измерениях до и после воздействия адреналина. Таким образом, в результате исследований была разработана и исследована новая методика измерения параметров времени жизни флуоресценции кожи человека одновременно с ионофорезом катехоламинов, что потенциально может стать основой нового метода для транскутанной оценки параметров активности МАО.

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда в рамках проекта № 20-75-00123.

Библиографический список

1. Guang H.M., Du G.H. High-throughput screening for monoamine oxidase-A and monoamine oxidase-B inhibitors using one-step fluorescence assay // Acta Pharmacologica Sinica. 2006.
2. Krysiak J.M. [и др.]. Activity-based probes for studying the activity of flavin-dependent oxidases and for the protein target profiling of monoamine oxidase inhibitors // Angewandte Chemie - International Edition. 2012.
3. Li L. [и др.]. A sensitive two-photon probe to selectively detect monoamine oxidase B activity in Parkinson's disease models // Nature communications. 2014.
4. Удут В.В. [и др.]. Стресс-лимитирующие эффекты фармакологической модуляции симпато-адреналовой системы // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. 2011. № 39.

УДК 615

УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГУЛЯЦИИ НАРУШЕНИЙ СНА

Э.В. Габитова

ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В представленной работе исследованы теоретические данные метода. Описаны основные функциональные блоки устройства. Произведены расчеты блоков устройства.

Ключевые слова: *электросонотерапия, физиотерапия, цнс, импульсная терапия, ток, лечение, применение, стабилизатор, воздействие, обслуживание*

DEVICE FOR REGULATING SLEEP DISORDERS

E.V. Gabitova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In the present work, the theoretical data of the method are investigated. The main functional blocks of the device are described. The calculation of the device blocks.

Keywords: *electrosomotherapy, physiotherapy, cns, pulse therapy, current, treatment, application, stabilizer, exposure, maintenance*

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к аппаратной физиотерапии, и может быть использовано для лечения заболеваний, в основе патогенеза которых лежит образование застойных очагов возбуждения или торможения в коре полушарий головного мозга и может быть использовано при лечении нервно-психических заболеваний, преимущественно неврозов и реактивных состояний, Осложняющихся нарушением сна, а также в педиатрии, терапии, хирургии, гинекологии, дерматологии, а также для вызывания физиологического сна, в том числе в домашних и полевых условиях. [1]

Принцип действия известного устройства для обеспечения сна заключается в том, что на нервные клетки коры головного мозга воздействуют током вращающейся полярности, который получается в результате интерференции двух синусоидальных переменных токов частоты 2000-4000 Гц, сдвинутых по фазе на 90 В данном случае модулированный ток подводится к голове пациента при помощи двух пар взаимно перпендикулярно расположенных электродов.

Целью предлагаемого технического решения является сокращение времени наступления сна путем одновременного интерференционного, импульсного и постоянного воздействия.

Рассмотрим структурную схему аппарата (рис.1). Генератор импульсов представляет собой мультивибратор, состоящий из источника тока с электронного ключа на полевом транзисторе, функционирующий по принципу широтно-импульсной модуляции. Транзистор управляется аппаратной ШИМ микроконтроллера, который генерирует на своём выходе прямоугольные импульсы управления необходимой частоты и скважности. [2]

Для согласования и управления мощностью импульсов используется усилитель, в качестве которого выступает биполярный транзистор, включенный по схеме с общим эмиттером. Данный транзисторный каскад выполняет роль программируемого стабилизатора тока.

Ключ необходим для обеспечения защиты пациента в случае превышения амплитуды тока предельного порога.

Измеритель представляет из себя преобразователь ток в напряжение, который измеряет дифференциальное напряжения на шунте, включенном последовательно в измерительную цепь.

С помощью устройства ввода-вывода и индикатора организован человеко-машинный интерфейс, который позволяет врачу регулировать параметры воздействия и оповещает его о существующих неисправностях прибора.

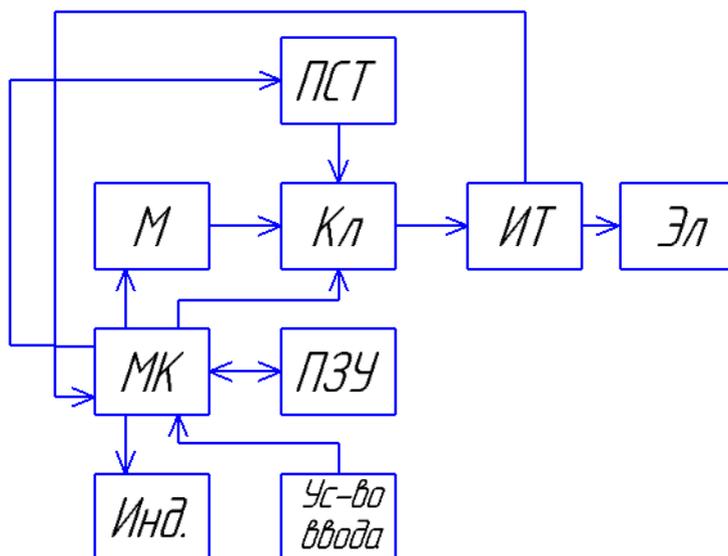


Рис. 1 – Структурная схема разработанного устройства электросон

На рис. 1: ИТ-измеритель тока; КЛ-ключ; ПСТ-параметрический стабилизатор тока; М-мультивибратор; Эл-электрод; Инд-индикатор; МК-микроконтроллер; ПЗУ-постоянное запоминающее устройство.

В наш век новейших технологий уже не обязательно собирать какую-либо схему на макетной плате, дабы убедиться в ее работоспособности. Существуют программы-симуляторы для симулирования работы схем в реальном времени. Одной из них и является **Proteus**. Это довольно многофункциональная программа для симуляции различных схем. [3]

Данная схема была спроектирована в программной среде Proteus 7 Professional.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧСС ПЛОДА

Э.В. Габитова

ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Заболевания сердечно-сосудистой системы новорожденных детей - одна из актуальных проблем современного здравоохранения. Мониторинг плода - процесс, с помощью которого можно выявить отклонения в развитии ребенка. Он является одной из важных задач современного акушерства. Цель мониторинга состояния плода заключается в своевременном выявлении патологий и профилактики дальнейших осложнений.

Задачей работы является разработка устройства для определения состояния сердца плода и прослушивания частоты сердечных сокращений.

Ключевые слова: *сердце, пьезоэффект, устройство, плод, эффект Доплера, датчик, ультразвук, мониторинг, схема.*

DEVICE FOR DETERMINING FETAL HEART RATE

E.V. Gabitova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Diseases of the cardiovascular system of newborns are one of the most pressing problems of modern health care. Fetal monitoring is a process that can be used to identify abnormalities in the child's development. It is one of the most important tasks of modern obstetrics. The purpose of fetal health monitoring is to detect pathologies in a timely manner and prevent further complications.

The aim of the work is to develop a device for determining the fetal heart condition and listening to the heart rate.

Keywords: *heart, piezoelectric effect, device, fetus, Doppler effect, sensor, ultrasound, monitoring, circuit.*

Целью работы является разработка устройства, построенного на современной элементной базе, учитывающего требования нормативов, ГОСТов, ЕСКД. Проведенный анализ литературы, патентный поиск позволили глубже изучить вопросы определения параметров органов сердца.

С помощью сердцбиения плода можно определить жизнеспособность не родившегося ребенка, а изменение сердцбиения указывает на отклонение от нормы. Во время того, как плод развивается, организм снабжается кислородом и полезными веществами вполне по другому, Норма максимальной амплитуды сердечного ритма составляет 25 ударов за минуту. А превышение или понижение нормы служит основанием предполагать нарушение в сердечно сосудистой или кровеносной системе. [1].

Фетальный доплер основан на эффекте Доплера. Мной представлена структурная схема (рис. 1).

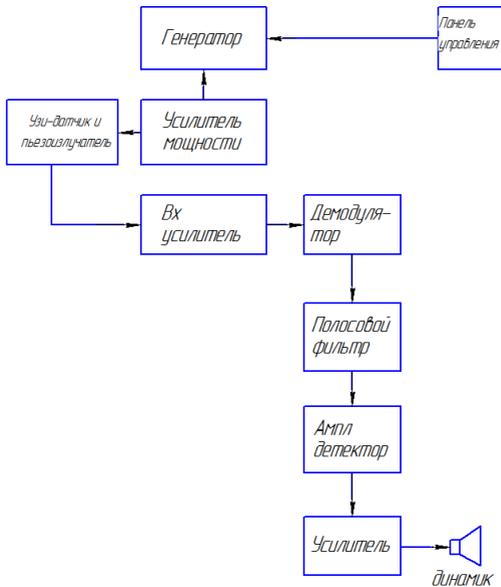


Рис. 1 – Структурная схема разрабатываемого устройства

Перед проведением обследования ультразвуковой датчик размещается в абдоминальной области пациентки таким образом, чтобы формируемый ультразвуковой луч был направлен в область расположения сердца плода

Панель управления содержит кнопку включения, выключения, регулировку громкости динамика. Электрический высокочастотный сигнал I с генератора подается на вход усилителя мощности. Усилитель мощности производит усиление нужной мощности сигнала, и далее сигнал поступает на ультразвуковой датчик. [2].

Беременная женщина устанавливает ультразвуковой датчик устройства на живот. Передвигая его пытается установить его в проекции сердца плода. В излучающей пьезопластине, входящую в состав датчика происходит преобразование электрического сигнала в механические колебания. Акустическая волна, прошедшая в тело пациента, отражается от акустических неоднородностей матери и плода и принимается той же пьезопластиной.

При этом частота сигнала, отраженного от неподвижных объектов, равна частоте высокочастотного генератора.

А частота сигнала, отраженного от подвижных объектов, например стенки сердца плода, отличается от исходного сигнала на величину Доплеровского смещения $D=FO (v/c)$, где FO частота задающего генератора, v - скорость движения объекта, c - скорость ультразвука в тканях ($c=1540$ м/с). [3].

Принятый амплитудно- модулированный сигнал усиливается входным усилителем. С помощью схемы синхронного демодулятора с полосно-пропускающим фильтром этот сигнал умножается на немодулированное колебание с частотой несущего колебания. В результате остается сигнал, прямо пропорциональная исходному информационному сигналу, так как амплитудно-модулированный сигнал с несущей частотой подавляет фильтр нижних частот. Амплитудный детектор выделяет пики сигнала, соответствующие сердцебиению ребенка. Усилитель низкой частоты рассчитан для усиления электрических колебаний до диапазона слышимости человека. Таким образом, к данным усилителям предъявляется требование усиления в диапазоне частот от 20Гц до 20кГц.

При помощи разрабатываемого устройства потребуется менее одной минуты, чтобы определить сердца плода. Вследствие очень малой интенсивности ультразвукового излучения, обследование безвредно и не имеет ограничений по применению.

Библиографический список

1. Бэйн, Б.Дж. Практическая и лабораторная гематология / Б.Дж. Бэйн. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2017. - 569 с.
2. Мкртумян, А. М. Неотложная эндокринология: учеб. пособие / А. М. Мкртумян, А. А. Нелаева. - Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2008. - 128 с.
3. Усатенко С.Т., Каченюк Т.К., Терехова М.В. Выполнение электрических схем по ЕСКД: Справочник. -2-е изд., перераб. и доп. – М.: Издательство стандартов, 1992. –316 с.

УДК 615

СИСТЕМА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ АРИТМИИ НА ОСНОВЕ ОБРАБОТКИ ЭКГ

А. В. Волченкова

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

*Рассмотрены этапы обработки информации в системе для выявления признаков аритмии на основе виртуального прибора в среде LabVIEW. **Ключевые слова:** ЭКГ, QRS-комплекс, алгоритм Пана-Томпкинса, мерцательная аритмия, экстрасистолия.*

SYSTEM FOR USING SIGNS OF ARRHYTHMIA IN ECG PROCESSING

A. V. Volchenkova

Scientific adviser O. V. Melnik

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

The stages of information processing in the system to identify signs of arrhythmia based on a virtual device in the LabVIEW environment are considered.

Key words: ECG, QRS complex, Pan-Tompkins algorithm, atrial fibrillation, extrasystole.

Аритмия в работе сердца – один из наиболее распространенных видов патологий сердечно-сосудистой системы. Особенно часто среди всех видов аритмий регистрируются экстрасистолы. Экстрасистола – внеочередное преждевременное сердечное сокращение, деполяризация и сокращение сердца или отдельных его камер, которое наблюдается у 60-70% людей. Внеочередной импульс может исходить из предсердий, предсердно-желудочкового соединения и желудочков.

Однако универсального решения для обнаружения аритмий в момент их возникновения не существует, что связано с нестационарным характером и вариациями сигналов ЭКГ между пациентами. Методы выявления признаков и классификации являются важными инструментами, широко используемыми при автоматической классификации аритмий.

В данной работе рассматривается подход к построению системы для выявления признаков аритмии в среде визуального программирования LabVIEW. Модуль регистрации ЭКГ передает данные на персональный компьютер. Обработка поступающей ЭКГ выполняется в следующей последовательности.

1. Первичная обработка.

LabVIEW обладает набором встроенных средств, позволяющих реализовать процедуру первичной обработки ЭКГ с использованием цифровых фильтров с требуемыми характеристиками.

2. Обнаружение текущего QRS-комплекса.

В основе разрабатываемого алгоритма обнаружения QRS-комплексов лежит алгоритм Пана-Томпкинса – это один из способов обнаружения волн ЭКГ.

Алгоритм Пана-Томпкинса [1] (рис.1) учитывает более высокую амплитуду, свойственную QRS-комплексу, и ширину, достигающую в норме 0.12 с. [2]. Первым шагом является прохождение отсчетами электрокардиосигнала фильтра нижних частот, где $X(n)$ – входной сигнал. Вторым шагом сигнал проходит через фильтр верхних частот. Третьим шагом является операция дифференцирования, что позволяет приблизительно вычислить угол наклона сигнала, подавить низкочастотные компоненты Р и Т зубцов. Далее производную сигнала необходимо возвести

в квадрат, на этом шаге происходит усиление возникающих на крутых склонах, высокочастотных компонентов QRS. Далее полученные значения проходят интегрирующий фильтр скользящего среднего.



Рис.1– Этапы работы алгоритма Пана-Томпкинса

В разработанной модификации алгоритма Пана-Томпкинса для обнаружения моментов появления QRS-комплексов используется пиковый детектор с настраиваемыми параметрами.

3. Расчет информативных признаков и анализ аритмий.

Обработка полученных данных происходит следующим образом [3]:

- а) Определение R-R интервалов;
- б) Определение средней полученной длительности интервалов;
- в) Вычисление среднего отклонения от полученных значений, что дает нам “отклонение от «нормы» (локальной нормы RR интервалов);
- г) Вычисление процентного соотношения RR-интервалов и сравнение его с нормой (не более 10%, при отсутствии синусовой аритмии, если же больше 10%, то о наличии синусовой аритмии у пациента);
- д) Сравнение среднего значения RR-интервала со средним значением нормы (1-0.6);

Для оценивания длины RR-интервала используем формулу (1):

$$\Delta_{RR} = X_n - X_{n-1} \quad (1),$$

где X – это зафиксированный на обработанной ЭКГ R зубец, n -порядковый номер значения.

Для получения среднего значения RR-интервала необходимо суммировать все значения и разделить на их количество. Это полученное среднее значение необходимо сравнить с RR-интервалами, соответствующими признакам различного рода аритмий. В частности, средний интервал для тахикардии должен быть ниже чем 100/60, то есть ниже чем 0.6. Для брадикардии, наоборот, значение должно быть выше 60/60, то есть, выше 1.

Вычитая из каждого RR-интервала среднее значение, получаем значение отклонения от локальной «нормы», разделив его на RR-интервалы и помножив на 100%, получаем процентное отклонение. Вычисляется среднее процентное значение, сравниваемое с 10, для выявления синусовой аритмии, и одного из признаков мерцательной аритмии.

Библиографический список

1. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm / IEEE Trans.

Biomed. Eng. Vol. ВМЕ-32. 1985. P. 230-236.

2. . Хэмpton Джон Р. Перевод с английского Ф.И. Плешкова. Основы ЭКГ.

3. Барановский А.Л., Калининченко А.Н., Манило Л.А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебник-пособие для вузов / под ред. А.Л. Барановского, А.П. Немирко. М.: Радио и связь. 1993. 93 с.

УДК 615

АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ НА ОСНОВЕ КРОСС-КОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА

Т.Б. Старухин

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

*Рассмотрен принцип обработки сигнала электроэнцефалограммы методом
кросс-корреляционного анализа. Предложена функциональная схема
устройства.*

Ключевые слова: ЭЭГ, кросс-корреляционный анализ.

ELECTROENCEPHALOGRAM ANALYZER BASED ON CROSS- CORRELATION ANALYSIS

T.B. Starukhin

Scientific adviser O. V. Melnik

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

*The principle of processing an electroencephalogram signal by the method of
cross-correlation analysis is considered. The functional diagram of the device is
proposed.*

Key words: EEG, cross-correlation analysis.

Головной мозг – это главный контролирующий орган центральной нервной системы (ЦНС), над изучением его строения и функций уже более 100 лет трудятся большое количество специалистов различных направлений. Одним из самых популярных методов исследования функции головного мозга является электроэнцефалография (ЭЭГ). Она представляет собой запись изменяющихся во времени биопотенциалов работающего мозга. Поскольку сигналы к регистрирующему электроду поступают от разных областей мозга, ЭЭГ показывает суммарную активность корковых нейронов.

Система «10—20%» [1] – стандартная система размещения электродов на поверхности головы, которая рекомендована Международной федерацией электроэнцефалографии и клинической нейрофизиологии (рис. 1).

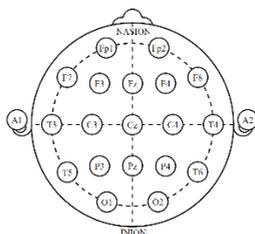


Рис. 1 – Система расположения электродов ЭЭГ «10-20%»

Поскольку сам по себе ЭЭГ-сигнал имеет довольно случайную форму и получить из него напрямую информацию крайне сложно, с целью выделения информативных параметров было разработано много методов анализа ЭЭГ, которые можно объединить в группы:

- Спектральный анализ
- Картирование
- Морфологическая локализация ЭЭГ-источников
- Периодометрический анализ
- Сегментный анализ
- Корреляционный анализ

В данной работе разрабатывается анализатор электроэнцефалограммы на основе кросс-корреляционного анализа. Электроэнцефалографические исследования проводят при эпилептических припадках, обмороках, нарушениях сна, головной боли и т.д.

Корреляционный анализ включает вычисления коэффициентов корреляции, а также авто- и кросскорреляционных функций [2]. Коэффициент корреляции (КК) Пирсона (параметрический) является индикатором линейной связи между парными переменными или парными выборками X и Y и применяется в случае нормально распределенных исходных данных. Он вычисляется как отношение ковариации двух переменных к их стандартным отклонениям (1):

$$r_{xy} = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (1).$$

Для изучения свойств энцефалографических сигналов, особенностей их обработки, а также для реализации собственного анализатора биопотенциалов головного мозга предлагается построить виртуальный прибор в среде визуального программирования LabVIEW. Функциональная схема анализатора представлена на рисунке 2.

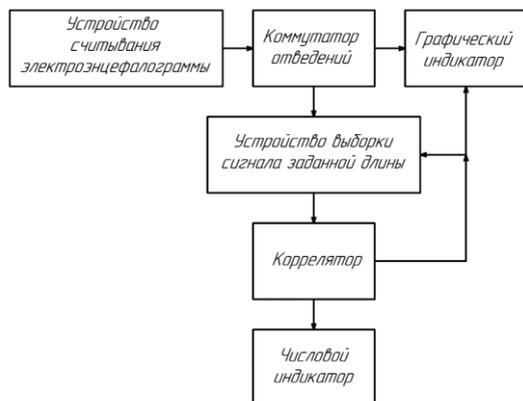


Рис. 2 – Функциональная схема анализатора ЭЭГ на основе кросс-корреляционного анализа

Реализация виртуального анализатора ЭЭГ в среде LabVIEW основана на схемотехническом принципе реализации любого измерительного устройства, при этом, за счёт наличия графического интерфейса, может быть обеспечен удобный и гибкий доступ к промежуточным и конечным результатам обработки.

Устройство считывания ЭЭГ преобразует файл в двумерный массив. Коммутатор отведений выделяет из полученного массива два одномерных массива, содержащих запись ЭЭГ одного отведения. Данные одномерных массивов отображаются на графическом индикаторе в качестве исходного сигнала, а также поступают на устройство выборки сигнала заданной длины.

В данном устройстве происходит выделение подмассивов заданной длины из одномерных массивов, что реализует выбор окна анализа. Длина подмассива и индекс первого элемента задается курсорами на графическом индикаторе. Выбранное окно анализа также отображается на графическом индикаторе, чтобы обеспечить удобный органолептический контроль выбора окна.

Затем выбранные подмассивы подаются на коррелятор – устройство для автоматического расчета коэффициента корреляции. Рассчитанный коэффициент отображается на числовом индикаторе и также для наглядности на графическом индикаторе.

Библиографический список

1. Н.Н. Jasper. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* – 1958.
2. Timashev S.F., Panishev O.Yu., Polyakov Yu.S., Demin S.A., Kaplan A.Ya. Analysis of cross-correlations in electroencephalogram signals as an approach to proactive diagnosis of schizophrenia // *Physica A.* 2012. Vol. 391. PP. 1179-1194.

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

УДК 51-7: 681.2.087

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ НЕСТАБИЛЬНОСТИ ПЕРИОДА ДИСКРЕТИЗАЦИИ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

А.Р. Ахундова, Ю.А. Булгаков, А.А. Михеев

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

Рассмотрен вопрос оценки погрешности восстановления сигнала дрейфа изолинии электрокардиосигнала, представленного сложными дискретными отсчетами, обусловленной изменением периода дискретизации в соответствии с изменением ритма сердца.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, дрейф изолинии, сложные дискретные отсчеты, погрешность восстановления.

ANALYSIS OF THE EFFECT OF INSTABILITY OF THE SAMPLING TIME ON THE PROCESSING RESULTS OF ELECTROCARDIOSIGNAL

A.R. Akhundova, U. A. Bulgakov, A.A. Mikheev

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

The problem of estimating the error in restoring the signal of the isoline drift of an electrocardiosignal represented by complex discrete samples due to a change in the sampling period in accordance with a change in the heart rate is considered.

Key words: electrocardiosignal, drift isoelectric base line, complex discrete samples, reconstruction error.

Введение. Типовая операция предварительной обработки электрокардиосигнала (ЭКС) состоит в устранении дрейфа изолинии. Один из методов устранения дрейфа изолинии заключается в формировании дискретных отсчетов сигнала дрейфа изолинии (СДИ) на TP-сегменте ЭКС, восстановлении по этим отсчетам СДИ и его вычитании из исходного ЭКС с дрейфом изолинии [1].

Для обеспечения возможности восстановления СДИ с частотами, сравнимыми с ЧСС, можно использовать преобразование дискретных отсчетов СДИ на TP-сегменте ЭКС в сложные дискретные отсчеты (СДО) [2], позволяющие подавить в их спектре заданные спектральные зоны [3].

Анализ и моделирование. Для задачи выделения СДИ с частотами, близкими к ЧСС, достаточно обеспечить равенство нулю составляющих первой спектральной зоны, расположенных вокруг частоты, равной частоте

F_d дискретизации. Для этого СДО должен состоять из основного дискретного отсчета длительностью τ и одной пары дополнительных отсчетов длительностью τ , один из которых сдвинут на интервал τ_c влево от основного отсчета, а второй – на такой же интервал вправо. Дополнительные отсчеты должны быть умножены на масштабный коэффициент K_1 .

Выражение, связывающее амплитуду составляющей k -й спектральной зоны в спектрах последовательности основных отсчетов СДИ и сложных дискретных отсчетов, имеет вид

$$A_{CДОk} = U_0 \frac{2\tau}{T_d} \frac{\sin\left(k\pi \frac{\tau}{T_d}\right)}{k\pi \frac{\tau}{T_d}} \left[1 + 2K_1 \cos\left(2\pi k \frac{\tau_c}{T_d}\right) \right]. \quad (1)$$

Чтобы подавить в спектре последовательности СДО составляющие k -ой спектральной зоны, необходимо выполнить условие: $A_{CДОk} = 0$. Как следует из (1), выполнить это условие можно, приравняв нулю выражение в квадратных скобках. Для подавления первой спектральной зоны ($k=1$) это условие примет вид [3]

$$1 + 2K_1 \cos\left(2\pi \frac{\tau_c}{T_d}\right) = 0. \quad (2)$$

При заданных номинальных значениях периода T_d дискретизации и сдвига τ_c дополнительных отсчетов уравнение (2) решается относительно масштабного коэффициента K_1 . Так как имеет место вариабельность сердечного ритма, то период T_d дискретизации сигнала дрейфа изолинии будет переменным. Это приведет к тому, что при расчетных K_1 условие (2) не всегда будет выполняться, и составляющие первой спектральной зоны будут отличаться от нуля.

Целесообразно оценить степень влияния ВСР на спектральный состав сложных дискретных отсчетов сигнала дрейфа изолинии в зависимости от значений сдвига τ_c дополнительных отсчетов СДИ и соответствующих им расчетных значений K_1 масштабных коэффициентов.

Из условия (2) были определены номинальные значения масштабных коэффициентов K_1 при разных значениях сдвигов ($\tau_c = i\tau$, где $i=1,2,3,4$) дополнительных отсчетов СДИ относительно основных отсчетов и периоде дискретизации T_d , равном средней длительности одного цикла сердечных сокращений. При этом, как следует из (2) и (1), амплитуда составляющей первой спектральной зоны ($k=1$) в спектре последовательности СДО будет равна нулю.

Для каждой из возможных пар номинальных значений K_{1i} и τ_{Ci} из (1) определены отклонения от нуля $\Delta A_{CДО1}$ амплитуды составляющей первой спектральной зоны при изменении периода T_d^* дискретизации от $0.9T_d$ до $1.1T_d$. При этих же параметрах СДО выполнен расчет спектра в пакете Mathcad с

использованием встроенной функции дискретного преобразования Фурье «CFFT». Результаты приведены в таблице 1. Из таблицы 1 видно, что результаты расчета и моделирования практически совпали.

Сигнал дрейфа изолинии может быть восстановлен путем выделения из спектра последовательности СДО нулевой спектральной зоны с помощью фильтра нижних частот [2]. Оценим относительную погрешность восстановления СДИ, обусловленную нестабильностью периода дискретизации, используя результаты, приведенные в таблице 1. Примем, что номинальная частота дискретизации равна частоте сердечных сокращений при 60 ударов в минуту, коэффициент передачи фильтра равен 1 в полосе от нуля до $0.5F_D$, что позволяет восстановить СДИ с частотой в пять раз больше, чем при восстановлении по обычным дискретным отсчетам. Коэффициент передачи фильтра равен 0.5 на частоте первой спектральной зоны. Результаты представлены в таблице 2. Из таблицы 2 видно, что указанная погрешность может достигать нескольких десятков процентов, что не всегда является приемлемым.

Таблица 1 -

Отклонение амплитуды первой спектральной составляющей от нуля

τ_c	$A_{сдо1} \times 10^3, В$	T_D^*										
		$0.9T_D$	$0.92T_D$	$0.94T_D$	$0.96T_D$	$0.98T_D$	$1.0T_D$	$1.02T_D$	$1.04T_D$	$1.06T_D$	$1.08T_D$	$1.1T_D$
τ	(1)	11.566	8.777	6.252	3.962	1.885	0	-1.713	-3.27	-4.686	-5.974	7.15
	CFFT	11.575	8.783	6.256	3.965	1.887	0	1.714	3.272	4.688	5.977	-7.147
2τ	(1)	95.382	72.827	51.168	33.242	15.698	0	-14.575	-27.94	-40.2	-51.442	-61.754
	CFFT	95.46	72.883	52.207	33.265	15.909	0	14.584	27.958	40.222	-51.471	61.788
3τ	(1)	-134.57	-104.21	-75.632	-48.783	-23.596	0	22.08	42.72	62.0	78.98	96.756
	CFFT	134.68	104.29	75.688	48.818	23.612	0	22.094	42.746	62.032	80.028	96.808
4τ	(1)	-35.17	-28.511	-21.554	-14.42	-7.208	0	7.141	14.165	21.031	27.71	34.176
	CFFT	35.198	28.533	21.57	14.43	7.213	0	7.146	14.173	21.043	27.724	34.194

Таблица 2 -

Относительная погрешность восстановления сигнала дрейфа изолинии

τ_c	δ	T_D^*										
		$0.9T_D$	$0.92T_D$	$0.94T_D$	$0.96T_D$	$0.98T_D$	$1.0T_D$	$1.02T_D$	$1.04T_D$	$1.06T_D$	$1.08T_D$	$1.1T_D$
τ	δ_1	0.22	0.171	0.124	0.081	0.039	0	0.037	0.072	0.105	0.137	0.167
2τ	δ_2	0.192	0.15	0.11	0.071	0.035	0	0.033	0.065	0.095	0.124	0.152
3τ	δ_3	0.143	0.113	0.084	0.055	0.027	0	0.027	0.052	0.078	0.102	0.126
4τ	δ_4	0.071	0.059	0.045	0.031	0.016	0	0.016	0.033	0.05	0.067	0.084

Заключение. Таким образом, изменчивость периода дискретизации, обусловленная вариабельностью сердечного ритма, не позволяет в полной мере реализовать возможности применения СДО для выделения СДИ с частотами, приближающимися к ЧСС. Одним из приемов преодоления этого ограничения может быть изменение значений сдвигов дополнительных отсчетов в соответствии с изменением частоты сердечных сокращений.

Библиографический список

1. Патент РФ 2436502, МКИ⁷ А61 В 5/04. В5/0402 Способ устранения дрейфа изoeлектрической линии электрокардиосигнала и устройство для его

осуществления. Опул. 10.12.2011. Бюл. №35.

2. Патент РФ 2251968, МКИ⁷ А61 В 5/0402. Способ устранения дрейфа изолинии электрокардиосигнала и устройство для его осуществления. Опул. 20.05.2005. Бюл. №14.

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.

УДК 616.71

АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ЗНАЧЕНИЙ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ В БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧКАХ ЧЕЛОВЕКА

Е.В. Виноградова

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

Представлен алгоритм обработки значений электропроводности биологически активных точек (БАТ) человека. Описан процесс поиска уравнения регрессии и калибровочных коэффициентов.

Ключевые слова: биотехническая система, электропунктурная диагностика, потенциал, электрод, биологически активная точка.

ALGORITHM FOR PROCESSING THE VALUES OF ELECTRIC CONDUCTIVITY AT HUMAN BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

E.V. Vinogradova

FGBOU VO Vladimir State University named after Alexander
Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletovs, Vladimir

An algorithm for processing the values of electrical conductivity of biologically active points (BAP) of a person is presented. The process of finding a regression equation and calibration coefficients is described.

Key words: biotechnical system, electropuncture diagnostics, potential, electrode, biologically active point.

После разработки биотехнической системы контроля течения заболевания пациента с помощью метода электропунктурной диагностики и нейротерапии для регистрации электропроводности БАТ на персональном компьютере (ПК), был разработан код программы в среде «Arduino IDE» [1]. Данный код предназначен для автоматического обнаружения пробы БАТ и передачи данных в последовательный порт. Алгоритм программного обеспечения представлен на рисунке 1.

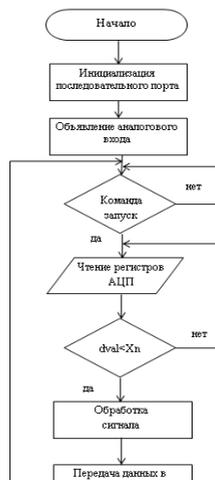


Рис. 1 – Алгоритм ПО

Разработанная программа в среде «Lazarus» необходима для хранения данных пациента и обращения к ним, с помощью нее возможно анализировать график изменения значений электропроводности в течение определенного времени. Программа, после ввода данных пациента и нажатия на кнопку «ввести», автоматически определяет номер последовательного порта и получает откалиброванное значение электропроводности с последовательного порта, затем записывает и выводит его на экран. Интерфейс программы представлен на рисунках 2-3.

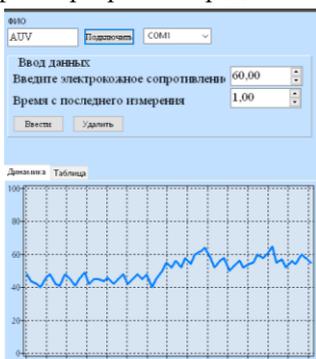


Рис. 2 – Интерфейс программы для хранения данных электропроводности БАТ человека (график данных)

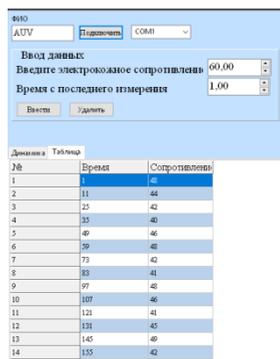


Рис. 3 – Интерфейс программы для хранения данных электропроводности БАТ человека (таблица данных)

После разработки устройства были получены цифровые показатели исходных значений электропроводности в пределах от 14 усл.ед. до 100 усл.ед., график зависимости цифровых данных от номера измерения представлен на рисунке 4.



Рис. 4 – График зависимости цифровых данных от № отсчета

Для калибровки устройства были найдены калибровочные коэффициенты следующим образом:

1. Измеряемое значение электропроводности и соответствующее преобразованное цифровое значение были занесены в программу «excel».
2. Затем был построен график зависимости цифрового значения от значения электропроводности.
3. Затем на график была добавлена линия тренда и определено уравнение регрессии (см. Рисунок 5).

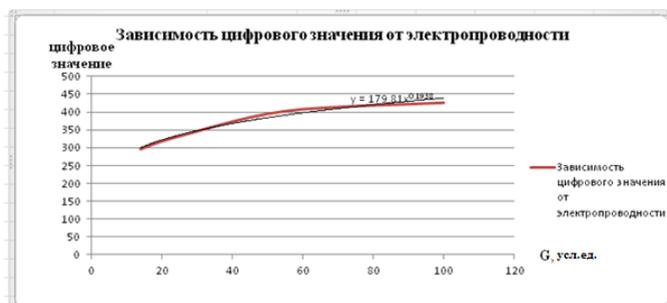


Рис. 5 – Линия тренда на графике зависимости цифрового значения от электропроводности

4. После были определены калибровочные коэффициенты по формуле регрессии (см. Формула 1).

$$y = 179,81 * x^{0,1938} , \quad (1)$$

где x – исходное значение электропроводности, усл.ед.;

y – цифровое значение.

Калибровочные коэффициенты оказались равны: $k_1=179,81$; $k_2=0,1938$.

Полученное уравнение регрессии и калибровочные коэффициенты были включены в код программы в среде «Arduino IDE» для осуществления калибровки значений электропроводности.

Библиографический список

1. Виноградова Е.В., Фролова Т.Н. Электростимуляционная нейротерапия в медицинской реабилитации больных // Сб. тр. по материалам Международной науч. конф., посвященной 85-летию Курского государственного медицинского университета. – Курск: КГМУ, 2020. Т. I. – 799 с. С. 5-8.

УДК 615

БИОИНФОРМАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ РОЛИ IL-1 В МЕХАНИЗМАХ РАЗВИТИЯ ШИЗОФРЕНИИ

Н.Ю. Часовских, А.А. Бобрышева, Е.Е. Чижик
ФГБОУ ВПО СибГМУ Минздрава России, г. Томск

В данной работе с помощью биоинформационных инструментов (SWISS-MODEL, PRISM) было проведено моделирование взаимодействия белков, запускающих IL-1-опосредованную внутриклеточную сигнализацию, при наличии/отсутствии однонуклеотидных полиморфизмов (SNP) при шизофрении. Были проанализированы взаимодействия IL-1RA с IL-1RI, IL-1RAP и с комплексом рецепторов IL-1RI+IL-1RAP. Результаты исследования позволяют сделать вывод о том, что мутация p.Ser130Arg в гене белка IL-1RA приводит к образованию ослабленного комплекса между белком IL-1RA и связанными рецепторами IL-1RI+IL-1RAP. При этом может уменьшаться противовоспалительная роль IL-1RA по сдерживанию взаимодействий IL-1 с рецепторами, что может привести к активации сигналинга IL-1 и усилению воспалительного ответа.

Ключевые слова: Шизофрения, IL-1, GWAS, моделирование.

BIOINFORMATIC ANALYSIS OF THE ROLE OF IL-1 IN THE MECHANISMS OF SCHIZOPHRENIA DEVELOPMENT

N. Yu. Chasovskikh, A. A. Bobrysheva, E. E. Chizhik
Siberian State Medical University, Tomsk,
Address: 2 Moskovsky trakt, Tomsk, 634055

In this work, using bioinformatics tools (SWISS-MODEL, PRISM), we modeled the interaction of proteins that cause the IL-1-mediated intracellular signaling in the presence / absence of single nucleotide polymorphisms (SNPs) in schizophrenia.

Namely, the interactions of IL-1RA with IL-1R1, IL-RAP and with the IL-1R1 + IL-1RAP receptor complex were analyzed. The results of the study allow us to conclude that the p.Ser130Arg mutation in the IL-1RA protein gene leads to the formation of a weakened complex between the IL-1RA protein and the bound IL-1R1 + IL-1RAP receptors. In this case, the anti-inflammatory role of IL-1RA in inhibiting the interaction of IL-1 with receptors may decrease, which can lead to activation of IL-1 signaling and to increasing the inflammation.

Keywords: Schizophrenia, IL-1, GWAS, modeling.

Введение

Шизофрения является распространённым мультифакториальным заболеванием [3], при этом особый интерес исследователей вызывают генетические аспекты её развития. Наследственность и семейная передача шизофрении известны уже несколько десятилетий, но регулярно появляются новые данные о генетической ассоциации генов и их полиморфизмов [2, 11]. В исследовании моделей шизофрении на мышах и приматах выявлено, что воспалительные реакции, возникающие во время беременности, могут влиять на развитие мозга и вносить вклад в этиологию заболевания [1]. Важное место в запуске таких механизмов играют провоспалительные цитокины [4, 7]. В частности, установлено, что при шизофрении повышаются уровни интерлейкина-1 бета (IL-1 β) [4] и антагониста рецептора IL-1 (IL-1RA)[7], однако детальные аспекты участия данного интерлейкина в воспалительном ответе остаются неясными. Целью данного исследования является моделирование взаимодействия белков, запускающих IL-1-опосредованную внутриклеточную сигнализацию, при наличии/отсутствии однонуклеотидных полиморфизмов (SNP), ассоциированных с шизофренией.

Материалы и методы

Однонуклеотидные полиморфизмы генов молекул, запускающих IL-1-опосредованную внутриклеточную сигнализацию при шизофрении, были извлечены с сервиса DisGeNET, представляющего собой платформу, объединяющую данные экспертных хранилищ, каталогов GWAS, моделей животных и научной литературы [10]. Последовательность аминокислот для моделирования белков была взята с сайта NCBI из базы данных Protein [5]. Далее вручную проводилась замена аминокислоты в последовательности в соответствии с положением полиморфизма. Моделирование белков по известной последовательности было проведено с помощью сервера моделирования белковой структуры SWISS-MODEL [9]. Для извлечения известных белковых структур, не нуждающихся в моделировании, был использован сервис PDB (ProteinDataBank) [8]. 3D-структуры белковых комплексов были смоделированы с помощью PRISM [6].

Результаты и обсуждение

Сервис PRISM в качестве результатов прогнозирования взаимодействий рассчитывает такие показатели, как шаблон, энергия и структура.

Шаблон представляет собой структуру связывания по горячим точкам, то есть по специфичности сайтов связывания.

Энергия отражает энергию связи, то есть разность между энергией состояния, в котором составляющие части системы бесконечно удалены друг от друга и находятся в состоянии активного покоя и полной энергией связанного состояния системы.

Прогнозирование и анализ энергий выхода проводились для эталонных взаимодействий, то есть взаимодействий без полиморфизмов, и с включением в последовательность полиморфизма IL-1RA rs315952. Были проанализированы взаимодействия IL-1RA с IL-1R1, IL-RAP и с комплексом рецепторов IL-1R1+IL-1RAP. Наиболее информативным получился результат взаимодействия с рецепторным комплексом.

Соединение молекул эталонного IL-1RA с рецепторами IL-1 реализуется по шаблону 1iraXY (Таблица 1). Необходимая для дальнейшего сравнения взаимодействия полученного комплекса с комплексом с полиморфизмом энергия для соотнесения бралась именно по нему.

Таблица 1– Шаблоны и энергии взаимодействий эталонного IL-1RA с комплексом белков IL-1R1+IL-1RAP

Шаблоны и энергии взаимодействий эталонного IL-1RA с комплексом белков IL-1R1+IL-1RAP	
Interface (Шаблон)	Energy (энергия), кДж/моль
1iraXY	-34.27
3fmpCD	-15.92
1itbAB	-2.67

Согласно результатам прогнозирования взаимодействия IL-1RA с полиморфизмом с рецепторным комплексом, представленным в таблице 2, минимальная энергия комплекса наблюдается у шаблона 1iraXY и составляет минус 25.27 кДж/моль.

Таблица 2–Шаблоны и энергии взаимодействий IL-1RA с полиморфизмом rs315952 с комплексом белков IL-1R1+IL-1RAP

Шаблоны и энергии взаимодействий IL-1RA с полиморфизмом rs315952 с комплексом белков IL-1R1+IL-1RAP	
Interface (Шаблон/интерфейс)	Energy (энергия), кДж/моль
1iraXY	-25.27
1iraXY	-19.03
1iraXY	-15.47
1itbAB	-12.36

При сравнении по шаблону IiraXY взаимодействия с комплексом без полиморфизма оказалось, что минимальная энергия составляет минус 34.27 кДж/моль, в то время как с полиморфизмом - минус 25.27 кДж/моль. Таким образом, исследуемый полиморфизм действительно влияет на образование связи IL-1RA с рецепторным комплексом IL-1R1+IL-1RAP.

Результаты исследования позволяют сделать вывод о том, что мутация p.Ser130Arg в гене белка IL-1RA при шизофрении приводит к образованию ослабленного комплекса между белком IL-1RA и связанными рецепторами IL-1R1+IL-1RAP. При этом может уменьшаться противовоспалительная роль IL-1RA по сдерживанию взаимодействий IL-1 с рецепторами, что может привести к активации сигналинга IL-1 и усилению воспалительного ответа.

Библиографический список

1. Frodl, T. Is there an association between peripheral immune markers and structural/functional neuroimaging findings?/Т.Frodl, F.Amico // Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry. – 2014. – Vol. 46. – P. 295-303.
2. Functional genomics reveal gene regulatory mechanisms underlying schizophrenia risk / Y. Huo, S. Li, J. Liu [et al.] // Nat Commun. – 2019. – Vol. 10, №1. – P. 670.
3. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017 / S. L. James, D. Abate, K. H. Abate [et al.] // The Lancet. – 2018. – Vol. 392, № 10159. – P. 1789-1858.
4. Impaired monocyte activation in schizophrenia: ultrastructural abnormalities and increased IL-1 β production / N. A. Uranova, P. D. Bonartsev, L. V. Androsova [et. al] // Eur Arch Psychiatry ClinNeurosci. – 2017. – Vol.267, №5. – P.417-426.
5. NCBI Resource Coordinators. Database resources of the National Center for Biotechnology Information / NCBI Resource Coordinators // Nucleic Acids Research. – 2018. – Vol.46, №D1. – P. D8-D13.
6. PRISM: a web server and repository for prediction of protein-protein interactions and modeling their 3D complexes / A. Baspinar, E. Cukuroglu, R. Nussinov [et al.] // Nucleic Acids Res. – 2014. – Vol. 42. – P.W285-W289.
7. Profiling inflammatory signatures of schizophrenia: A cross-sectional and meta-analysis study / D. Frydecka, M. Krzystek-Korpacka, A. Lubeiro [et al.] // Brain Behav Immun. – 2018. – Vol. 71. – P.28-36.
8. Protein Data Bank (PDB): The Single Global Macromolecular Structure Archive / S.K. Burley, H.M. Berman, G.J. Kleywegt [et al.] // Methods Mol Biol. . – 2017. – Vol. 1607. – P.627-641.
9. SWISS-MODEL: homology modelling of protein structures and complexes / A. Waterhouse, M. Bertoni, S. Bienert [et al.] // Nucleic Acids Research. – 2018. – Vol.46, №W1. – P. W296-W303.

10. The DisGeNET knowledge platform for disease genomics: 2019 update / J. Piñero, J. M. Ramírez-Anguita, J. Saüch-Pitarch [et al.] // *Nucleic Acids Research*. – 2020. – Vol.48, №D1. – P. D845-D855.
11. The schizophrenia genetics knowledgebase: a comprehensive update of findings from candidate gene studies / C. Liu, T. Kanazawa, Y. Tian [et al.] // *Transl Psychiatry*. – 2019. – Vol. 9, №1. – P. 205.

УДК 004.81:612.821

МОНИТОРИНГ УРОВНЯ КОГНИТИВНОЙ АКТИВНОСТИ

К.В. Сидоров, Н.И. Бодрина, М.Б. Маньков

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

Представлены результаты исследований по мониторингу уровня когнитивной активности человека. Для мониторинга использовались сигналы электроэнцефалограмм (ЭЭГ). Описаны база данных и итоги спектрального анализа паттернов ЭЭГ, отображающих изменение уровня когнитивной активности человека с учетом эмоциогенной стимуляции.

Ключевые слова: когнитивная активность, база данных, ЭЭГ.

MONITORING THE LEVEL OF COGNITIVE ACTIVITY

K.V. Sidorov, N.I. Bodrina, M.B. Mankov

Tver State Technical University, Tver

The results of research on monitoring the level of human cognitive activity are presented. Electroencephalogram (EEG) signals were used for monitoring. The database and results of spectral analysis of EEG patterns that reflect changes in the level of human cognitive activity, taking into account emotionogenic stimulation, are described.

Keywords: cognitive activity, database, EEG.

В последние полтора-два десятилетия различные отечественные и зарубежные ученые весьма активно занимаются вопросами исследования когнитивной (мыслительной, вычислительной, познавательной) активности человека [1, 2]. С учетом того, что когнитивная активность является важным показателем при оценке функционального состояния головного мозга у взрослых и детей, а также может быть индикатором когнитивных нарушений в связи с возрастными изменениями, современное общество, с увеличивающейся долей пожилых в последние годы, остро нуждается в разработке специализированных аппаратных средств и программных приложений. Подобные технические решения ориентированы на задачи мониторинга и коррекции когнитивной деятельности человека без использования лекарственных (медикаментозных) воздействий.

В работе приведены результаты исследований, отражающие корреляцию между эмоциогенными факторами (внешними раздражителями), влияющими на изменение эмоциональных реакций человека (испытуемого), и вариацией уровня когнитивной активности. Мониторинг когнитивной деятельности осуществлялся путем регистрации электрической активности головного мозга испытуемого, с помощью электроэнцефалограмм (ЭЭГ), в процессе выполнения им различных типов (блоков) вычислительных заданий. В определенные моменты времени (между разнотипными блоками заданий) испытуемому предъявлялись эмоциогенные отрицательные и положительные стимулы (в виде аудио- и видеоинформации) с целью воздействия на уровень когнитивной активности. База данных биомедицинских сигналов получена с помощью биотехнической системы «EEG-Speech+» [3]. База данных (рис. 1) включает паттерны ЭЭГ (19 отведений по международной системе «10-20»), продолжительностью 60 секунд (15 000 отсчетов), являющиеся откликами испытуемых при решении ими разнотипных когнитивных задач (операций).

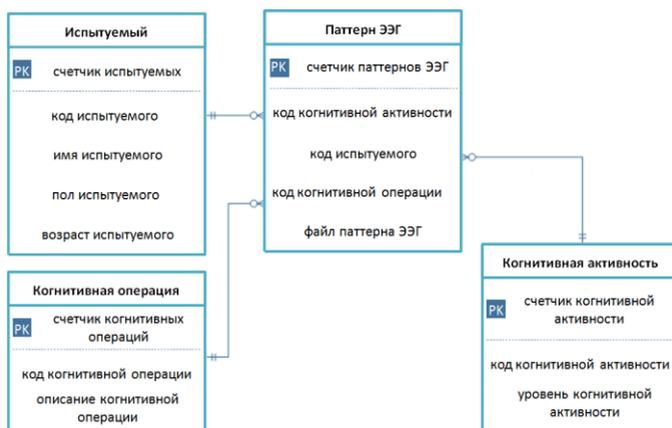


Рис. 1 – Структура базы данных «Экспериментальная выборка паттернов ЭЭГ, характеризующих уровень когнитивной активности человека»

Все паттерны ЭЭГ (300 объектов), полученные в период с 2019 по 2020 гг., разделены на 3 класса («Низкий уровень», «Средний уровень», «Высокий уровень»), характеризующие уровни когнитивной активности испытуемых. В качестве испытуемых выступили студенты и аспиранты ТвГТУ (5 женщин и 5 мужчин, возраст которых варьировался от 21 до 26 лет). Испытуемый выполнял по 10 типов когнитивных операций (табл. 1).

Таблица 1 – Когнитивная операция (КО)

Счетчик КО	Код КО	Описание КО
1	K01	умножение однозначного числа на двузначное число
2	K02	умножение однозначного числа на трехзначное число
3	K03	умножение двузначного числа на двузначное число
4	K04	деление трёхзначного числа на однозначное число
5	K05	задача на вычисление процентов
6	K06	геометрическая задача
7	K07	задача на эрудицию
8	K08	задача на логику и мышление
9	K09	задача на память и внимание
10	K10	инсайтная задача

Нахождение коррелятов уровня когнитивной активности испытуемого и информативных показателей паттернов ЭЭГ осуществлено с применением методов спектрального анализа – показателей абсолютных значений мощностей (АЗМ, $\text{мкВ}^2/\text{Гц}$) [3]. Анализ показателей АЗМ предоставил возможность выявить наиболее информативные ритмы и отведения. Максимальные изменения в уровнях когнитивной активности испытуемых отмечаются в 6 отведениях (P3-A1, C3-A1, P4-A2, C4-A2, O1-A1, O2-A2) при отрицательной эмоциогенной стимуляции в ритмах: 1) тета (4-8 Гц) (рис. 2); 2) бета 1 (13-24 Гц) и бета 2 (24-35 Гц). Тета- и бета-ритмы после стимуляции характеризуются возрастающими значениями АЗМ, данная тенденция сохраняется в течение приблизительно 30-40 минут.

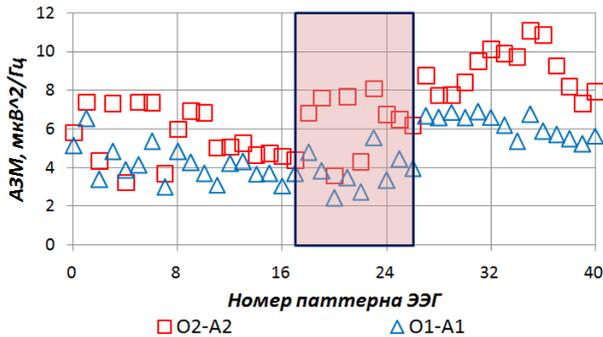


Рис. 2 – Признаки АЗМ в тета-ритме при частоте 4-8 Гц (до стимуляции – с 0 по 16; стимуляция – с 17 по 26; после стимуляции – с 27 по 40)

Результаты исследований демонстрируют доказательства возможности реализации эмоциогенной стимуляции в задаче мониторинга уровня когнитивной активности человека.

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

Библиографический список

1. Noor A.K. Potential of cognitive computing and cognitive systems // Open Engineering. 2015. Vol. 5, No. 1. Pp. 75–88.
2. Ульянов С.В., Мамаева А.А., Шевченко А.В. Технология когнитивного интеллектуального управления: оптимизатор баз знаний на мягких вычислениях и глубокое машинное обучение // Нечеткие системы и мягкие вычисления. 2018. Т. 13, № 2. С. 166–182.
3. Мониторинг уровня когнитивной активности обучаемого путем фрагментарного анализа ЭЭГ-сигналов / Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров, Н.И. Бодрина, М.Е. Воронков, П.С. Ключев // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. Т. 9, № 4 (33). С. 8–23.

УДК 159.942:612.741.1:612.821

МУЛЬТИМОДАЛЬНАЯ БАЗА ОБРАЗЦОВ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ И ЭМОЦИОГЕННЫХ СТИМУЛОВ

Н.И. Бодрина, Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров

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

Рассмотрены современные базы и наборы данных для изучения эмоций. Описана мультимодальная база данных, содержащая паттерны биомедицинских сигналов (ЭМГ, ЭЭГ, речь), а также наборы стимульного материала (фото, видео, звук), применяемого в исследованиях с использованием биотехнической системы «ЭЭГ-Речь+».

Ключевые слова: эмоция, стимуляция, ЭЭГ, ЭМГ, речь, когнитивная активность.

MULTIMODAL BASE OF BIOMEDICAL SIGNAL'S SAMPLES AND EMOTIOGENIC STIMULI

N.I. Bodrina, N.N. Filatova, K.V. Sidorov

Tver State Technical University, Tver

Modern databases and data sets for the study of emotions are considered. A multimodal database is described. It contains patterns of biomedical signals (EMG, EEG, speech), as well as sets of stimulus material (photo, video, sound) used in studies using the «EEG-Speech+» bioengineering system.

Key words: emotion, stimulation, EEG, EMG, speech, cognitive activity.

Учёт эмоционального состояния при взаимодействии человека с компьютерными системами крайне актуален в медицине, в области развлечений, мониторинге, дистанционном обучении и маркетинге. Эмоции человека влияют на его внимание, принимаемые решения и способность решать задачи. В настоящее время разрабатываются системы, отслеживающие эмоции оператора для прогноза эффективности его работы. Дальнейшее развитие подобных систем заключается в формировании у человека нужных эмоций для повышения его работоспособности.

Мониторинг эмоционального состояния может основываться на отслеживании мимики лица, цвета лица, положения зрачков, речи, электрокардиограмм (ЭКГ), электромиограмм (ЭМГ), электроэнцефалограмм (ЭЭГ), кожно-гальванических реакций (КГР), электроокулограмм (ЭОГ) и т.д. Для организации подобных исследований требуется специализированное оборудование. По этой причине многие исследователи пользуются готовыми наборами данных, размещёнными в сети. Большинство подобных баз содержат фото или видеозаписи человеческих эмоций, распространены также записи эмоциональной речи на различных языках. Данные аннотируются по нескольким параметрам. Обычно это знак эмоции, возбуждение и доминирование. Крайне редко аннотируется название эмоции. Значительно больший интерес представляют базы, предоставляющие доступ к записям биомедицинских сигналов ЭЭГ, ЭКГ и ЭМГ. Базы GAMEEMO [1] и [2], базы DEAP [3], DREAMER [4] и K-EmoCon [5] кроме видеозаписей лиц содержат паттерны ЭЭГ и ЭКГ. База ASCERTAIN [6] дополнительно предоставляет записи КГР. Стимулами выступают видеоролики [2, 3, 4, 6], общение с ассистентом [5], видеоигры [1]. В настоящее время не существует доступных наборов данных, содержащих паттерны ЭМГ сигнала, хотя лицевая миография активно применяется для мониторинга эмоций.

В ТвГТУ разработана мультимодальная база эмоциональных реакций (рис. 1). В ней содержатся образцы ЭЭГ, ЭМГ и речевых сигналов, маркированные по знаку эмоции и уровню когнитивной активности. Все образцы биомедицинских сигналов получены нами в ходе экспериментов с использованием биотехнической системы «ЕЕГ-Речь+» [7].

Образцы эмоций, представленные в базе, являются естественными, а не имитированными. Поэтому, стимульный материал также включён в базу. Наборы стимульного материала формируются из фрагментов, полученных из открытых источников. Каждый фрагмент представляется в виде изображения, короткого смыслового видеоролика или звукозаписи. Именно фрагменты несут эмоциогенную функцию. Каждый фрагмент маркирован метками содержимого и ожидаемой эмоциональной реакции.

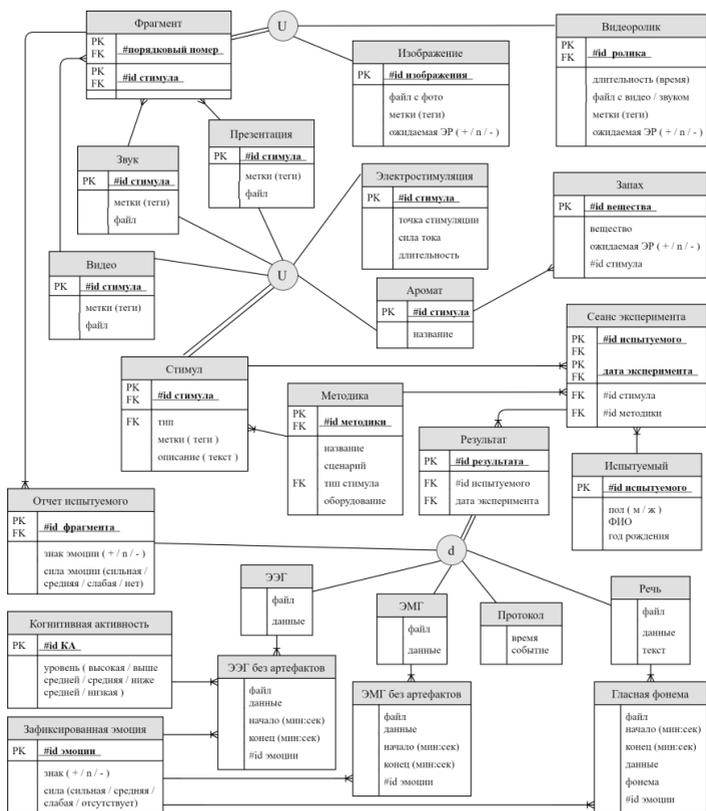


Рис. 1. – ER-модель мультимодальной базы данных

Результаты последующих экспериментов будут расширять базу. Также мы планируем расширение видов стимулов (обонятельные и тактильные стимулы). Планируется расширенное атрибутирование образцов сигналов – определение направление развития эмоции и уровня когнитивной активности.

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

Библиографический список

1. Database for an emotion recognition system based on EEG signals and various computer games – GAMEEMO / T. Alakuş, M. Gonen, I. Turkoglu // Biomedical Signal Processing and Control. 2020. 60. 101951. doi: 10.1016/j.bspc.2020.101951.
2. An EEG Database and Its Initial Benchmark Emotion Classification Performance / A. Seal, P.P.N. Reddy, P. Chaithanya, A. Meghana, K. Jahnavi, O. Krejcar, R. Hudak // Computational and Mathematical Methods in Medicine. 2020. Vol. 2020. Article ID 8303465. doi: 10.1155/2020/8303465.

3. DEAP: A Database for Emotion Analysis using Physiological Signals (PDF) /S. Koelstra, C. Muehl, M. Soleymani, J.-S. Lee, A. Yazdani, T. Ebrahimi, T. Pun, A. Nijholt, I. Patras // *EEE Transactions on Affective Computing*. 2012. Vol. 3, No. 1. Pp. 18–31.
4. DREAMER: A Database for Emotion Recognition Through EEG and ECG Signals from Wireless Low-cost Off-the-Shelf Devices / S. Katsigiannis, N. Ramzan // *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2018. Vol. 22, No. 1. Pp. 98–107. doi: 10.1109/JBHI.2017.2688239.
5. K-EmoCon, a multimodal sensor dataset for continuous emotion recognition in naturalistic conversations / Ch. Y. Park, N. Cha, S. Kang, A. Kim, A.H. Khandoker, L. Hadjileontiadis, U. Lee. // [Data set]. Zenodo. 2020. doi: 10.5281/zenodo.3762962.
6. ASCERTAIN: Emotion and Personality Recognition Using Commercial Sensors / R. Subramanian, J. Wache, M.K. Abadi, R. L. Vieriu, S. Winkler, N. Sebe // *IEEE Transactions on Affective Computing*. 2018. Vol. 9, No. 2. Pp. 147–160. doi: 10.1109/TAFFC.2016.2625250.
7. Анализ биомедицинских сигналов как способ оценки когнитивной активности при эмоциональной стимуляции / К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова, Н.И. Бодрина, П.Д. Шемаев // *Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение*. 2019. Т.9, № 1 (30). С. 74–85.

УДК 621.317.616

ПРИМЕНЕНИЕ БИОИМПЕДАНСНОГО СИГНАЛА В ПРОТЕЗИРОВАНИИ

О.И. Сазонов, С.С. Селютина

ФГБОУ ВО «Московский авиационный институт (национальный
исследовательский университет)», г. Москва

Рассмотрен принцип регистрации биоимпедансного сигнала для неинвазивного определения типа движения кисти человека. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: *Биоимпеданс, неинвазивный, протез верхних конечностей, тип движения.*

APPLICATION OF BIOIMPEDANCE SIGNAL IN PROSTHETICS

O.I. Sazonov, S.S. Selutina

Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow

The principle of recording a bioimpedance signal for non-invasive determination of the type of human hand movement is considered. The functional scheme of the device is proposed.

Key words: *Bioimpedance, non-invasive, upper limb prosthesis, type of movement.*

Один из наиболее важных критериев эффективности протезов – лёгкость и естественность управления. С этой точки зрения лучшими являются биоэлектрические протезы, в которых используются физиологические сигналы, управляющие движениями конечностей здоровых людей. Однако по ряду причин в таких системах наблюдается дефицит входной управляющей информации. Решить эту проблему можно путем регистрации электрических управляющих сигналов, получаемых от двигательных волокон периферического нерва с помощью электродов [1].

На сегодняшний день самым распространённым подобным управляющим сигналом является электромиографический (ЭМГ) сигнал. Но он не лишён ряда недостатков. В связи с этим было проведено исследование возможного применения биоимпедансного сигнала для системы управления протезом.

Суть метода заключается в измерении изменения импеданса мышечных тканей. Для исследования (регистрации) используют зондирующий ток амплитудой от 1 до 10 мА и частотой 100 кГц, который подаётся на токовые электроды. Использование меньшей амплитуды уменьшит отношение сигнал/шум, а большие амплитуды вызовут неприятные ощущения у пациента и нежелательные сокращения мышц.

Регистрация происходит с помощью электродных установок, которые делятся на два вида – биполярные и тетраполярные. При тетраполярной методике (рис. 1) исследуемый участок органа или ткани находится между измерительными электродами, где плотность линий тока равномерна и влияние искажений линий поля вблизи токовых электродов минимально. Влияние пульсаций крови на импеданс контакта «электрод-кожа» в этом случае на порядок меньше, чем при биполярной методике [2].

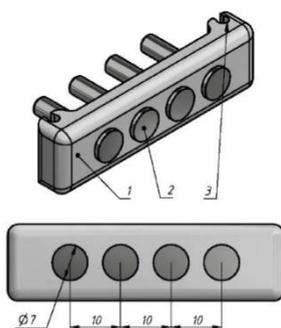


Рис. 1 – Тетраполярная электродная сборка

Известно, что движение руки непосредственно связано с физическим изменением мышц и костей в предплечье вызывают характерное изменение биоимпеданса. Кисть может выполнять ряд движений: схват/расхват, сгибание/разгибание, ротация. За совершение этих действий отвечают два типа мышц – агонисты и антагонисты (рис. 2). При сокращении агонистов

происходят движения в одном направлении, а при сокращении антагонистов – в противоположном[3].

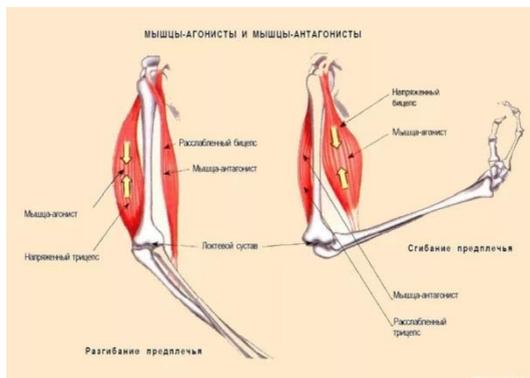


Рис. 2 – Изображение мышц агонистов и антагонистов.

Если предположить, что изменение сопротивления во время сокращения связано с площадью поперечного сечения мышц по формуле сопротивления проводника, то сокращение мышц должно отображаться уменьшением амплитуды сигнала в областях расположения мышц-агонистов и увеличения амплитуды в областях расположения мышц-антагонистов (рис 3). на основе этих данных можно определить места регистрации, которые позволят классифицировать движения.



Рис. 3 – Показания Биоимпедансного сигнала в области разгибателя запястья

Для реализации системы управления протезом была разработана функциональная схема системы, представленная на рисунке 4.



Рис. 4 – Система управления биоэлектрическим протезом.

Данный программно-аппаратный комплекс находится в разработке и в будущем должен быть способен считывать и воспроизводить движения человеческой руки.

Библиографический список

1. Д.Сафин, И.Пильщиков, М.Ураксеев. «"Современные системы управления протезами".» ЭЛЕКТРОНИКА: Наука, Технология, Бизнес(2009).
2. И.А., Сафонова Л.П. Кудашов. Моделирование, анализ и исследование информатичности сигналов импедансной реографии. МГТУ им. Н.Э. Баумана, б.д.
3. Капанджи. Верхняя конечность. Физиология суставов. Москва: Экс-мо, 2009.

УДК 631.348.8+58.08:621.3.06+621.317.3:621.3-1/-8

К АНАЛИТИЧЕСКОМУ И ЧИСЛЕННОМУ МОДЕЛИРОВАНИЮ ТРЕХФАЗНЫХ СИСТЕМ И УСТАНОВОК С БИОЛОГИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ

Д.С. Болотов¹, В.Г. Ляпин², Н.А. Стушкина², Э. Колмурзина²

¹ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный аграрный университет»,
г. Новосибирск

²ФГБОУ ВО «Российский государственный аграрный университет»,
г. Москва

Рассмотрено обеспечение исследований электрических параметров электротехнологических установок повреждения растительных объектов.

Ключевые слова: электротехнологические установки, электрическое повреждение, электроды, растительные объекты, напряжение, ток.

TO DETERMINATION ELECTRIC PARAMETER AT DAMAGE VEGETABLE OBJECT

D.S. Bolotov¹, V.G. Lyapin², N.A. Stushkina², E. Kolmurzina²

¹Novosibirsk state agrarian university, Novosibirsk

²Russian state agrarian university, Moscow

The considered aspects of the studies of electric parameter of electrotechnological plant for damage vegetable object.

Key words: *electrotechnological plant, electric damage, electrodes, vegetable objects, voltage, current.*

В настоящее время наблюдается рост исследований разнообразных биологически значимых эффектов действия электромагнитных полей и излучений на структурно-функциональные системы биологических объектов (БО). Большое внимание в последние годы уделено методике и результатам аналитических, численных и экспериментальных исследований структурно-функциональных изменений в БО при их электрическом повреждении или стимуляции [1, 2]. Наиболее важными элементами в электрическом контуре однофазных и трехфазных электротехнических (электротехнологических, энергетических, информационно-измерительных) систем и установок (ЭСиУ) с БО являются токоподводы, электроды, электродная система с межэлектродным промежутком (МЭП), определяющие работу ЭСиУ и характер процессов в электрическом контуре. Следовательно, актуально автоматическое регулирование параметров электрической цепи с БО и разработка аналитических и численных моделей ЭСиУ с БО.

Основным параметром электрической цепи с БО является ее мощность p_t , которая влияет на структурно-функциональные изменения БО. Регулирование p_t в БО можно осуществлять управлением напряжения u_t МЭП. Для управления p_t в МЭП используется косвенный метод контроля мощности, основанный на принципе умножения мгновенных значений силы тока i_t и напряжения u_t на БО. Контроль напряжения на БО производится косвенно путем присоединения измерительной аппаратуры к технологическим или измерительным электродам ЭСиУ. При этом u_t на БО не соответствует фазному напряжению на выходе электропреобразователя ЭСиУ из-за падения напряжения в короткой сети. Установить электрический контакт для измерения параметров БО на токоподводе разогретого технологического электрода, находящемся в сильном электрическом поле, сложно. Поэтому, для получения информации об электрических параметрах БО вместо операции измерения целесообразно определять u_t , i_t и p_t путем моделирования цепи вторичного напряжения электропреобразователя ЭСиУ с учетом параметров короткой сети.

При моделировании процессов в электрическом контуре с БО (рассмотрении изменения электрических параметров трехфазной цепи с

учетом несинусоидальности напряжения на БО) мгновенные значения токов и напряжений в фазах, а также u_t , i_t и p_t в БО определяются из решения системы дифференциальных уравнений, описывающих процессы в электрической цепи с БО. Используя упрощенную эквивалентную схему замещения трехфазной короткой сети (рис. 1), составим систему уравнений, описывающих работу трехфазных цепей без нулевого провода:

$$\left. \begin{aligned} u_{AB} &= (R_A + R_B)i_1 - R_B i_2 + d\psi_1 / dt \\ u_{BC} &= (R_B + R_C)i_2 - R_B i_1 + d\psi_2 / dt \\ 0 &= (R_a + R_b + 2R_{МЭП})i_3 - (R_b + R_{МЭП})i_4 + d\psi_3 / dt \\ 0 &= (R_b + R_c + 2R_{МЭП})i_4 - (R_b + R_{МЭП})i_3 + d\psi_4 / dt \end{aligned} \right\},$$

где: u_{AB} , u_{BC} – мгновенные значения линейных напряжений; $i_1 - i_4$ – токи контуров, причем $i_1 = i_A$, $i_2 = -i_C$, $i_3 = i_a$, $i_4 = -i_c$; R_A , R_B , R_C и R_a , R_b , R_c – активные сопротивления фаз первичной и вторичной обмоток трансформатора; $\psi_1 - \psi_4$ – результирующие потокосцепления контуров; $R_{МЭП}$ – сопротивление МЭП.

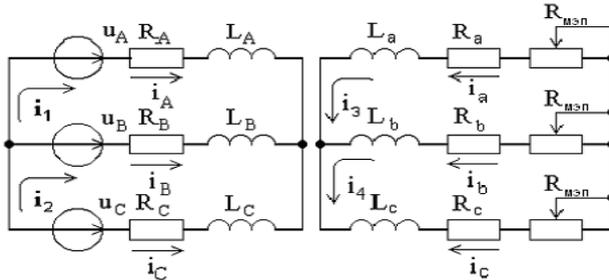


Рис. 1 – Схема распределения токов в электрооборудовании ЭСиУ и МЭП с БО

При заданном напряжении между электродами, мощность электродной системы ЭСиУ определяется сопротивлением фазы z_{ϕ} , которое представляет собой комплексное сопротивление БО и приэлектродного пространства МЭП, образующими фазу, а также сопротивление электрода z_e . Общую мощность трёхфазной электродной системы при соединении треугольником S_{Δ} (рис. 2) или звездой S_Y можно рассчитать по формулам $S_{\Delta} = 3U_{л}^2 / (z_{\phi} + 2z_e)$ или $S_{\Delta} = \sqrt{3}U_{л}^2 / (z_{\phi} + z_e)$, где $U_{л}$ – линейное выходное напряжение. Результаты расчёта проверяются экспериментальными исследованиями и математическим моделированием схемы ЭСиУ в среде EWB [2].

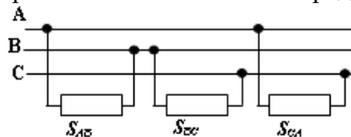


Рис. 2 – Схема включения нагрузки ЭСиУ на линейные напряжения (S_{AB} , S_{BC} , S_{CA} – приэлектродное пространство, почва, ткани наземной и корневой систем растений)

Эти уравнения позволяют моделировать эксплуатационные и аварийные режимы работы ЭСиУ. При моделировании начального (переходного) режима работы, ток в i -ом контуре определяется как сумма токов i_{ni} периодической (принужденной) и i_{ai} аperiodической (свободной) составляющих, $i_i = i_{ni} + i_{ai}$. Периодическая составляющая i -го тока во временном интервале ищется в виде частного решения системы неоднородных уравнений, получаемой из вышеприведенной, где напряжения синусоидальны, а оператор дифференцирования d/dt заменен на $j\omega$. Аperiodическую составляющую тока i_{ai} ищут в виде полного решения системы однородных дифференциальных уравнений, которую получают из вышеприведенной, приняв в ней $u_{AB} = u_{BC} = 0$ и $di/dt = \Delta i/\Delta t$. Уравнения преобразуют так, чтобы в левой их части находились падения напряжения на активных сопротивлениях и решают методом последовательных интервалов.

Приведенные выше уравнения справедливы для источника электромагнитного поля любой структуры и любой конфигурации электродов или токопроводов ЭСиУ, т.е. на генератор электромагнитного поля в виде векторного поля объёмной плотности стороннего тока $\vec{\delta}_{cm}$ не были наложены какие-либо существенные ограничения. При этом, как показывают уравнения, в однородной среде электрическое и магнитное поля определяются возбудителями электромагнитного поля генератора двух видов – источниками ($div \vec{\delta}$) и вихрями ($rot \vec{\delta}$) соответственно, которые являются математически независимыми. При решении практических (инженерных) задач, используются идеализированные конфигурации (структуры) источника поля, его возбудителей и полной плотности тока, облегчающие математическое описание конкретных объектов исследуемой электротехнической системы. К таким конфигурациям относятся поверхностно распределенные (поверхностные), линейно распределенные (линейные) и точечные электроды (генераторы или возбудители электромагнитного поля).

Библиографический список

1. Ляпин, В.Г. Исследования и разработки по электрическому повреждению биообъектов. Проблемы, перспективы/В.Г. Ляпин, Д.С. Болотов// Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2020: сб. тр. III междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6/под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2020. – С. 71-75.
2. Соболев, А.В. Основы теории электрических цепей. Практикум/А.В. Соболев, В.И. Загинайлов, В.Г. Ляпин; Российский государственный аграрный университет – МСХА имени К.А. Тимирязева. – М.: РГАУ-МСХА имени К.А. Тимирязева, 2020. - 76 с. <https://doi.org/10.34677/2019.039>.

СПОСОБЫ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ АНАЛИЗА ВСР

Т.А. Витязева

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

В работе рассмотрены способы повышения эффективности анализа ВСР путем применения многоскоростной обработки при узкополосной фильтрации; совместной обработки сигналов ВСР и дыхания; формирования синхронизованных последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы.

Ключевые слова: *вариабельность сердечного ритма, кардиоритмограмма, пневмограмма, многоскоростная обработка сигналов, синхронизация.*

METHODS OF HRV ANALYSIS IMPROVEMENT

T.A. Vityazeva

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

The paper considers the ways to improve the efficiency of HRV analysis by applying multi-rate processing for narrow-band filtering; joint processing of HRV and respiratory signals; formation of synchronized sequences of cardiorhythmogram and pneumogram.

Key words: *heart rate variability, cardiac rhythmogram, pneumogram, multirate signal processing, synchronization.*

Вариабельность сердечного ритма (ВСР), представляющая собой колебания длительности цикла сердечных сокращений, является важным диагностическим признаком для оценки общего состояния организма, а также для оценки адаптационных возможностей регуляторных систем организма. Особое место среди наиболее важных для диагностики параметров сердечного ритма занимают так называемые медленноволновые составляющие со следующими диапазонами частот: высокочастотные колебания HF с частотой 0.15-0.4Гц; низкочастотные колебания LF с частотой 0.04-0.15Гц и очень низкочастотные колебания VLF с частотой 0.003-0.04Гц [1]. Наличие соответствующих колебаний в сердечном ритме определяют при помощи спектрального анализа кардиоритмограммы, которая представляет собой последовательность длительностей RR-интервалов электрокардиосигнала. Для диагностических целей оценивают мощность спектральных составляющих, находящихся в диапазонах HF и LF, и отношение HF/LF, характеризующее баланс симпатических и парасимпатических влияний на ритм сердца [2].

Для анализа ВСР в работе [3] предложено использовать набор узкополосных фильтров, частотные характеристики которых выбраны в

соответствии с [1]. Реализация набора узкополосных фильтров анализа ВСР в классе цифровых цепей с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтров), отличающихся устойчивостью и линейностью фазочастотной характеристики, наталкивается на проблему больших порядков узкополосных фильтров и, как следствие, большого объема вычислительных затрат, требуемой памяти данных и коэффициентов, а также значительного уровня собственных шумов. Для снижения объема вычислительных операций при фильтрации электрокардиосигнала в работе [3] предложено применить многоскоростную обработку сигнала (МОС), состоящую в переходе на пониженную частоту дискретизации. Спроектирована многоступенчатая структура понижения частоты дискретизации, проведена оценка вычислительных затрат на обработку ЭКС-сигнала, выполнено сравнение фильтрации при использовании МОС и без ее использования. Показано, что применение МОС способно в десятки тысяч раз повысить вычислительную эффективность проектируемых устройств. В работе [4] проведена оптимизация предложенной в [3] многоступенчатой структуры понижения частоты дискретизации. Полученная структура приведена на рисунке 1. На основе методики оптимального проектирования многоступенчатых структур расчетным путем определено, что переход к двухступенчатой структуре понижения частоты дискретизации дает максимальный выигрыш по критерию минимума вычислительных затрат и емкости памяти данных и коэффициентов.

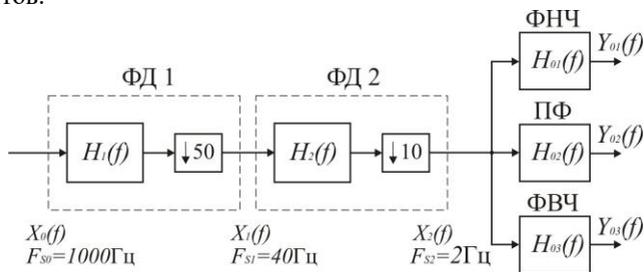


Рис. 1 – Оптимальная двухступенчатая структура набора фильтров анализа ВСР с предварительной децимацией

В нормальном состоянии организма человека ВСР обусловлена в основном процессом дыхания: во время вдоха частота сердцебиений увеличивается, во время выдоха – уменьшается. 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.

В ряде случаев у отдельных лиц, страдающих заболеваниями дыхательной системы, а также у высокотренированных 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. Для исключения принятия ошибочного решения целесообразно учитывать влияние дыхания на ритм сердца [5].

Для адекватного учета влияния дыхания на ритм сердца необходимо обеспечить синхронную запись сигналов, отображающих эти процессы.

В работе [6] предложен алгоритм совместной обработки сигналов ВСР и дыхания, его структура показана на рисунке 2.

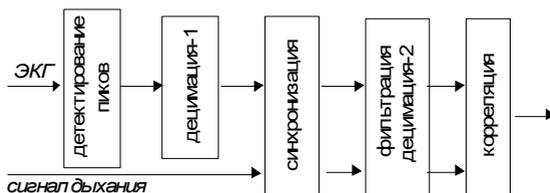


Рис. 2 – Алгоритм совместной обработки сигналов ВСР и дыхания

Алгоритм включает в свой состав этап синхронизации, которая позволяет повысить степень согласованности при регистрации процессов ВСР и дыхания и за счет этого более достоверно оценить корреляцию сигналов ВСР и дыхания.

Предложен способ формирования синхронизованных последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы [7], учитывающий временные задержки при обработке и регистрации этих сигналов.

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. Михайлов В.М. Вариабельность ритма сердца. Опыт практического применения метода.- Иваново: НейроСофт, 2000.- 200 с.
3. Витязева Т.А., Михеев А.А. Применение многоскоростной обработки сигналов в задачах анализа вариабельности сердечного ритма//Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. №3(выпуск 49). С.14-21.
4. Витязева Т.А., Витязев С.В., Михеев А.А. Оптимальное проектирование фильтра анализа вариабельности сердечного ритма//Цифровая Обработка Сигналов. 2015. №2. С.18-22.

5. Патент РФ 2392848. Способ диагностики стресса у человека./Р.П. Карасев, М.М. Лапкин// Оpubл. 27.06.2010. Бюллетень №18.
6. 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.
7. 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

УПРАВЛЕНИЕ ПРОЕКТАМИ В ИТ СФЕРЕ

О.И. Криц, А.В. Губарев

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

Рассмотрены особенности управления ИТ-проектами, группы процессов жизненного цикла проекта, а также различные подходы к управлению жизненным циклом проекта.

Ключевые слова: *ИТ-проект, жизненный цикл проекта, управление проектом.*

IT PROJECT MANAGEMENT

O.I. Critz, A.V. Gubarev

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

Features of it project management, groups of project lifecycle processes, as well as various approaches to project lifecycle management are considered.

Key words: *IT project, project lifecycle, project management.*

Управление ИТ-проектами – это процесс планирования, организации и разграничения ответственности за выполнение конкретных целей организации в области информационных технологий.

Управление ИТ-проектами включает в себя надзор за проектами по разработке программного обеспечения, установке оборудования, обновлению сети, развертыванию облачных вычислений и виртуализации, бизнес-аналитике и проектам управления данными, а также реализации ИТ-услуг.

Помимо обычных проблем, которые могут привести к неудаче проекта, существуют факторы, которые могут негативно повлиять на успех ИТ-проекта. К таким факторам относятся достижения в области технологий во время выполнения проекта, изменения инфраструктуры, влияющие на безопасность и управление данными, а также неизвестные зависимые

отношения между аппаратным обеспечением, программным обеспечением, сетевой инфраструктурой и данными. IT-проекты также могут быть подвержены штрафу за первое использование, который представляет собой общий риск, который организация принимает на себя при первом внедрении новой технологии. Поскольку технология не была внедрена или использована ранее в организации, вероятно, возникнут осложнения, которые повлияют на вероятность успеха проекта.

В жизненном цикле IT-проекта можно выделить пять групп процессов, которые универсальны для всех проектов. Однако конкретные фазы в рамках IT-проекта уникальны для каждого проекта и представляют жизненный цикл проекта.

Первая группа процессов – инициирование. Инициирование – это определение цели, потребности или проблемы проекта. К IT-проекту назначается менеджер проекта и создается план проекта.

Вторая группа процессов – планирование. Менеджер и команда IT-проекта работают вместе, чтобы спланировать все необходимые шаги для достижения успешного завершения проекта. Процессы планирования проекта являются итеративными по своей природе, и ожидается, что планирование будет происходить часто, на протяжении всего проекта.

Третья группа процессов – выполнение. Как только план IT-проекта был создан, команда приступает к выполнению плана для создания результатов проекта. По мере необходимости проект может переходить к планированию на протяжении всего выполнения проекта.

Четвертая группа процессов – мониторинг и контроль. По мере того, как IT-проект выполняется командой, менеджер проекта отслеживает и контролирует работу по времени, стоимости, объему, качеству, риску и другим факторам проекта. Мониторинг и контроль также являются постоянным процессом, чтобы гарантировать, что проект достигает поставленных целей для каждой цели проекта.

Пятая группа процессов – закрытие. В конце каждой фазы и в конце всего IT-проекта происходит его закрытие, чтобы гарантировать, что вся работа была завершена, утверждена.

Существует несколько различных подходов к управлению IT-проектом, влияющих на жизненный цикл проекта. Организации могут выбрать один из этих популярных подходов, чтобы снизить риск дорогостоящих доработок, риски, связанные с быстро меняющейся технологией или масштабным планированием при запуске проекта. Жизненный цикл типичного IT-проекта проходит через итерации планирования, выполнения и контроля до тех пор, пока проект не будет окончательно закрыт и переведен в эксплуатацию. Однако существует три различных жизненных цикла управления IT-проектами:

1) Прогнозирующий жизненный цикл: это наиболее распространенный и традиционный жизненный цикл IT-проектов. При таком подходе менеджер и

команда проекта сначала определяют объем, график проекта и ожидаемые затраты по проекту до начала его выполнения. В рамках планирования обычно определяются фазы проекта (каждая фаза выполняет определенный тип проектной работы). Чтобы проект перешел от начала к завершению, каждая фаза должна быть запущена и завершена в определенном порядке, как и планировалось. Такой подход иногда называют водопадным, поскольку проект «водопадом» спускается вниз по фазам проекта.

2) Итеративный жизненный цикл: этот подход к управлению ИТ-проектами требует, чтобы управление проектом было определено на ранней стадии проекта, но смета затрат и оценка продолжительности деятельности планируются на более высоком уровне в начале проекта. По мере выполнения проекта формируются оценки затрат и продолжительности предстоящих работ посредством итераций планирования. Итеративный жизненный цикл также планирует итерацию преимуществ, предоставляемых организации. Например, итеративный жизненный цикл может создавать новое программное обеспечение с большим количеством функций с каждым новым выпуском как часть проекта.

3) Адаптивный жизненный цикл: этот жизненный цикл проекта также использует итерацию планирования и выполнения, но планирование обычно длится две недели. Этот подход использует накатывающуюся волну планирования и выполнения посредством коротких периодов планирования и выполнения. Ожидаются изменения в этом подходе к ИТ-проекту, и он идеально подходит для проекта разработки программного обеспечения. Гибкое управление проектами и Scrum - примеры адаптивного жизненного цикла.

Все эти жизненные циклы используют концепцию фаз для продвижения работы над проектом. Фаза описывает тип работы, которая будет выполняться в этой части проекта. Менеджер проекта, организационные требования и даже требования клиентов могут повлиять на то, какой тип жизненного цикла проекта он будет адаптировать к каждому конкретному ИТ-проекту.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 54869-2011. Проектный менеджмент. Требования к управлению проектом.
2. Руководство к Своду знаний по управлению проектами (Руководство PMBOK®) - Четвертое издание. – Project Management Institute, 2008, 496 с.

УДК 658.5

НОРМАТИВНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПРОЦЕССА ПРОЕКТИРОВАНИЯ ИЗДЕЛИЯ

К.А. Титкин, А.В. Губарев

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

Рассмотрены вопросы нормативного обеспечения проектирования изделий как на государственном уровне, так и на уровне предприятия.

Ключевые слова: изделие, проектирование, стандарт организации, техническое предложение, технический проект, эскизный проект.

REGULATORY SUPPORT OF THE PRODUCT DESIGN PROCESS

K.A. Titkin, A.V. Gubarev

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

The issues of regulatory support for product design both at the state level and at the enterprise level are considered.

Key words: product, design, organization standard, technical proposal, technical design, draft design.

При проектировании и конструировании изделия осуществляются разработка, корректировка и применение конструкторской документации. Они основываются на требованиях различных стандартов, в частности системы ЕСКД. На Рязанском приборном заводе разработаны стандарты организации, регламентирующие вопросы разработки конструкторской документации. Данные стандарты учитывают особенности применения разработчиками соответствующих программных средств, в частности SOLIDWORKS.

SOLIDWORKS - программный комплекс с САПР для автоматизации работ промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической подготовки производства. Он обеспечивает разработку изделий любой сложности и назначения.

Для конструкторов основным стандартом организации является стандарт «Управление конструкторской документацией». Он распространяется на конструкторскую документацию и устанавливает правила проведения работ по управлению конструкторской документацией. Положения стандарта подлежат применению во всех подразделениях предприятия.

Начиная разработку конструкторской документации помимо указанного стандарта организации необходимо руководствоваться в частности ГОСТ 2.103-2013 «Единая система конструкторской документации. Стадии разработки». Он устанавливает стадии разработки конструкторской

документации изделий всех отраслей промышленности и этапы выполнения работ на каждой стадии разработки.

Выделяется три вида проектной конструкторской документации:

1) техническое предложение – совокупность конструкторских документов, которые должны содержать технические и технико-экономические обоснования целесообразности разработки документации изделия на основании анализа технического задания заказчика и различных вариантов возможных решений изделий, сравнительной оценки решений с учетом конструктивных и эксплуатационных особенностей разрабатываемого и существующих изделий и патентные исследования;

2) эскизный проект – совокупность конструкторских документов, которые должны содержать принципиальные конструктивные решения, дающие общее представление о назначении, об устройстве, принципе работы и габаритных размерах разрабатываемого изделия, а также данные, определяющие назначение, основные параметры и габаритные размеры разрабатываемого изделия;

3) технический проект – совокупность конструкторских документов, которые должны содержать окончательные технические решения, дающие полное представление об устройстве разрабатываемого изделия, и исходные данные для разработки рабочей документации.

В начале работ необходимо определить материал, из которого будет выполнено изделие, далее разрабатывается эскизный проект с присвоением литеры, после чего идет разработка технического проекта и корректировка конструкторской документации по результатам изготовления и проведения предварительных испытаний.

Необходимость разработки макетов, их вид, условия и программы испытаний (анализа), а также необходимость разработки документации для изготовления и испытания макетов устанавливает разработчик.

Технический проект после согласования и утверждения в установленном порядке служит основанием для разработки рабочей конструкторской документации.

Ранее разработанные конструкторские документы применяют при разработке новых или модернизации изготавливаемых изделий в следующих случаях:

а) в проектной документации (техническом предложении, эскизном и техническом проектах) и рабочей документации опытного образца (опытной партии) - независимо от литерности применяемых документов;

б) в конструкторской документации с литерами "О₁" ("О₂"), "А" и "Б", если литерность применяемого документа та же или высшая.

Применение на предприятии стандартов организации, регламентирующих процесс проектирования изделий позволяет:

– более детально описать этапы проектирования, установленные в стандартах ЕСКД;

- описать разработку, проверку и выпуск извещений;
- регламентировать четкую производственную структуру организации с учетом ее уникальных технических особенностей и специфики деятельности;
- стандартизировать новые виды изделий, технологических процессов, оказываемых услуг, методов испытаний, которые были получены в результате научно-исследовательской деятельности;
- распространять и использовать исследования, которые получены в различных сферах профессиональных интересов и областях знаний.

Библиографический список

1. ГОСТ 2.103-2013 Единая система конструкторской документации (ЕСКД). Стадии разработки. – Взамен ГОСТ 2.103-68; введ. 01.07.2015. – М.: Стандартинформ, 2019. – 10 с.

УДК 519.246.85

**ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОГНОСТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ
ПРИМЕНИТЕЛЬНО К СТАТИСТИЧЕСКИМ ДАННЫМ
ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ С УЧЕТОМ СТАТИЧЕСКИХ
ПАРАМЕТРОВ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ, ДАВЛЕНИЯ И ПУЛЬСА**

А.В. Жидков, К.В. Подмастерьев, Д.Е. Чекмарева
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Рассмотрены прогностические модели по данным об эпилептических приступах и произведена оценка их эффективности. Выбрана наиболее обучаемая регрессионная модель на основе дерева принятия решений.

Ключевые слова: эпилептический приступ, прогностическая модель, обработка данных.

**STUDY OF PROGNOSTIC MODELS APPLIED TO STATISTICAL DATA
OF EPILEPTIC SEIZURES TAKING INTO ACCOUNT STATIC
ENVIRONMENTAL PARAMETERS, PRESSURE AND PULSE**

A.V. Zhidkov, K.V. Podmasterev, D.E. Chekmareva
Orel state university named after I.S. Turgenev, Orel

Prognostic models based on data on epileptic seizures are considered and their effectiveness is assessed. The most trainable regression model based on the decision tree was selected.

Keywords: epileptic seizure, predictive model, data processing.

Эпилепсия является мозговым расстройством в, характеризующимся периодичными приступами. Каждый год регистрируется около 2 млн. новых случаев эпилепсии в мире [1], при этом в 20-30% случаев болезнь является

пожизненной [2]. В совокупности со случайным возникновением эпилептических приступов, люди с таким заболеванием подвержены повышенному риску травматизации. Существенно повысить качество жизни таких больных могло бы прогнозирование приступов. Для решения этой задачи предлагается разработать программно-аппаратный комплекс, реализующий мониторинг внутренних параметров человека и осуществляющий прогноз возникновения приступа с учетом статических показателей внешней среды. Для реализации данной задачи необходимы прогностические модели.

В настоящей работе анализируются различные прогностические модели применительно к статистическим данным эпилептических приступов, производится оценка их эффективности к обучающим данным, состоящим из 2-х полугодовых выборок регистрации эпилептических приступов у пациентов с заболеванием эпилепсии с учетом параметров утреннего артериального давления, пульса, а также факторов окружающей среды (влажность, геомагнитное поле, максимальная температура и фаза луны [3; 4]). В первой выборке количество эпилептических приступов 17, во второй 12. В качестве исследуемых алгоритмов обучения в интерактивной оболочке Python с использованием пакета Scikit-Learn рассмотрены: регрессионные линейная, квадратичная и кубическая модели, логистическая регрессионная модель и регрессия на основе дерева принятия решений. Целевой переменной являлось наличие приступа - категориальная метка со значением 0 (приступ не наблюдался) или 1 (зарегистрирован эпилептический приступ).

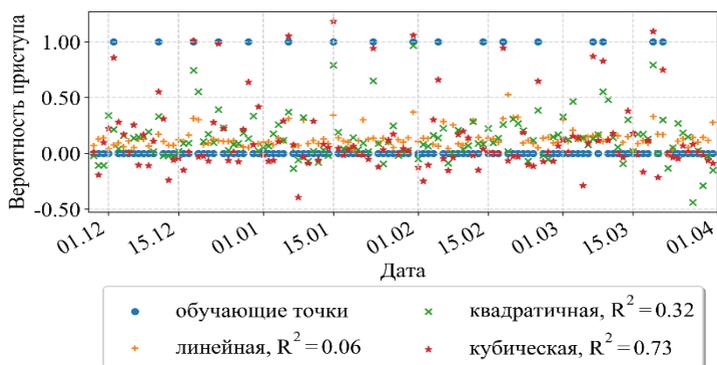


Рис. 1 – Оценка эффективности обучаемости регрессионных полиномиальных моделей

Обработка данных эпилептических приступов связана с категориальными метками, поэтому ожидаемо линейные и полиномиальные регрессионные модели, применяемые обычно для прогнозирования значений с непрерывным масштабом, показали низкую обучаемость под предложенные данные (рис.

1). Коэффициент детерминации (R^2) составил для линейной регрессии – 0,06, квадратичной – 0,32 и кубической – 0,73. $R^2 = 0,73$ является положительным, однако в данном случае для кубической модели он не является приемлемым, поскольку встречаются значения, не соответствующие логической связи с категориальной меткой.

Для категориальных меток в виде наличия или отсутствия эпилептического приступа рассматривалась логистическая регрессия, являющаяся классификационной моделью для линейно сепарабельных классов. Исходя из предположения, что классы «наличие» и «отсутствие» приступа являются линейно разделяемые, к выборкам была и применена логистическая регрессия на основе решателя в виде алгоритма Бройдена-Флетчера-Гольдфарба-Шанно (итерационный метод численной оптимизации) с ограниченным использованием памяти [5]. Полученный результат $R^2 = 0,06$ является отрицательным и означает невозможность линейно разделить классы «наличие» и «отсутствие» приступов по имеющимся данным.

На рис. 2 представлены результаты, полученные при реализации алгоритма дерева принятия решений, который, исходя из расчетов, лучше подходит для нелинейных данных. Важным гиперпараметром модели является глубина дерева, который при увеличении улучшает эффективность обучения модели.

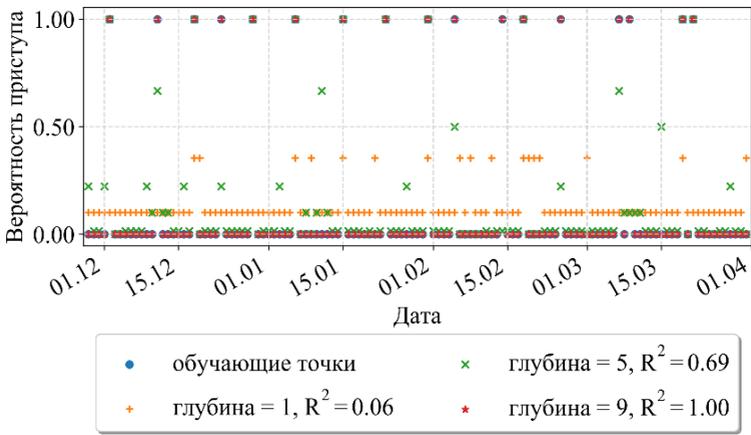


Рис. 2 – Оценка эффективности обучаемости регрессионной модели на основе дерева

Проведенный анализ указывает на хорошую обучаемость регрессионной модели на основе дерева принятия решений. Однако, эффективность и переобучаемость модели целесообразнее проверять на испытательных, ранее не встречаемых данных, что будет сделано на следующих этапах, когда в предварительную выборку данных добавятся динамические показатели

физиологического состояния человека, позволяющие уменьшить размерность от менее значимых статических параметров окружающей среды, а также зарекомендовать лучшую эффективность работы модели.

Библиографический список

1. Шнайдер Н.А., Садыкова А.В., Никулина С.Ю., Шнайдер В.А. Синдром внезапной смерти при эпилепсии // Медицина экстремальных ситуаций. 2011. 2 (36). С. 54–64.
2. Зенков Л.Р. Клиническая эпилептология (с элементами нейрофизиологии): Руководство для врачей. 2-е изд. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2010 – 408 с. : ил.
3. Андреев С.С. Метеотропность // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. 2007. №3. С. 92–95.
4. Тогбоев К.Т. Прогностическое значение климато-метеорологических факторов в развитии неотложных терапевтических состояний // Биология и интегративная медицина. 2017. № 1. С. 158–167.
5. Pytlak R. Conjugate Gradient Algorithms in Nonconvex Optimization – Heidelberg: Springer-Verlag Berlin, 2009. Т.89 – 492 с.

УДК 612.172.4+004.94

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА С ЦЕЛЬЮ ПРОВЕДЕНИЯ СИМУЛЯЦИОННЫХ ТРЕНИНГОВ

О.Э. Безрукова, Д.П. Павлова, М.М. Ханукаев
ФГБОУ ВО «Донской Государственный Технический Университет», г.
Ростов-на-Дону

Симуляция является одной из основных методик обучения медицинским навыкам. Применение моделей сигналов, отработка алгоритма постановки анализа и постоянный визуальный пример патологий ЭКГ поможет повысить уровень подготовки специалистов по кардиологии.

Ключевые слова: моделирование, симуляционное обучение, тренинг, ЭКГ, matlab.

MODELING OF ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL FOR SIMULATION TRAINING PURPOSES

O. E. Bezrukova, D. P. Pavlova, M. M. Khanukaev
Don State Technical University, Rostov-on-Don.

Simulation is one of the main methods of teaching medical skills. Application of signal models, development of the analysis algorithm and constant visual example of ECG pathologies will help to improve the level of training of cardiologists.

Keywords: modeling, simulation training, training, ECG, matlab.

Симуляционные образовательные технологии всё больше и больше набирают популярность в развитых странах для использования в процессе обучения специалистов из различных отраслей. Симуляция является одной из основных методик обучения медицинским навыкам.

Современные методики неинвазивных исследований в качестве диагностического исследования становятся все более популярными среди как врачебного персонала, так и среди пациентов.

Для проведения полноценного симуляционного тренинга необходимы несколько видов сигналов: нормы и патологии. В ходе тренинга обучающийся работает с предоставленным ему вариантом, проводя первичный анализ и в дальнейшем постановку диагноза. Инструктор, чье присутствие необходимо для проведения процесса моделирования сигнала, записывает ответ, и передает его преподавателю, которым является специалист высокого уровня. Далее следует самая важная часть тренинга – дебрифинг, где разбираются все представленные клинические случаи.

Для формирования моделей сигналов электрофизиологии, а в частности – сигналов ЭКГ, целесообразно использовать современные медицинские базы данных. Использование медицинских атласов и баз не будет оптимальным вариантом, так как будет требовать процесса оцифровки, и дальнейшей обработки для формирования графического представления исследуемого сигнала.

Основные базы данных электрофизиологических сигналов:

- база данных АНА (The American Heart Association) – большой спектр сигналов для исследования и моделирования желудочковой аритмии;
- база данных MIT-BIH (The Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital) – отличается большой наполненностью по типам патологий, так как выгружаются данные исследований реальных пациентов; [1]
- база данных PhysioBank ATM – база данных, созданная на основе данных НИИ (National Institutes of Health), наиболее наполненная база данных по вариативности и количеству представленных сигналов.

Хоть все эти базы и содержат стандартизированные сигналы, наиболее удобной для использования остается PhysioBank ATM – сигнал можно загрузить на ПК в любом удобном формате, в том числе и в формате «.mat», который является наиболее предпочтительным для работы в среде MatLab.

Все модели ЭКГ нормы или патологии формируются таким образом, чтобы обучающийся мог наиболее точно выявить каждый из сегментов сигнала, будь то зубец Р, комплекс QRS или зубец U. Однако на электрокардиограмме наиболее информативным является зубец QRS, поэтому его моделированию необходимо уделить больше всего времени [2].

Форма сложных биологических сигналов может меняться в зависимости от характера того или иного заболевания, а также от индивидуальных физиологических особенностей пациента, поэтому на этапе классификации сегментов сигнала необходимо привлечение квалифицированного специалиста. Это приводит к увеличению времени создания моделей и комплекса в целом, но полученная модель будет наиболее адекватно отражать индивидуальные физиологические особенности (пол, возраст, сопутствующие заболевания и т.д.).

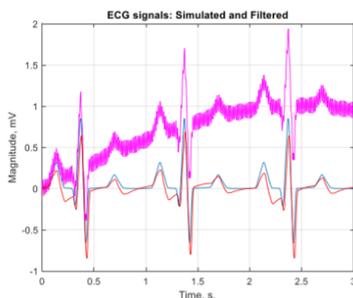


Рис. 1 – Примеры моделирования сигнала ЭКГ: зашумленный сигнал, сигналы после обработки разной степени

Таким образом, при использовании верно построенных моделей на симуляционных тренингах будут достигнуты следующие приоритетные цели: повышение уровня подготовки молодых специалистов, улучшение качества производимых манипуляций, снижение риска совершения профессиональных ошибок, быстрое вхождение специалистов в профессию, снижение уровня стресса у начинающих специалистов при самостоятельных манипуляциях и, конечно же, безопасность и качество оказания медицинской помощи пациентам.

Использование как вариантов нормы, так и большого набора патология позволит обучающему наиболее полно охватить изучаемую отрасль – кардиологию. Отображение и возможность расчета основных параметров, ЧСС, СВ, ВСР – позволят сформировать на базе одного сигнала, т.е. одной клинической модели – несколько различающихся случаев, что поможет улучшить понимание обучающимся методик диагностики.

Библиографический список:

1. Костенков Ю. К., Сидорова М. А. Математическое моделирование тестовых электрокардиосигналов // МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА. – 2015. - №1 (289). – С.23-26.
2. Амосов Н. М. Моделирование сложных систем: учеб. пособие для вузов. – К.: Наук. думка, 1968. – 392 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ФЕТАЛЬНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРИЧЕСКОГО ДАТЧИКА

Э.У. Гарифуллина, Ю.О. Уразбахтина
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа, Россия

Исследование важных показателей для оценки состояния плода. Принцип работы датчика сердцебиения КУ-039. Моделирование фетального пульсоксиметрического датчика.

Ключевые слова: фетальный пульсоксиметрический датчик, датчик сердцебиения КУ-039, принцип работы датчика.

SIMULATION OF A FETAL PULSE OXIMETER SENSOR

E. U. Garifullina, Y. O. Urazbakhtina
Ufa State Aviation Technical University, Ufa, Russia

Study of important indicators for assessing the condition of the fetus. How the KY-039 heartbeat sensor works. Simulation of a fetal pulse oximeter sensor.

Key words: fetal pulse oximeter sensor, heartbeat sensor KY-039, the principle of operation of the sensor.

В настоящее время в акушерстве и акушерской анестезиологии вызывает большой интерес использование метода пульсоксиметрии для диагностики состояния плода во время родов. Важными показателями для оценки состояния плода являются частота сердечных сокращений и степень насыщения гемоглобина крови кислородом.

Для фетальной пульсоксиметрии используется датчик, который прикладывается к голове ребенка, пока он находится в матке и во влагалище во время родов. Для исследования принципа измерения частоты сердечных сокращений можно использовать датчик пульса (сердцебиения) КУ-039.

Датчик сердцебиения КУ-039 состоит из фототранзистора и инфракрасного светодиода (рис. 1). Инфракрасный свет светодиода поступает на исследуемую прилежащую часть плода. Исследуемая прилежащая часть плода действует как отражатель, фототранзистор фиксирует данный отраженный свет. Значение тока на фототранзисторе меняется в соответствии с изменением кровяного давления. На выходе датчика получаем сигнал, связанный с изменением интенсивности отраженного ИК-излучения [1].

ОЦЕНКА ПОМЕХОЗАЩИЩЕННОСТИ ОПТИЧЕСКОГО СИГНАЛА ПРИ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИХ МЕТОДАХ ПРОВЕДЕНИЯ ДИАГНОСТИКИ

Д.С. Коптев

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

В статье проведена теоретическая оценка помехозащищенности оптического сигнала от источников естественного и искусственного излучения при реализации неинвазивной диагностики спектрофотометрическими методами исследования.

Ключевые слова: *оптический сигнал, помехозащищенность, естественное и искусственное освещение, неинвазивные методы диагностики, спектрофотометрия.*

ESTIMATION OF INTERFERENCE OF THE OPTICAL SIGNAL IN SPECTROPHOTOMETRIC METHODS OF DIAGNOSTICS

D.S. Koptev

Southwest State University, Kursk

The article provides a theoretical assessment of the noise immunity of an optical signal from sources of natural and artificial radiation in the implementation of non-invasive diagnostics by spectrophotometric research methods.

Key words: *optical signal, noise immunity, natural and artificial lighting, non-invasive diagnostic methods, spectrophotometry.*

Спектрофотометрические методы измерения достаточно широко распространены в клинической диагностике [1]. При реализации метода «на просвет» их проведение подразумевает прохождение монохроматического излучения от источника сквозь исследуемую биологическую ткань и принятие данного излучения на другом конце [2]. Следует сказать, что набор длин волн, используемых для исследования, достаточно широк и определяется задачами функциональной диагностики. Весьма актуальным на сегодняшний день является вопрос об оценке помехозащищенности оптического диагностического сигнала [3].

Фотодиод принимает сигнал, представляющий собой смесь полезной диагностической информации и непрерывных случайных данных, которые являются белым гауссовым шумом. Этот шум является гауссовским процессом в котором принимается допущение о том, что количество шума по всей полосе пропускания канала, то есть на всех частотах, одинаково.

Для оценки помехозащищенности требуется определить соотношение сигнала и шума. Источником сигнала выступает светодиод. Мощность

сигнала S это световая мощность в соответствующем потоке излучения оцениваемая световым потоком Φ .

Основными источниками помех и шумов при реализации спектрофотометрических методов диагностики является естественное и искусственное освещение, светимость (отражение света поверхностями ткани, в том числе из-за интерференции света). Мощность сигнала целесообразно оценить в ваттах, в то время как мощность шумов, которые создаются окружающим светом, справедливо оценивать по уровню освещённости E . Освещённость численно равна световому потоку, падающему на участок поверхности единичной площади (1):

$$E = \frac{d\Phi}{d\sigma}, \quad (1)$$

где σ – участок поверхности [1].

Освещённость прямо пропорциональна силе света источника света, а также косинусу угла падения лучей и обратно пропорциональна квадрату расстояния до освещаемой поверхности (2):

$$E = \frac{I}{r^2} \cdot \cos(i), \quad (2)$$

где I – сила света, кд;

r – расстояние до источника света, м;

i – угол падения лучей света относительно нормали к поверхности, рад.

Из определения силы света известно, что это отношение светового потока к телесному углу, в котором этот поток распределяется (3):

$$I = \frac{\Phi_0}{\omega}, \quad (3)$$

где ω – телесный угол, определяемый по формуле (4):

$$\omega = 2\pi \cdot (1 - \cos(\alpha)). \quad (4)$$

В качестве угла α в светотехнике, для оценки силы света в канделах, принято использовать угол половинной (от максимальной) силы света светодиода. В итоге, подставляя (4) в (3), получаем следующее выражение:

$$I = \frac{\Phi_0}{2\pi \cdot (1 - \cos(\alpha))}. \quad (5)$$

Таким образом, можно определить зависимость мощности света светодиода в той или иной точке, от расстояния и угла до фотодиода по формуле (6):

$$S = \frac{I}{r^2} \cos(i), \quad (6)$$

где r – расстояние между светодиодом и фотодиодом, м;

i – угол падения лучей света относительно нормали [4].

Мощность шума N оценивается как окружающая освещённость $E_{ОКР}$, которая содержит в себе не только естественную $E_{ЕСТ}$ и искусственную $E_{ИСК}$ освещённость, но и светимость объектов, иными словами отражённую освещённость $E_{ОТР}$, которая учитывает многолучевость за счет рассеяния света (7):

$$N = E_{ОКР} = E_{ЕСТ} + E_{ИСК} + E_{ОТР} = \frac{I_{ЕСТ}}{r_{ЕСТ}^2} \cos(i_{ЕСТ}) + \frac{I_{ИСК}}{r_{ИСК}^2} \cos(i_{ИСК}) + \frac{I_{ОТР}}{r_{ОТР}^2} \cos(i_{ОТР}), \quad (7)$$

Для расчётов в качестве $E_{ИСК}$ могут быть использованы требуемые значения освещённости различных помещений, которые указаны в санитарных нормах и правилах.

Таким образом, подставив все данные в известную формулу Шеннона для оценки пропускной способности [4], получим (8):

$$C = B \cdot \log_2 \left(1 + \frac{I \cdot \cos(i)}{(E_{ЕСТ} + E_{ИСК} + E_{ОТР}) \cdot r^2} \right). \quad (8)$$

Помехозащищённость оптического сигнала, можно определить по формуле (9):

$$A = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{S_{\min}}{N} \right) = 10 \cdot \log_{10} \left(1 + \frac{I \cdot \cos(i)}{(E_{ЕСТ} + E_{ИСК} + E_{ОТР}) \cdot r^2} \right), \quad (9)$$

где A – уровень помехозащищённости оптического канала связи, дБ;

S_{\min} – минимальная мощность света, лм.

Высокое значение A означает низкое влияние шума на сигнал [4].

Для сведения к минимальному значению компоненты знаменателя $E_{ЕСТ} + E_{ИСК} + E_{ОТР}$ и получению большего значения помехозащищённости, в средствах диагностики предусмотрено использование защитных интерференционных фильтров.

Интерференционный фильтр состоит из нескольких компонент, каждая из которых в свою очередь изготавливается из совокупности тонких пленок с напылением различных веществ и называется «системой». Данные системы в зависимости от назначения делятся на основные (формирующие полосу пропускания фильтра) и дополнительные, предназначенные для устранения вторичных полос пропускания основной системы (в данном случае для устранения попадания на фотодиод излучений естественного света и искусственного происхождения).

Библиографический список

1. Т.М. Печень, А.М. Прудник Моделирование процесса взаимодействия электромагнитной волны оптического диапазона с кожей человека // Доклады БГУИР. №1 (87). – 2015. с. 28 – 33.

2. Калакутский, Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга [Текст] / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – Самар. гос. аэрокосм. Ун-т, 2004. – 156 с.
3. Рогаткин, Д.А. Перспективы развития неинвазивной спектрофотометрической диагностики в медицине [Текст] / Д.А. Рогаткин, Л.Г. Лапаева // Медицинская техника. – 2003. – № 4. – С. 31 – 36.
4. Неволин, Д.Г. Помехоустойчивость беспроводных оптических локальных сетей передачи данных на базе светодиодов видимого излучения [Текст]: монография / Д.Г. Неволин, И.П. Петрусь. – Екатеринбург: УрГУПС, 2017. – 144 с.

УДК 621.396.41

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОПРЕДЕЛЕНИЯ УРОВНЯ САТУРАЦИИ КРОВИ ЧЕТЫРЕХВОЛНОВЫМ МЕТОДОМ

Д.С. Коптев, И.Е. Мухин

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

В статье представлена математическая модель определения значений концентрации основных фракций крови: дезоксигемоглобина, оксигемоглобина, карбоксигемоглобина и метгемоглобина на основе уравнений Фирордта. Полученные значения позволяют определить уровень насыщения крови кислородом.

Ключевые слова: математическая модель, метод Фирордта, концентрация вещества, длина волны, поглощение, уровень сатурации крови.

MATHEMATICAL MODEL FOR DETERMINING THE LEVEL OF BLOOD SATURATION BY THE FOUR-WAVE METHOD

D.S. Koptev, I.E. Mukhin

Southwest State University, Kursk

The article presents a mathematical model for determining the concentration values of the main blood fractions: deoxyhemoglobin, oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin and methemoglobin based on the Firordt equations. The obtained values allow you to determine the level of blood oxygen saturation.

Key words: mathematical model, Firordt's method, substance concentration, wavelength, absorption, blood saturation level.

В многих известных работах [1, 2], посвященных спектрофотометрии, определение концентрации веществ в смеси сводится к решению системы уравнений Фирордта. Классический метод Фирордта – простейший случай анализа, основанного на измерении в различных условиях некоторого неспецифического свойства исследуемой системы (зачастую, поглощения).

карбоксигемоглобин ($HbCO$), учет которых необходим при определении уровня насыщения крови кислородом. Спектры поглощения света различными формами гемоглобина существенно отличаются друг от друга [4], поэтому для исследования следует использовать, как минимум, четыре длины волны.

Система уравнений Фирордта для данного случая запишется в виде:

$$\begin{cases} \mu_{\alpha}(\lambda_1) = \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) \cdot C_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_1) \cdot C_{HbCO} + \varepsilon_{metHb}(\lambda_1) \cdot C_{metHb} \\ \mu_{\alpha}(\lambda_2) = \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) \cdot C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) \cdot C_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_2) \cdot C_{HbCO} + \varepsilon_{metHb}(\lambda_2) \cdot C_{metHb} \\ \mu_{\alpha}(\lambda_3) = \varepsilon_{Hb}(\lambda_3) \cdot C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_3) \cdot C_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_3) \cdot C_{HbCO} + \varepsilon_{metHb}(\lambda_3) \cdot C_{metHb} \\ \mu_{\alpha}(\lambda_4) = \varepsilon_{Hb}(\lambda_4) \cdot C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_4) \cdot C_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_4) \cdot C_{HbCO} + \varepsilon_{metHb}(\lambda_4) \cdot C_{metHb} \end{cases}$$

Число уравнений в данной системе равно числу неизвестных, поэтому она является определенной. Так как все неизвестные C_{Hb} , C_{HbO_2} , C_{HbCO} , C_{metHb} входят в систему только в первой степени, она может быть решена любым из способов для определенных систем линейных уравнений, например, по методу Крамера [5], в соответствии с которым искомые концентрации определяются в следующем виде:

$$C_{Hb} = \frac{\Delta_1}{\Delta}; C_{HbO_2} = \frac{\Delta_2}{\Delta}, C_{HbCO} = \frac{\Delta_3}{\Delta}, C_{metHb} = \frac{\Delta_4}{\Delta},$$

где $\Delta = \begin{vmatrix} \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) & \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) & \varepsilon_{HbCO}(\lambda_1) & \varepsilon_{metHb}(\lambda_1) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) & \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) & \varepsilon_{HbCO}(\lambda_2) & \varepsilon_{metHb}(\lambda_2) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda_3) & \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_3) & \varepsilon_{HbCO}(\lambda_3) & \varepsilon_{metHb}(\lambda_3) \\ \varepsilon_{Hb}(\lambda_4) & \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_4) & \varepsilon_{HbCO}(\lambda_4) & \varepsilon_{metHb}(\lambda_4) \end{vmatrix}$ – определитель матрицы,

полученной на основе исходной системы линейных уравнений и составленной из коэффициентов молярной экстинкции исследуемых компонентов;

Δ_i – определитель матрицы системы, где вместо i -го столбца стоит столбец левых частей.

Таким образом, становится возможным рассчитать фракционную сатурацию крови по известной [3] формуле:

$$SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{Hb} + C_{HbO_2} + C_{HbCO} + C_{metHb}} \cdot 100\% .$$

Таким образом, для учёта концентрации всех четырех форм гемоглобина необходимо производить измерения поглощения света, как минимум, на четырех длинах волн. Для получения наибольшей чувствительности при

определении уровня сатурации крови необходимо выбирать длины волн излучения источников в участках спектра с наибольшей разницей в поглощении света оксигемоглобином и дезоксигемоглобином, карбоксигемоглобином и метгемоглобином.

Библиографический список

1. Берштейн, И.Я. Спектрофотометрический анализ в органической химии. Л.: Химия, 1986. 200 с.
2. Адамов С.А., Александрова С.А., Денисов А.Н., Мосур Е.Ю., Семиколенова Н.А. Спектрофотометрический количественный анализ основных дериватов гемоглобина // Биохимия. 1998. Т. 63. №. 10. С. 1362 – 1366.
3. Рогаткин, Д.А. Перспективы развития неинвазивной спектрофотометрической диагностики в медицине [Текст] / Д.А. Рогаткин, Л.Г. Лапаева // Медицинская техника. – 2003. – № 4. – С. 31 – 36.
4. Семиколенова Н.А., Мосур Е.Ю., Бескровная Е.В., Тютюрев А.А. Анализ газового состава крови по спектрам поглощения // Медицинская физика. 2002. №2 (14).
5. http://mathprofi.ru/pravilo_kramera_matrichnyi_metod.html

УДК 621.396.41

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА, РЕГИСТРИРУЕМОГО ДВУХВОЛНОВЫМ МЕТОДОМ В ПРОХОДЯЩЕМ СВЕТЕ

Д.С. Коптев, И.Е. Мухин

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

В статье разработана математическая модель фотоплетизмографического сигнала, регистрируемого в проходящем свете, которая позволяет определить уровень сигнала на выходе фотодетектора. В отличие от аналогов, модель в комплексе позволяет учитывать различные технические характеристики пульсоксиметров, параметры сердечного выброса, параметры артериальных сосудов, а также поглощательную способность транспортирующих кислород фракций крови и биологической ткани.

Ключевые слова: *математическая модель, фотоплетизмографический сигнал, источник излучения, фотодетектор, пульсации, двухволновый метод.*

MATHEMATICAL MODEL OF A PHOTOPLETHISMOGRAPHIC SIGNAL RECORDED BY THE TWO-WAVE METHOD IN TRANSMITTING LIGHT

D.S. Koptev, I.E. Mukhin
Southwest State University, Kursk

The article develops a mathematical model of the photoplethysmographic signal recorded in transmitted light, which allows one to determine the signal level at the output of the photodetector. In contrast to analogs, the complex model allows taking into account various technical characteristics of pulse oximeters, parameters of cardiac output, parameters of arterial vessels, as well as the absorption capacity of oxygen-transporting blood and biological tissue fractions.

Key words: *mathematical model, photoplethysmographic signal, radiation source, photodetector, pulsations, two-wave method.*

Диагностика биологических сред оптическими методами достаточно широко распространена на сегодняшний день в различных отраслях медицины за счет своей неинвазивности [1]. Одним из таких методов является фотоплетизмографический [2], позволяющий проводить исследования бесконтактным способом, в результате чего отсутствует сдавливание сосудов, что исключает возможность нарушения кровообращения в исследуемых участках тканей биологического объекта.

Регистрация сигнала фотометрическим методом является возможной благодаря способности живой ткани, имеющей пульсирующий сосуд, изменять интенсивность светового потока, прошедшего сквозь нее. Для возможности определения количественного соотношения между интенсивностью падающего $I_0(\lambda)$ и прошедшего $I(\lambda)$ излучения используется измерительный преобразователь – фотодетектор, информационным сигналом которого является изменение фототока на его выходе от времени [2].

В соответствии с законом Бугера – Ламберта – Бера [2] интенсивность монохроматического света $I(\lambda)$, прошедшего сквозь биологическую кювету толщиной d , зависит от интенсивность светового потока, падающего на исследуемую ткань $I_0(\lambda)$, коэффициента молярной экстинкции $\varepsilon_i(\lambda)$ и концентрации C_i i -го поглощающего вещества и определяется выражением 1:

$$I(\lambda) = I_0(\lambda) \cdot e^{-\varepsilon_i(\lambda) \cdot C_i \cdot d}, \quad (1)$$

Величина d определяется следующим образом:

$$d = d_k + \Delta d_k + d_t \quad (2)$$

где d_k – начальный диаметр пульсирующего сосуда; Δd_k – величина, отражающая изменение диаметра сосуда при пульсации; d_t – толщина компонентов ткани, независимых от пульсаций.

Следует сказать, что компонента Δd_k изменяется во времени вследствие наличия пульсаций давления согласно выражению 3:

$$\Delta d_k(t) = \frac{3}{2} v \frac{d_k^2}{h} \frac{P(t)}{\xi}, \quad (3)$$

где v – коэффициент Пуассона (может принимать значения: 0,4; 0,45; 0,49 в зависимости от особенностей физиологии испытуемого); h – толщина стенки пульсирующего сосуда (варьируется от 0,7 до 1,1 мм); ξ – значение модуля Юнга стенки сосуда (данный параметр изменяется от $4 \cdot 10^5$ до $8 \cdot 10^5$; $P(t)$ – функция изменения артериального давления крови во времени [3]. В качестве функции $P(t)$ при моделировании сердечного выброса в момент максимального кровенаполнения сосуда, удобно использовать импульсное колебание с экспоненциальными фронтами, параметры которого имеют однозначный физиологический смысл.

Поток излучения $\Phi(\lambda)$, прошедший сквозь биологическую ткань, принимается фотодетектором и преобразуется им в величину фототока I_Φ , согласно выражению (4):

$$I_\Phi(\lambda) = S(\lambda) \cdot I_0(\lambda) \cdot \Omega, \quad (4)$$

где $S(\lambda)$ – спектральная чувствительность фотодиода; Ω – площадь контакта фотоплетизмографического датчика с тканью.

Интенсивность падающего светового потока $I_0(\lambda)$ определяется длиной волны источника излучения и его электрическими параметрами (5):

$$I_0(\lambda) = \frac{k(\lambda) \cdot U_{cd}(\lambda) \cdot I_{cd}}{\Omega}, \quad (5)$$

где $k(\lambda)$ – коэффициент светоотдачи светодиода; $U_{cd}(\lambda)$ – прямое падение напряжения на светодиоде; I_{cd} – ток питания на светодиоде [3].

В самом простейшем случае при моделировании кровь внутри сосуда можно представить, как непоглощающий свет растворитель-основу с двумя растворенными в ней фракциями гемоглобина – оксигемоглобином HbO_2 и дезоксигемоглобином Hb .

С учетом вышеизложенного, на основании закона Бугера – Ламберта – Бера (1), сигнал на выходе фотодетектора может быть представлен в виде выражения 6:

$$I(t, \lambda) = I_0(\lambda) \cdot e^{-\mu_a(\lambda) \cdot d_t} \cdot e^{-(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \cdot C_{HbO_2} \cdot (d_k + \Delta d_k) + \varepsilon_{Hb}(\lambda) \cdot C_{Hb} \cdot (d_k + \Delta d_k))} \quad (6)$$

где $I(t, \lambda)$ – ток на выходе фотодетектора; $\mu_a(\lambda)$ – коэффициент поглощения излучения с длиной волны λ неппульсирующими компонентами биологической ткани; $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$ – коэффициент молярной экстинкции оксигемоглобина; C_{HbO_2} – молярная концентрация оксигемоглобина; $\varepsilon_{Hb}(\lambda)$ – коэффициент молярной экстинкции дезоксигемоглобина; C_{Hb} – молярная концентрация дезоксигемоглобина.

Учитывая спектральную чувствительность фотодиода, основные электрические параметры светодиода, а также изменение во времени

диаметра пульсирующего сосуда, окончательно получим следующий вид математической модели сигнала на выходе датчика, реализующего фотометрический метод измерения в проходящем свете:

$$I(t, \lambda) = S(\lambda) \cdot k(\lambda) \cdot U_{cd}(\lambda) \cdot I_{cd} \cdot e^{-\mu_a(\lambda) \cdot d_t} \cdot e^{-\left(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \cdot C_{HbO_2} \left(d_k + \frac{3}{2} \nu \cdot \frac{d_k^2}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi} \right) + \varepsilon_{Hb}(\lambda) \cdot C_{Hb} \left(d_k + \frac{3}{2} \nu \cdot \frac{d_k^2}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi} \right) \right)} \quad (7)$$

В заключении следует сказать, что выбор оптимальной длины волны для проведения исследования на данной модели зависит от конкретных решаемых задач. Например, в случае проведения спектрофотометрических исследований с целью определения уровня оксигенации гемоглобина необходимо выбирать свет с такой длиной волны, при которой разница между коэффициентами молярной экстинкции оксигемоглобина и дезоксигемоглобина максимальна. При использовании источника монохроматического излучения с длиной волны 660 нм дезоксигемоглобин Нb поглощает на порядок больше света, нежели оксигемоглобин НbO₂, а при использовании длины волны в 940 нм превалирует поглощение оксигенированной фракции.

Библиографический список

1. Красников И.В. Распространение оптического излучения в биологических тканях / И.В. Красников, В.Е. Привалов, А.Ю. Сетейкин, А.Э. Фотиади // Вестник СПбГУ. – 2013. – № 11. – С. 202–217.
2. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография (аппаратура и методы исследования) / В.С. Мошкевич. – Москва: Изд-во Медицина, 1970. – 166 с.
3. Федотов А.А., Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – Москва: Изд-во Физматлит, 2013. – 282 с.

УДК 616.12-07

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДЕФИЦИТА ПУЛЬСА НА ОСНОВЕ СОВМЕСТНОГО АНАЛИЗА ЭКГ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ

Т.С. Башкова, А.Н. Калининченко, А.К. Лагирвандзе

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

Работа посвящена разработке алгоритма распознавания дефицита пульса на основе совместного анализа ЭКГ и фотоплетизмограммы. Для разработанного алгоритма оценивались показатели точности и помехоустойчивости.

Ключевые слова: ЭКГ, ФПГ, дефицит пульса, сердечные аритмии.

ALGORITHM FOR THE PULSE DEFICIT RECOGNITION BASED ON ECG AND PPG ANALYSIS

T. S. Bashkova, A. N. Kalinichenko, A.K. Lagirvandze
Saint-Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after
V.I. Ulyanov (Lenin), Saint-Petersburg

This paper presents the results of development of an algorithm for the pulse deficit recognition based on ECG and photoplethysmogram analysis. The accuracy and noise stability of the algorithm were estimated.

Key words: ECG, PPG, pulse deficit, cardiac arrhythmias.

Сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности во всём мире [1]. В связи с этим, распространение получили алгоритмы анализа электрокардиограмм (ЭКГ). Однако по ЭКГ нельзя судить о периферическом кровообращении. Для его анализа используются сигналы фотоплетизмограммы (ФПГ), важным показателем которой является частота пульса. Частота пульса не всегда равна частоте сердечных сокращений. В случае преждевременных сокращений сердца, которые встречаются при таких сердечных аритмиях, как экстрасистолия и фибрилляция предсердий, выброс крови бывает настолько слабым, что он не виден на ФПГ как характерный зубец. Такие события можно детектировать за счет одновременного анализа двух сигналов: ЭКГ и ФПГ, что и является основными предметом исследований данной работы.

Экспериментальный набор данных содержал сигналы ЭКГ и ФПГ, полученные из базы данных CardioResearch, которые снимались с помощью портативных кардиомониторов CardioQVARK. Частота дискретизации сигналов равна 1 кГц, длительность записей – от 1 до 5 минут. Также для сигналов ЭКГ в базе данных имеется разметка позиций R-зубцов.

Из базы данных было отобрано 100 сигналов с эпизодами дефицита пульса и 100 сигналов с нормальным ритмом длительностью по одной минуте каждый. Далее они были поделены на обучающую (75%) и тестовую (25%) выборки с 50% нормальных и 50% патологических сигналов в каждой выборке.

Алгоритм разрабатывался в среде MATLAB. Сигналы ФПГ подвергались предобработке при помощи ФНЧ Баттерворта с частотой среза 20 Гц для удаления высокочастотной помехи. Далее сигнал прореживался до частоты дискретизации 40 Гц и с использованием сплайн-интерполяции выравнивалась его нулевая линия. Для определения размаха зубца ФПГ с помощью функции MATLAB findpeaks [2] определялись опорные точки: точка начала пульсовой волны (точка минимума) и точка на пике волны, возникающей после сокращения сердца (точка максимума).

После этого каждому R-зубцу ЭКГ в соответствие ставится пара минимум-максимум волны ФПГ, которая ищется с отступом по времени от

текущего R-зубца до ближайшего следующего. Случаи, когда соответствующей R-зубцу пары нет, на этом этапе помечаются как эпизоды дефицита пульса и в дальнейшем распознавании не участвуют.

На следующем шаге вычисляются отношения текущих значений размаха к предыдущим. Эти отношения сравниваются с пороговой величиной, лежащей в диапазоне от 0 до 1. Если отношение меньше порога, то данные случаи относятся к классу «дефицит пульса», если больше – то к классу «норма». На рисунке 1 изображен пример правильно классифицированного патологического кардиоцикла: в ответ на сокращение сердца, которое вызвало отклик на ЭКГ в виде комплекса QRS, на ФПГ возникла волна с очень низкой амплитудой. Позиция R-зубца такого сердечного сокращения отмечена жирной вертикальной линией.

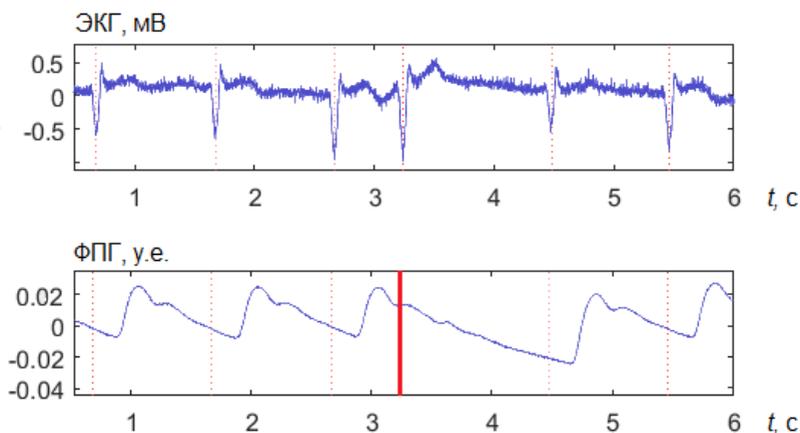


Рис. 1 – Эпизод дефицита пульса. Сверху – сигнал ЭКГ, снизу – предобработанная ФПГ с отметками опорных точек

Подбор порогового значения для отношения величин размаха текущей волны к предшествующей ей осуществлялся с использованием площади под ROC-кривой (AUC). Значение показателя AUC при наилучшей величине порога оказалось равным 0,9986.

Оптимальное пороговое значение C было найдено по критерию достижения баланса между чувствительностью и специфичностью:

$$C = \min_k |Se_k - Sp_k|,$$

где Sp_k – специфичность алгоритма при k -ом -ом пороге, Se_k – чувствительность алгоритма при k -ом пороге, k – индекс порога [3]. Оптимальное значение порога оказалось равно 0,6.

Для проверки алгоритма на помехоустойчивость к исходным сигналам добавлялся аддитивный шум с нормальным законом распределения. Для получения сигнала с заданным отношением сигнал/шум (SNR, signal to noise ratio) соответствующая запись ФПГ суммировалась с реализацией помехи, деленной на исследуемое значение SNR [4]. Значения ошибок первого и второго рода для тестовой выборки представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Ошибки первого и второго рода при различных значениях SNR.

	Сигнал без помех	100	50	30	20	15	10
Ошибка I рода, %	0.83	1.11	1.91	3.78	5.67	7.20	9.88
Ошибка II рода, %	2.56	3.76	4.44	5.13	5.30	6.50	13.33

Предварительные результаты данного исследования показали перспективность предложенного подхода. Для дальнейшего улучшения алгоритма необходимо исследовать возможности повышения его помехоустойчивости.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. Всемирный атлас профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и борьбы с ними. Под ред.: Mendis S, Puska P, Norrving B. Всемирная организация здравоохранения, Женева, 2013. 155 с. С. 6.
2. Find local maxima – MATLAB findpeaks. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html> (дата обращения: 05.10.2020)
3. ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Researchers / Fawcett T. // Kluwer Academic Publishers, 2004, 27(18).
4. Калиниченко А. Н. Оценка разделяющей способности методов классификации форм ЭКГ // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ», сер. «Биотехнические системы в медицине и экологии». Вып. 1, 2006 г. 73 с. С. 21–29.

УДК 621.37

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ АНАЛИЗА НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ МАТРИЦЫ ПРИЗНАКОВ ЭКГ

А.С. Кругликов, А.Н. Калиниченко, Е.С. Якушенко

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

Разработан алгоритм классификации сердечных комплексов в сигнале ЭКГ на основе сверточной нейронной сети. Рассмотрен метод представления последовательности сердечных сокращений в виде матрицы признаков.

Ключевые слова: анализ электрокардиограммы, нарушения сердечного ритма, цифровая обработка сигналов, машинное обучение.

NEURAL NETWORK ALGORITHM BASED ON ECG FEATURE MATRIX FOR THE ANALYSIS OF HEART RHYTHM DISTURBANCES

A.S. Kruglikov, A.N. Kalinichenko, Yakushenko E.S.

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

An algorithm for the classification of cardiac complexes in the ECG signal based on the convolutional neural network has been developed. The method of representing of heart beats sequence in the form of features matrix is considered.

Key words: *electrocardiogram analysis, heart rhythm disorders, digital signal processing, machine learning.*

Целью исследования является разработка эффективного нейросетевого алгоритма классификации нарушений сердечного ритма. В основе метода, рассматриваемого в данной работе, лежит представление последовательности сердечных сокращений в виде матрицы признаков.

Рассматриваются четыре категории сердечного ритма: предсердная экстрасистолия («ПЭ»), желудочковая экстрасистолия («ЖЭ»), фибрилляция предсердий («ФП») и нормальный ритм («НР»). Сигналы ЭКГ с необходимыми видами событий были взяты из трех баз данных: MIT-BIH Arrhythmia, MGH/MF Waveform и MIT-BIH Atrial Fibrillation.

Матрица признаков определяется для набора сокращений, в котором каждому из них поставлено в соответствие значение определенного признака. Матрица представляет собой двумерный тензор, где каждый элемент a_{ij} получен путем деления признака i -го сокращения x_i на признак j -го сокращения x_j :

$$a_{ij} = \frac{x_i}{x_j}$$

Были сформированы матрицы размером 6 на 6 на основе следующих признаков:

- длительность QRS-комплекса – T (с);
- коэффициент формы – FF [1];
- длительность RR-интервала – RR (с).

На рисунке 1 показаны графические представления усредненных матриц признаков в случае ЖЭ. Значения элементов в матрицах отображаются оттенками серого цвета в соответствии со шкалой. Целевое сердечное сокращение относится к 4-му столбцу и 4-ой строке.

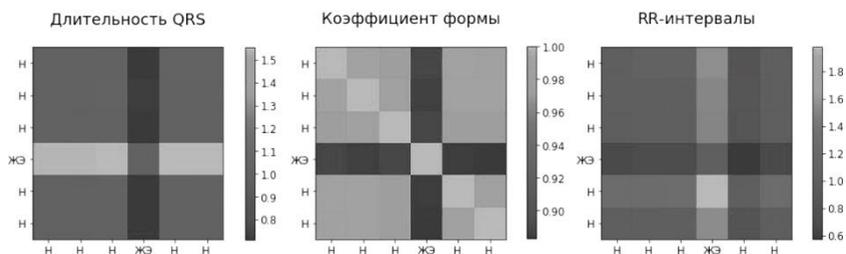


Рис. 1 – Набор усредненных матриц признаков в случае ЖЭ

В качестве классификатора использовалась сверточная нейронная сеть с тремя полносвязными слоями на выходе, реализованная на языке Python с помощью библиотеки PyTorch. Было предложено несколько архитектур сети (24 конфигурации), лучшая из которых выбиралась в процессе обучения и тестирования. С помощью методики поиска по сетке перебирались такие гиперпараметры, как наличие прореживания (Dropout), алгоритм оптимизации (SGD Nesterov Momentum, Adam), число фильтров, количество и размер сверток.

Полученный алгоритм состоит из двух блоков. Первый из них называется «формирователь признаков» и служит для представления последовательности кардиокомплексов в виде матрицы признаков. Он принимает на вход набор размеченных сигналов ЭКГ с локализованными R-пиками. Второй блок является классификатором на основе сверточной нейронной сети. На выходе алгоритма формируется набор меток для каждого сердечного сокращения.

Для формирования набора данных было отобрано 88 одноканальных записей ЭКГ с наличием требуемых патологий. Из них 18 записей были отложены для тестирования. Далее были сформированы тренировочная и тестовая выборки матриц признаков с соблюдением баланса классов.

По результатам обучения выбрано 3 лучшие конфигурации сверточной нейронной сети для итоговой проверки на тестовой выборке. Лучший результат показала модель на основе оптимизатора «SGD» с моментом Нестерова с 2 свертками и 20 фильтрами. Статистика показывает, что данный оптимизатор позволяет добиться лучшей обобщающей способности при проверке на реальных данных [2]. Также, большее число сверток повысило качество классификации. Это можно объяснить тем, что модель становится способна извлекать более общие пространственные шаблоны [3].

Для проверки предположения о наличии преимущества сверточной нейронной сети при анализе изображений были обучены и протестированы другие алгоритмы машинного обучения:

1. Композиция полносвязных нейронных сетей – бэггинг над простыми нейронными сетями с 3 слоями, который позволяет обойти чувствительность

одиночной полносвязной сети к положению объектов на входе и увеличить обобщающую способность модели.

2. Случайный лес.

3. Градиентный бустинг – алгоритм, который в настоящее время хорошо показывает себя при работе с данными в виде наборов векторов признаков.

Для того чтобы они могли работать с имеющимися данными, исходные наборы матриц признаков были развернуты в вектора признаков. В таблице 1 представлены средние значения метрик: precision – точность, recall – полнота и f1-score – f1-мера по результатам тестирования.

Таблица 1 - Результаты тестирования алгоритмов

Модель	Precision	Recall	F1-score
Сверточная НС	0.862	0.867	0.865
Композиция полносвязных НС	0.844	0.831	0.837
Случайный лес	0.849	0.861	0.855
Градиентный бустинг	0.864	0.870	0.867

Сравнение показало, что градиентный бустинг имеет небольшое преимущество в точности над сверточной нейронной сетью. С другой стороны, он требует большего количества вычислительных ресурсов по сравнению с компактной и быстрой архитектурой сверточной сети.

Полученные результаты говорят о применимости предложенного метода представления последовательности сердечных сокращений в сигнале ЭКГ в виде матрицы признаков. Разработанный алгоритм показывает хорошую точность при работе с реальными данными.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. М.: ФИЗМАТЛИТ. 2007. – 440 с.
2. Шолле Ф. Глубокое обучение на Python. СПб: Питер, 2013. 400 с.
3. Николенко С., Кадурин А., Архангельская Е.. Глубокое обучение. Погружение в мир нейронных сетей. СПб.: Питер, 2018. 480 с.

УДК 621.317.616

АЛГОРИТМ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ НЕЙРОСЕТЕВЫХ МЕТОДОВ

М.В. Никифорова, А.К. Лагирвандзе, Т.В. Моргунова

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

Представлен алгоритм для выявления нарушений сердечного ритма на основе нейросетевых методов. Разработка и исследование алгоритма осуществлялись на основе набора данных, который содержал записи ЭКГ, а также разметку позиций QRS-комплексов и нарушений ритма сердца. Наилучшие результаты показал вариант нейронной сети с двумя скрытыми слоями.

Ключевые слова: нейронная сеть, классификация аритмий, RR-интервалы.

ALGORITHM FOR DETECTING VIOLATIONS OF THE TWILIGHT RHYTHM BASED ON NEURAL NETWORK METHODS.

M. V. Nikiforova, A.K. Lagirvandze, T.V. Morgunova

Saint Petersburg state electrotechnical University named after V.I. Ulyanov
(Lenin) "LETI", Saint Petersburg

This paper describes the development of an algorithm for detecting heart rhythm disorders based on neural network methods. A data set was formed that contained ECG records, the ratio of RR interval lengths and cardiac arrhythmia verification. The neural network configuration with two hidden layers showed the best results.

Key words: neural network, classification of arrhythmias, RR intervals.

В работе представлен нейросетевой алгоритм, предназначенный для автоматического распознавания аритмий по электрокардиограмме (ЭКГ). Актуальность работы определяется как важностью задачи автоматического контроля аритмий у кардиологических больных, так и перспективностью использования новейших методов распознавания образов, таких как искусственные нейронные сети (ИНС) [1, 2, 3].

В основе предложенного алгоритма лежит параллельный анализ двух потоков данных, несущих информацию о последовательности интервалов между сокращениями сердца (RR-интервалов) и о характеристиках формы желудочковых комплексов ЭКГ. На рис. 1 представлен фрагмент ЭКГ, содержащий три нарушения сердечного ритма (желудочковые экстрасистолы, ЖЭ), а также график ритмограммы, наглядно отображающий последовательность RR-интервалов. Хорошо видно, что наиболее выраженными признаками ЖЭ являются аномальные значения смежных с ней RR-интервалов и существенные отличия форм QRS-комплексов сокращений фонового ритма и ЖЭ. Поэтому в качестве признаков для

классификации комплексов было предложено использовать два описанных ниже показателя, вычисляемых для каждого (i – го) комплекса.

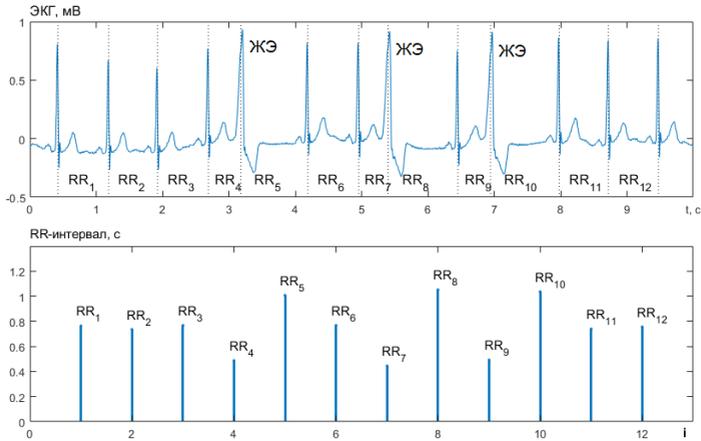


Рис. 1 – Фрагмент ЭКГ, содержащий три ЖЭ (наверху) и соответствующий участок ритмограммы (внизу)

Первый показатель – это отношение двух последовательных RR-интервалов:

$$R_i = \frac{T_i}{T_{i-1}},$$

где T_i и T_{i-1} – соответственно длительности двух последовательных интервалов (текущего и предшествующего ему).

В качестве второго показателя использовалось отношение так называемых коэффициентов формы [4], вычисляемых для каждой пары последовательных QRS-комплексов

$$D_i = \frac{F_i}{F_{i-1}}$$

где F_i и F_{i-1} – значения коэффициентов формы соответствующих комплексов, каждое из которых определяется как отношение мобильности первой производной сигнала к мобильности сигнала

$$F = \frac{M_{z'}}{M_z} = \frac{\sigma_{z''} / \sigma_{z'}}{\sigma_{z'} / \sigma_z},$$

где σ_z , $\sigma_{z'}$ и $\sigma_{z''}$ соответственно – среднеквадратические отклонения сигнала, а также его первой и второй производных.

Для того чтобы в процессе распознавания аритмических событий учесть предысторию и контекст сердечного ритма, было предложено в качестве входных данных алгоритма распознавания использовать цепочки указанных признаков, включающие их значения для десяти последовательных комплексов. Таким образом, общее число признаков составило 20.

В рамках этой работы была поставлена задача распознавания следующих трех типов сердечного ритма: нормальный ритм, желудочковые экстрасистолы и предсердные экстрасистолы. Исследования выполнялись с использованием программного комплекса MATLAB. Для разработки и исследования алгоритма был сформирован набор из 157 одноканальных записей сигнала из базы данных проекта КардиоКварк. Длительность каждой записи ЭКГ составляла 60 с, а частота отсчетов равнялась 1000 Гц. Записи содержали в общей сложности 531 желудочковую экстрасистолу и 567 предсердных экстрасистол. Набор записей был случайным образом поделен на обучающую и тестовую выборки в соотношении 3:1.

В качестве базовой модели классификатора была выбрана конфигурация ИНС прямого распространения. Рассматривались варианты, включающие от одного до трех скрытых слоев. В качестве критериев качества использовались такие показатели как точность и полнота. В результате было установлено, что наилучшие результаты демонстрирует ИНС с двумя скрытыми слоями. При этом сеть имеет 20 входов (по числу признаков), три выхода (по числу распознаваемых аритмий) и соответственно 35 и 75 нейронов в первом и втором скрытых слоях. Наилучшее достигнутое значение точности составило 97,7%.

Представленное в настоящей работе исследование продемонстрировало перспективность предложенного подхода. Дальнейшее совершенствование алгоритма предполагается осуществлять в направлении расширения списка распознаваемых аритмий, также повышения помехоустойчивости.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. M. Ahmad and G. M. Khan. 2012. Bio-signal Processing Using Cartesian Genetic Programming Evolved Artificial Neural Network. In Int. Conf. on Frontiers of Information Technology.
2. Калиниченко А.Н. Алгоритмы анализа сигналов в медицинских приборах и системах. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2011. 88 с.
3. Jang, J. S., C. T. Sun, and E. Mizutani, Neuro-Fuzzy and Soft Computing, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1997.
4. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход.

М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.

5. Vapnik, V., Statistical Learning Theory, New York: Wiley, 2017.

УДК 621.37

РАСПОЗНАВАНИЕ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ ПО ФОРМЕ СКАТЕРОГРАММЫ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Н.Е. Шемякина, А.Н. Калиниченко, С.В. Моторина

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

Целью работы является исследование возможности распознавания фибрилляции предсердий по форме скаттерограммы сердечного ритма. По последовательностям RR-интервалов с одного отведения ЭКГ строились скаттерограммы, сегментированные изображения которых использовались в качестве входных данных для различных моделей нейронных сетей.

Ключевые слова: фибрилляция предсердий, скаттерограмма, нейронная сеть

ATRIAL FIBRILLATION RECOGNITION BY THE SHAPE OF A HEART RHYTHM POINCARÉ PLOT

N.E. Shemyakina, A.N. Kalinichenko, S.V. Motorina

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

The aim of the work is to analyze the possibility of recognizing atrial fibrillation using the shape of heart rate Poincaré plot. To achieve this goal, sequences of RR-intervals from one ECG lead were used to construct Poincaré plots. Then the segmented images of these plots were used as input data for various models of neural networks.

Key words: atrial fibrillation, Poincaré plot, neural network.

Фибрилляция предсердий является очень распространенным нарушением ритма, которое приводит к развитию осложнений и к повышению риска сердечно-сосудистой смерти. Постановка диагноза мерцательной аритмии до первых осложнений является важной задачей, даже короткие бессимптомные эпизоды аритмии увеличивают риск инсульта [1].

В связи с этим, необходимо совершенствовать методы диагностики и повышать точность автоматического обнаружения в системах мониторинга, что позволит диагностировать заболевание на самых ранних стадиях.

Многие приложения и устройства для контроля сердечного ритма работают по методу фотоплетизмографии, и единственным значимым параметром в них является нерегулярность сердечных сокращений. Поэтому важной задачей является развитие методов распознавания по

последовательности RR-интервалов [2].

Использование машинного обучения находит широкое применение в решении многих классов медицинских задач. Применение нейронных сетей не требует выявления дополнительных признаков в исходных данных, а графическое представление в форме скаттерограммы обладает высокой информативностью при нарушениях ритма.

Задачей исследования является разработка нейросетевого алгоритма распознавания фибрилляции предсердий с использованием графического представления сердечного ритма в форме скаттерограммы и анализ эффективности его применения.

В качестве исходных данных были использованы реальные записи ЭКГ базы данных CardioResearch.net [3]. По записям ЭКГ были сгенерированы файлы, содержащие последовательность RR-интервалов. На рисунке 1 изображены графики скаттерограмм, построенные для трех видов ритма: фибрилляции предсердий, нормального ритма и экстрасистолии.

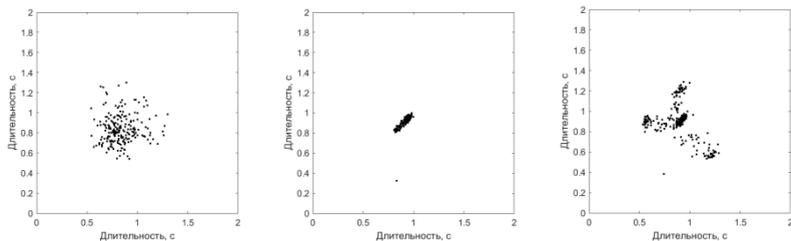


Рис. 1 – Скаттерограммы слева-направо: фибрилляция предсердий, нормальный ритм, экстрасистолия

Для понижения размерности изображений поле скаттерограммы разбивалось на сегменты с шагом 100 мс и подсчитывалось количество точек, попадающее в каждый из них. На рисунке 2 представлены получившиеся сегментированные изображения. Каждому сегменту назначался цвет по градиенту серого в зависимости от числа попавших в него точек.

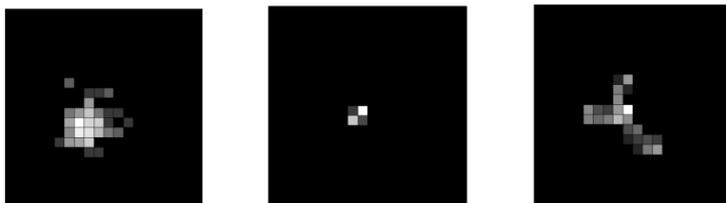


Рис. 2 – Сегментированные изображения скаттерограммы с шагом 100 мс слева-направо: ФП, нормальный ритм, экстрасистолия

Для обучения нейронной сети было отобрано по 250 записей каждого вида ритма: фибрилляции предсердий, нормальный ритм и любые другие нарушения, в том числе экстрасистолия. В дальнейшем записи были разделены на две выборки: обучающую и контрольную. Обучающая выборка состояла из 600 образцов, а контрольная из 150. Контрольную выборку использовали для оценки качества на итоговой модели.

Для промежуточной оценки качества модели использовался метод перекрестной проверки по 5 блокам. В каждом цикле модель обучалась на 480 образцах, а оценивалась на 120. Общая оценка рассчитывалась, как среднее от оценок, полученных в каждом цикле.

Для решения задачи было использовано два вида сетей: полносвязные сети с двумя либо тремя слоями и сверточные сети. Итого было опробовано 10 моделей нейронных сетей, все модели по результатам перекрестной проверки по 5 блокам показали точность выше 90%.

Наибольшую точность 98,5% показала модель сверточной сети, состоящей из двух слоев свертки и субдискретизации и двух полносвязных слоев на выходе классификатора. Данная модель была улучшена, добавлен слой Dropout, изменен алгоритм оптимизации на Adam вместо RMSprop, после чего окончательная версия модели была обучена на всех обучающих данных. Точность итоговой модели на контрольном наборе данных составила 99,3%.

Наилучшие результаты из используемых моделей показали сверточные нейронные сети, это объясняется тем, что их особенностью является учет взаимного расположения элементов. Точность итоговой модели на контрольном наборе данных составила 99,3%. Полученные результаты говорят о высокой эффективности использования графического представления ритма в форме скаттерограммы и нейронных сетей для решения задачи распознавания фибрилляции предсердий.

Перспективами развития метода является расширение набора данных и увеличение количества видов ритма для распознавания.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963.

Библиографический список

1. Клинические рекомендации по диагностике и лечению пациентов с фибрилляцией предсердий / Л.А. Бокерия, А.Ш. Ревитшвили, Р.Г. Оганов и др. // Вестник аритмологии. 2010, вып. (№) 59. С. 53–77.
2. Трофимов П.А., Пуртов К.С., Кубланов В.С. Измерение вариабельности сердечного ритма человека с помощью камеры смартфона / I международная конференция «Компьютерный анализ изображений: интеллектуальные решения в промышленных сетях (CAI-2016)» Екатеринбург, 05-06 мая 2016 г. / УМЦ УПИ, Екатеринбург, 2016, С. 134-137.
3. Сайт научно-исследовательской группы // Cardio Research URL: <http://www.cardioresearch.net/>.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОДХОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПЕРСОНАЛЬНЫХ ЦИКЛОВ ИЗМЕНЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Е.А. Пугачева, Р.В. Исаков

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

Представлены результаты исследования артериального давления в течение двух месяцев. Выявлены зависимости между погодными явлениями и артериальным давлением, найдены коэффициенты корреляции. В качестве метода обработки данных использовалась интерполяция сигнала и спектральное преобразование в среде SciLab. Выявлены периоды изменений артериального давления, связанные с жизненными циклами и погодными условиями.

Ключевые слова: артериальное давление, периоды изменений, жизненные циклы, погодные условия.

STUDY OF THE APPROACH TO DETERMINING PERSONAL CYCLES OF BLOOD PRESSURE MEASUREMENT

E.A. Pugacheva, R.V. Isakov

Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolai Grigoryevich Stoletov, Vladimir

The results of a two-month blood pressure study are presented. Correlations between weather events and blood pressure were revealed, and correlation coefficients were found. Signal interpolation and spectral transformation in the SciLab environment were used as a data processing method. Periods of changes in blood pressure associated with life cycles and weather conditions were identified.

Key words: blood pressure, periods of change, life cycles, weather conditions.

Измерение артериального давления является важным показателем для получения данных о сердечной деятельности как в больничных, так и в внебольничных условиях. Приборы для его измерения (тонометры) являются одними из самых распространенных бытовых приборов медицинского назначения. Изучение артериального давления (АД) и его изменения имеют исключительное значение для врача любого профиля. Диастолическое и систолическое значения АД не являются величинами постоянными, а колеблются с течением времени. Уровень АД зависит от нескольких факторов: величины сердечного выброса; емкости артериальной системы; интенсивности оттока крови; упругого напряжения стенок артериальных сосудов [1].

С возрастом человека как систолическое, так и диастолическое артериальное давление в норме повышается. Поэтому для диагностики отклонений АД от нормы необходимо отслеживание динамики изменения АД в течение некоторого временного промежутка.

Целью данного исследования была оценка взаимосвязи артериального давления и частоты сердечных сокращений от внешних погодных условий и определения основных циклов изменения этих параметров.

Для этого, с помощью тонометра в течение двух месяцев проводились измерения систолического (САД), диастолического артериального давления (ДАД) и частоты сердечных сокращений (ЧСС) исследуемого в возрасте двадцати двух лет по 6 раз в день. На основании этих данных построены графики зависимости артериального давления от погодных условий (температуры окружающей среды, атмосферного давления, геомагнитного фона, влажности воздуха, осадков и ветра).

Были выявлены коэффициенты корреляции значений АД и погодных условий за два месяца (табл. 1), на основании которых можно судить о зависимости артериального давления от внешних условий для конкретного испытуемого.

Таблица 1 - Коэффициенты корреляции за 2 месяца.

Погода / Показатели	Температура	Атмосферное давление	Геомагнитный фон	Влажность	Осадки	Ветер
САД	20 %	- 9 %	- 5 %	- 3 %	0 %	9 %
ДАД	3 %	- 4 %	- 3 %	- 3 %	8 %	- 4 %
ЧСС	15 %	14 %	- 2 %	- 11 %	- 3 %	1 %

По абсолютным значениям линейная зависимость оказалась довольно мала, что говорит о наличии влияния дополнительных факторов. В наибольшей степени зависимость АД и ЧСС проявляет себя с температурой окружающей среды; в частности, ЧСС связана с температурой воздуха (15 %), атмосферным давлением (14 %) и влажностью (11 %), САД связано с температурой (20 %), а ДАД не показал относительно других параметров значительной связи, но наибольший коэффициент корреляции пришелся на осадки (8 %).

Для выявления периодов АД, связанных с жизненными циклами в среде SciLab произведена интерполяция данных для получения эквидистанционно квантованных значений. Это дало возможность построить спектр частот САД и ДАД и определить частоты и амплитуды наиболее выраженных гармоник. Эти частоты были переведены в периоды: в с, мин, ч, сутки, недели и месяцы. Выявлены наиболее значимые жизненные циклы: САД – суточный цикл, ДАД – месячный цикл.

Выявлены периоды погодных параметров и произведено сопоставление этих частот и амплитуд с САД и ДАД. Данные частоты, амплитуды и периоды приведены на рисунке 1.

Систолическое АД		Амплитуда												
f, Гц	Амплитуда	Температура	Геомат. фон	Влаж. воздуха	Атм. давл.	Осадки	Ветер	Т, с	Т, мин	Т, ч	Т, сутки	Т, недели	Т, месяцы	
1,17046*10 ⁻⁵	2557,84	1136,94						85436,5	1423,94	23,7324	0,98885	0,141264	0,035316	
1,94977*10 ⁻⁶	5256,29		296,89		4025,76			512881	8548,02	142,467	5,93612	0,848018	0,212004	
1,94363*10 ⁻⁵	5243,63						653	51450,1	857,502	14,2917	0,59549	0,08507	0,021267	
Диастолическое АД		Амплитуда												
f, Гц	Амплитуда	Температура	Геомат. фон	Влаж. воздуха	Атм. давл.	Ветер	Осадки	Т, с	Т, мин	Т, ч	Т, сутки	Т, недели	Т, месяцы	
1,31291*10 ⁻⁷	1167,77	5594,02						7616668	126944	2115,74	88,1559	12,5937	3,148424	
1,26927*10 ⁻⁷	1169,62		445,727					7878544	131309	2188,48	91,1869	13,02669	3,256673	
1,94620*10 ⁻⁵	627,996		86,9923					51382,2	856,37	14,2728	0,5947	0,084957	0,021239	
1,92071*10 ⁻⁵	613,937			2347,13				52064,1	867,735	14,4622	0,60259	0,086085	0,021521	
1,26824*10 ⁻⁷	1169,66						149,57	7884943	131416	2190,26	91,2609	13,03727	3,259318	
1,94084*10 ⁻⁵	625,042						69,242	51524,1	858,735	14,3122	0,59634	0,085192	0,021298	
4,86790*10 ⁻⁵	128,387							20542,7	342,379	5,70632	0,23776	0,033966	0,008492	
6,03729*10 ⁻⁵	80,1866							53,949	16563,7	276,062	4,60103	0,19171	0,027387	

Рис. 1 – Наиболее сильные амплитуды, связанные с САД и ДАД

В спектре частот АД определялись максимальные амплитудные пики гармоник и отмечалась их частота (период). Затем, определялись амплитудные пики в связанных погодных параметрах и при совпадении частоты, отмечалась амплитуда этого пика. Если амплитуда была высока по сравнению с остальными в данном спектре, то она учитывалась и отмечалась в таблице.

Наиболее значимые амплитуды, связанные с САД: температура окружающей среды; геомагнитный фон; атмосферное давление; скорость ветра.

Наиболее значимые амплитуды, связанные с ДАД: температура окружающей среды; геомагнитный фон; влажность воздуха; скорость ветра; осадки.

Результаты данного исследования дают возможность использовать представленную методику, как инструмент для выявления индивидуальных норм артериального давления и ЧСС. Такое исследование целесообразно проводить в случае, когда параметры артериального давления у конкретного человека сильно отличаются от среднестатистических.

Библиографический список

1. От каких основных факторов зависит артериальное давление [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://wikicardiolog.ru/ot-kakih-osnovnyh-faktorov-zavisit-arterialnoe-davlenie.html>

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА СКОЛЬЗЯЩЕЙ ГИСТОГРАММЫ ДЛЯ
АНАЛИЗА ДАННЫХ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ
АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ**

Р.В. Исаков, Е.А. Пугачева

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

В данной работе демонстрируется пример использования нового подхода к анализу результатов суточного мониторинга артериального давления (СМАД). Данный подход позволяет визуально оценить изменения распределения параметров артериального давления и выявить его персонализированные границы нормы.

Ключевые слова: СМАД, скользящая гистограмма, анализ

**THE APPLICATION OF THE MOVING HISTOGRAM METHOD TO
ANALYZE THE DATA OF DAILY MONITORING OF ARTERIAL
PRESSURE**

R.V. Isakov, E.A. Pugacheva

Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolai
Grigoryevich Stoletov, Vladimir

This paper demonstrates an example of using a new approach to analyzing the results of daily blood pressure monitoring. This approach allows to visually assess changes in the distribution of blood pressure parameters and identify its personalized normal limits.

Key words: DBPM, moving histogram, analysis.

Артериальное давление является не фиксированным показателем и может довольно сильно колебаться даже за малые промежутки времени от различных физических и психоэмоциональных факторов. Суточное мониторирование артериального давления (СМАД) — информативный метод исследования, применяемый вне кабинета врача [1]. Он позволяет получить данные об изменениях артериального давления в различных условиях. На плечо пациента накладывается манжета, которая измеряет артериальное давление в течение суток (дневные и ночные часы) через заданный интервал времени [1].

СМАД обычно измеряет три основных параметра: систолическое артериальное давление (САД), диастолическое артериальное давление (ДАД) и частоту сердечных сокращений (ЧСС).

Данные суточного мониторирования артериального давления (АД) пациента в возрасте двадцати трех лет представлены на рисунке 1.

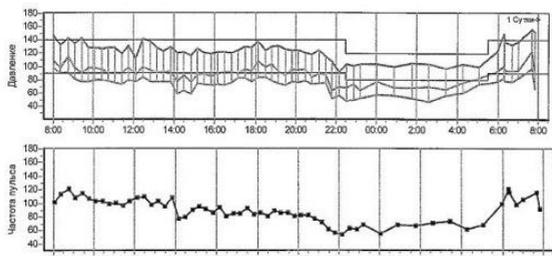


Рис. 1 – Данные суточного мониторинга АД

Важно понимать, что все расчетные значения параметров, принимаемые в стандартном отчете системы СМАД определяют их в зависимости от установленных среднестатистических границ нормы. У большинства людей они соответствуют, но в некоторых случаях человек выпадает из общей модели и общепринятая норма неадекватна его индивидуальным особенностям. Следовательно, будет неадекватным лечение.

Целью данной работы являлось разработка альтернативного метода анализа результатов СМАД, на основе метода скользящей гистограммы.

Гистограмма позволяет выявить распределение параметра, однако если параметр не стационарен, то мода и вид распределения меняется во времени. В таком случае обычная гистограмма не даст информации обо всех этих изменениях. Однако, если применить гистограммную обработку во временном окне и пройти им по всему сигналу, можно выявить все изменения распределения параметра. Удобно визуализировать такие результаты в форме цветового или светового картирования величины частоты (или вероятности) гистограммы распределения.

На рисунках 2, 3, 4 показан результат обработки данных СМАД, представленного примера.

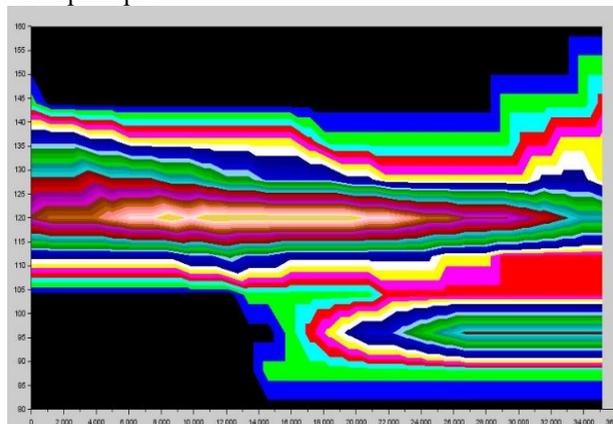


Рис. 2 - Результаты обработки данных САД скользящей гистограммой (по горизонтальной оси – время в сек, по вертикальной – АД, мм.рт.ст.)

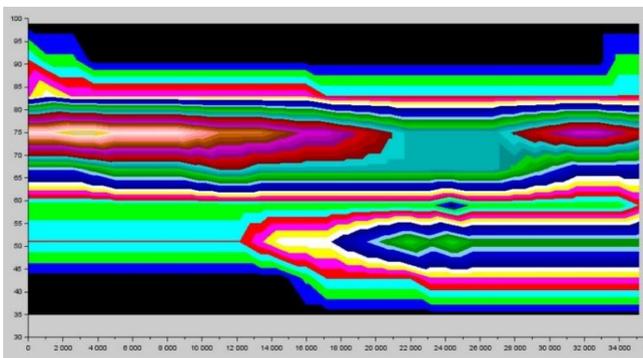


Рис. 3 – Результаты обработки данных ДАД скользящей гистограммой (по горизонтальной оси – время в сек, по вертикальной – АД, мм.рт.ст.)

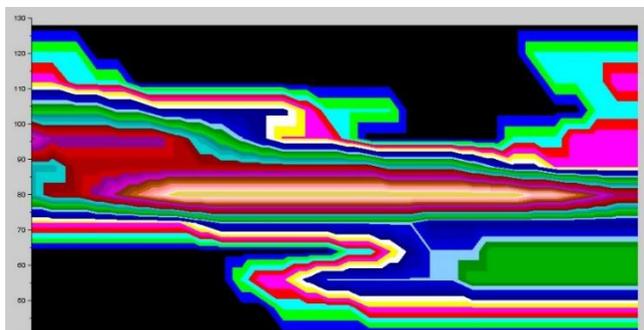


Рис. 4 – Результаты обработки данных ЧСС скользящей гистограммой (по горизонтальной оси – время в сек, по вертикальной – ЧСС, уд/мин)

На представленных рисунках сразу можно заметить область «нормы» для конкретного человека по яркой линии в средней части гистограммы, соответствующей моде. Границами нормы можно считать соседние с ней области, выделяющиеся в форме контура. Также заметна вторая мода, показывающая норму во время сна и её границы. Все остальные области можно считать отклонением от данной персонализированной нормы.

Для конкретного примера, нормой САД для бодрствования (рис.2) можно считать 120 мм.рт.ст., ДАД (рис.3) – 75 мм.рт.ст., а ЧСС (рис.4) – 80 уд/мин.

Представленный метод обработки большой серии измерений АД позволит более точно выявлять границы нормы для конкретного человека и может применяться как дополнительное средство анализа в программном обеспечении системы СМАД.

Библиографический список

1. СМАД: что это и зачем нужно суточное мониторирование артериального давления [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://aif.ru/boostbook/smad.html>

УДК 681.2.08

РЕГИСТРАЦИЯ И ИЗМЕРЕНИЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Д.А. Нуштаев, Е.М. Прошин

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

В данной статье рассмотрены основные методы мониторинга ионизирующего излучения, применяемые в дозиметрии и спектрометрии. Предложена структурная схема дозиметра-спектрометра ионизирующего излучения.

Ключевые слова: *ионизирующее излучение, методы мониторинга, дозиметрия, спектрометрия.*

REGISTRATION AND MEASUREMENT OF IONIZING RADIATION

D.A. Nushtaev, E.M. Proshin

Ryazan state radio engineering University. V.F. Utkina, Ryazan

This article discusses the main methods of monitoring ionizing radiation used in dosimetry and spectrometry. A structural diagram of a dosimeter-spectrometer of ionizing radiation is proposed.

Keywords: *ionizing radiation, monitoring methods, dosimetry, spectrometry.*

Ионизирующее излучение не имеет ни вкуса, ни запаха и не обладает иными свойствами, которые позволили бы человеку его обнаружить. Для обнаружения и измерения характеристик радиоактивных излучений используются различные методы, которые основаны на взаимодействии излучения с веществами.

Газоразрядные детекторы ионизирующего излучения являются важнейшими и наиболее распространенными элементами аппаратуры для радиационных измерений. Газоразрядные детекторы достаточно просты по своей конструкции, имеют небольшой размер, удобны в обращении, предоставляют надежные результаты измерений различных видов излучений в широком диапазоне рабочих температур при сравнительно невысоких требованиях к стабильности питающего напряжения. Счетчик Гейгера-Мюллера представляет собой цилиндрический ионизационный баллон, в котором металлический лист внутренней стенки и центральная тонкая проволока служат анодом и катодом, трубка – катод, а проволока – анод.

Детектор наполнен газовой смесью под небольшим давлением. Частица, попадая в объём детектора, ионизирует газ вдоль пути движения, образуя огромное количество положительных ионов и электронов. Под действием электрического поля начинается их движение к аноду и катоду, соответственно. По причине не симметричности электрического поля между большой площадью катода и тонким анодом, электроны ускоряются около анодного пространства, где они вызывают вторичную ионизацию газа, увеличивая это количество первично образованных ионно-электронных пар.

Итак, каждая частица делает газ проводящим на короткий период времени, необходимый ионам и электронам для достижения электродов и генерирования короткого электрического импульса, который может быть зарегистрирован.

Сцинтилляционный метод в настоящее время получил широкое распространение, это обусловлено, прежде всего, высокой эффективностью данного метода, а также высокой скоростью счета. Сцинтилляционный счетчик является сочетанием сцинтиллятора (фосфора) и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ).

Принцип действия сцинтилляционного детектора заключается в следующем: ионизирующая частица, проходя через сцинтиллятор, возбуждает молекулы и атомы. Возвращаясь в невозбуждённое состояние, атомы испускают фотоны, которые, попадая на фотокатод ФЭУ, в результате фотоэффекта, выбивают электроны, после чего на аноде ФЭУ возникает электрический импульс. Далее усиливается диодной системой благодаря механизму вторичной электронной эмиссии. Анодный сигнал с ФЭУ, проходя через усилитель или непосредственно, подается на вход измерительного прибора, например: счетчика импульсов, аналого-цифрового преобразователя, осциллографа и т.п. Амплитуда и длительность импульса определяются свойствами, как сцинтиллятора, так и ФЭУ.

Полупроводниковый метод. Принцип действия может быть объяснён зонной теорией твердых тел, согласно которой энергетические уровни отдельных атомов в кристалле сгруппированы в двух энергетических зонах – в валентной зоне и зоне проводимости. Зоны отделены друг от друга энергетической областью, где не могут существовать электроны. Ионизирующая частица, попадая в действующую часть, ионизирует атомы детектора, продвигая электроны из валентной зоны в зону проводимости, таким образом, создавая электронно-дырочные пары по траектории ее движения. В результате данного явления в валентной зоне остаются вакантные дырки. Образованные дырки и электроны продвигаются к соответствующим электродам, и, как в случае газовых детекторов, накопленные заряды преобразуются в импульс напряжения. Значительное преимущество полупроводниковых детекторов заключается в том, что высота импульса напряжения пропорциональна энергии частицы, поглощенной в чувствительной зоне детектора.

На Рис.1 представлена структурная схема устройства, которое содержит три полупроводниковых детектора ионизирующего излучения. Выходные сигналы, с которых усиливаются и подаются на два канала:

На первом, усиленный сигнал поступает на компаратор напряжения, а после на таймер микроконтроллера, данный канал предназначен для подсчета одиночных импульсов ионизирующих излучений, тем самым выполняя функцию дозиметра.

На втором, усиленный сигнал поступает на 12-разрядный аналого-цифровой преобразователь, встроенный в микроконтроллер. Данный канал предназначен для анализа энергетического спектра ионизирующих излучений.

После попадания первой частицы в детектор, микроконтроллером вырабатывается кратковременный импульс, проходящий через усилитель и поступающий на динамик. Данный звуковой сигнал предназначен для привлечения внимания измерителя. Частый «треск» динамика сигнализирует о превышении уровня загрязнения.

Одновременно с этим, GPS-модуль, определяет местоположение в данный момент времени и передает координаты на микроконтроллер. Измерив, ионизирующее излучение, микроконтроллер обрабатывает данные пришедшие с датчиков и GPS – модуля, строит спектрограмму, выдает данные об ионизирующем излучении и координатах местоположения на ЖК-дисплей, после чего наносит на карту отметки и сохраняет информацию на SD-карту, расположенную в слоте.

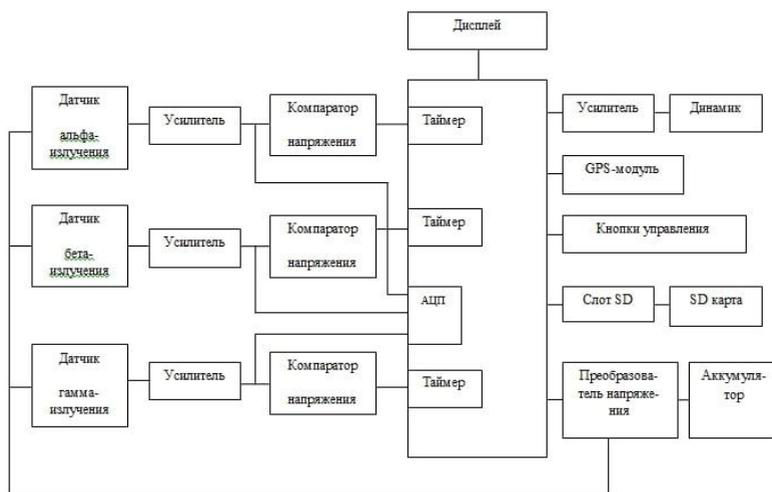


Рис. 1 – Структурная схема дозиметра-спектрометра ионизирующего излучения

Библиографический список

1. Аглинцев Константин Константинович. Дозиметрия ионизирующих излучений. - 2-е изд., перераб. - Москва : Гостехиздат, 1957.
2. Группен К. Детекторы элементарных частиц: Справочное издание. Пер. с англ. — Новосибирск: «Сибирский хронограф», 1999.
3. Баранчиков М.Л. Справочник. Приемники и детекторы излучений.- г. Москва 2017

УДК 616-71

**ИДЕНТИФИКАЦИЯ ХАРАКТЕРА ДВИЖЕНИЯ МАТЕРИ ПРИ
ОБРАБОТКЕ СИГНАЛА ФЕТАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ**

К.В. Филипенко, Ю.О. Боброва

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

Рассмотрены ключевые виды движений беременной женщины, которые вносят помехи при регистрации сигнала фетальной активности носимой системой мониторинга. Приведены их амплитудные и частотные характеристики.

Ключевые слова: *фетальная активность, обработка сигнала, помехи*

**IDENTIFICATION OF MATERNAL MOVEMENTS DURING FETAL
ACTIVITY SIGNAL PROCESSING**

K.V. Filipenko, Y.O. Bobrova

Saint Petersburg Electrotechnical University ETU "LETI"

The key types of movements of a pregnant woman, which interfere with the registration of the fetal activity signal by a wearable monitoring system, are considered. Their amplitude and frequency characteristics are given.

Key words: *fetal activity, signal processing, interference*

Непрерывное наблюдение за изменениями в состоянии плода на протяжении беременности позволяет выявлять динамику развития плода, а также отмечать и своевременно реагировать на развитие критических или патологических состояний. Применяемые сегодня методы не всегда позволяют вовремя установить нарушения здорового развития плода, следовательно, и вовремя устранить причину, вызвавшее это нарушение, что подвергает риску будущее здоровье, как ребенка, так и его матери. По данным Росстата за 2018 год в России коэффициент младенческой смертности (число умерших в отношении к 1000 родившихся живыми) составляет 5.1 [1]. В сравнении с европейскими странами, Россия обладает одним из наиболее высоких коэффициентов младенческой смертности [2].

Длительный мониторинг может быть обеспечен с помощью применения пассивной носимой системы, которая регистрирует активность плода: физическую или биоэлектрическую. При этом подразумевается, что беременная женщина непрерывно использует носимую регистрирующую систему в своей повседневной жизни. Такой подход позволяет непрерывно следить за состоянием плода, не нарушая при этом привычный образ жизни беременной женщины. Однако применение носимой системы во время активной повседневной жизни беременной женщины требует тщательной обработки зарегистрированного системой сигнала. Вследствие длительности записи и постоянного перемещения в пространстве системы, в регистрируемом сигнале будут присутствовать многочисленные шумы. Источником большого количества шумов является сама беременная женщина.

При использовании акселерометров в качестве регистраторов двигательной активности плода, которая позволяет судить о его нервном развитии и наличии/отсутствии признаков гипоксии, сигнал регистрируется по трем осям и количественно выражается в единицах ускорения по каждой оси [3]. На рисунке 1 представлено направление осей датчика.

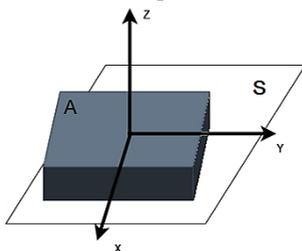


Рис. 1 – Направление осей акселерометра, где А – акселерометр; S – поверхность приложения датчика; X,Y,Z – оси

При идентификации движения плода и матери, важно понимать какие показания датчика будут свидетельствовать о спокойном состоянии: отсутствие ускорений, вызванных движениями матери или плода. В связи с особенностями строения акселерометра отсутствие движения (спокойное состояние) не будет характеризоваться нулевыми значениями по всем трем осям. Так, если женщина без движения лежит на спине, то показания осей акселерометра будут 0, 0, -1 для осей X, Y, Z соответственно. Если женщина находится в вертикальном положении, то показания осей (X, Y, Z соответственно) будут 1, 0, 0. В процессе регистрации сигнала фетальной активности системой предложенной в работе [3] были зарегистрированы следующие движения беременной женщины, характерные для ее повседневной жизни (рис. 2, рис.3).

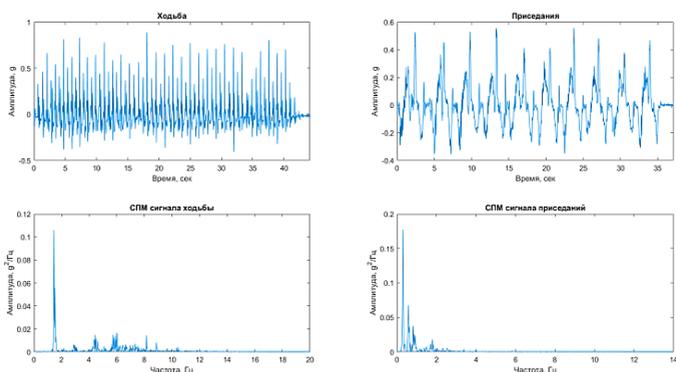


Рис.2 – Сигналы различных типов движений и соответствующие им графики спектральной плотности мощности

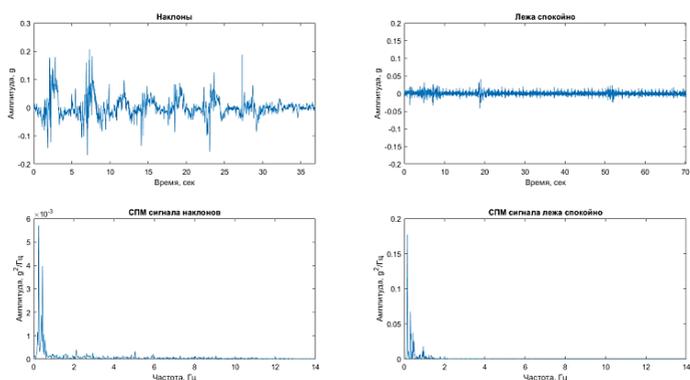


Рис.3 – Сигналы наклонов и спокойного состояния (лежа спокойно) и соответствующие им графики спектральной плотности мощности

В таблице 1 представлены амплитудно-частотные характеристики сигналов активности плода и сигналов физической активности беременной женщины.

Таблица 1 - Амплитудный и частотный диапазоны регистрируемых сигналов

Действие	Амплитудный диапазон, g	Частотный диапазон, Гц
Фетальная активность	0.02 – 0.1	0.5 – 10
Спокойное состояние (отсутствие движений)	до 0.02	0.2 – 2
Наклоны	до 0.2	0.05 – 2
Приседания	до 0.6	0.3 – 2
Ходьба	до 1	1 – 8

Из графиков видно, что помехи от физической активности матери преимущественно лежат в частотном диапазоне от 0.2 Гц до 8 Гц, кроме того сигналы ходьбы и приседаний (рис.3) имеют ярко выраженную частоту, на которой плотность мощности максимальна, что объясняется преимущественно ритмичным выполнением данных физических действий. Этот факт позволяет использовать параметры, рассчитанные в частотной области, для идентификации того или иного движения матери.

Амплитуды движений беременной женщины выше даже самых сильных движений плода. Это сильно затрудняет выделение активности плода из общего сигнала. Идентификация движений матери позволит применять наиболее эффективный метод фильтрации к каждому конкретному виду движения, что позволит точнее выделять движения плода.

Библиографический список

1. Здравоохранение в России.2019: статистический сборник / Росстат. – М., 2019. – с.25.
2. Европейский портал информации здравоохранения: сайт. – URL: https://gateway.euro.who.int/ru/indicators/h2020_20-infant-mortality/ (дата обращения 08.11.2020). – текст электронный.
3. Bobrova Y.O. Method of Fetal Movement Registration for Remote Monitoring Systems / Y.O. Bobrova, O.N. Kapranova, K.V. Filipenko // YETI2020. – 2020. – с.1-4.

УДК 616.613-003.7

РАЗРАБОТКА ПОЛЬЗОВАТЕЛЬСКОГО ИНТЕРФЕЙСА ПРОГРАММЫ ОБРАБОТКИ ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ МОЧИ

В.О. Ручкина, Н.Е. Дринякина

ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

Рассмотрено применение джоульметрического метода при исследовании мочи для диагностики мочекаменной болезни. Предложен пользовательский интерфейс в среде графического программирования Labview для обработки джоульметрических сигналов при исследовании мочи.

Ключевые слова: джоульметрия, джоульметрический сигнал, мочекаменная болезнь, исследование мочи.

DEVELOPMENT OF A USER PROGRAM INTERFACE FOR PROCESSING JOULEMETRIC SIGNALS IN URINE ANALYSIS

V.O. Ruchkina, N.E. Drinyakina
Penza State University, Penza

The application of the joulemetric method in urine analysis in the diagnosis of urolithiasis disease is considered. The user interface has been developed in the Labview graphical programming environment for processing joulemetric signals in urine analysis.

Key words: *joulemetric, joulemetric signal, urolithiasis disease, urine analysis.*

Мочекаменная болезнь – одно из самых распространенных заболеваний человека, встречающееся в любой возрастной категории. Для выбора эффективной тактики лечения и внесения коррективов в образ жизни больного имеет значение своевременная диагностика данной патологии, однако мочекаменная болезнь обычно диагностируется поздно, после появления клинических симптомов.

В основе патогенеза мочекаменной болезни лежит изменение состава мочи вследствие воспалительного процесса в почках. В диагностике мочекаменной болезни данный параметр играет решающее значение. Поэтому в настоящее время для описания свойств биологических объектов все чаще применяют электрохимические методы исследования, позволяющие определить концентрацию искомых веществ в моче, оценить скорость протекания электрохимических процессов, получить электрические зависимости от химических особенностей субстрата [1]. Так как потенциометрический, кондуктометрический, импедансометрический методы имеют недостатки, для исследования мочи целесообразно применять джоульметрический метод [2,3].

В основе джоульметрического метода лежит оценка работы, которая совершается внешним источником тока в исследуемом биологическом объекте с целью его перевода в другое состояние. Измеряемое значение работы характеризует электрохимические свойства биологических жидкостей и тканей. Джоульметрический метод прост в использовании, не требует больших временных затрат, обладает высокой точностью и специфичностью [3,4].

Для получения наиболее полной информации о состоянии биологических объектов необходимо сформировать признаковое пространство, которое позволило бы в достаточной мере охарактеризовать свойства исследуемого объекта [5].

Для решения этой задачи был предложен пользовательский интерфейс в среде Labview, предназначенный для проведения экспериментальных исследований мочи. Он представляет собой виртуальный прибор, позволяющий производить обработку джоульметрических сигналов и

вычислять джоульметрические параметры. Виртуальный прибор адаптирован для расчета значений работы электрического тока. Первая панель лицевой части виртуального прибора представлена на рисунке 1.

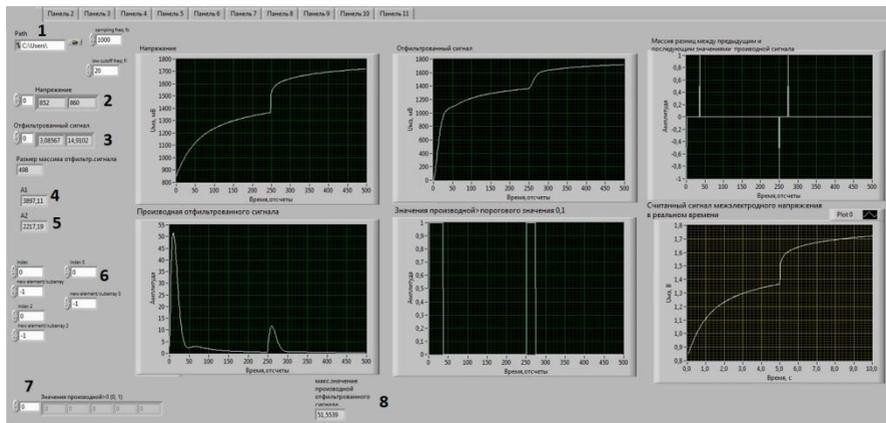


Рис. 1 – Лицевая панель виртуального прибора

На данной панели представлены графики, которые необходимы для оценки работы, совершаемой источником тока в исследуемой биологической жидкости. На панели выведены следующие элементы: элемент контроля, который позволяет указать путь к записанному сигналу – 1, индикатор массива напряжения – 2, индикатор массива отфильтрованного сигнала – 3, индикаторы значения работы – 4, индикаторы разницы между значениями производной сигнала – 5-6, индикатор значений массива разницы между значениями производной сигнала больше нуля – 7, индикатор максимального значения производной сигнала – 8.

На других панелях виртуального прибора представлены графики джоульметрического сигнала, полученные при его разделении на отдельные составляющие. На рисунке 2 отображена панель лицевой части виртуального прибора, которая содержит индикаторы значений работы электрического тока для отдельных ступеней межэлектродного напряжения.

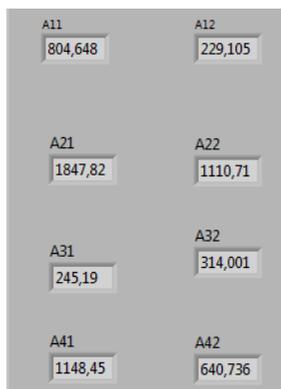


Рис. 2 – Панель виртуального прибора с индикаторами значений работы электрического тока

Данный виртуальный прибор может быть использован для обработки записанных джоульметрических сигналов при исследовании мочи. Значения рассчитанной работы отражают динамику воспалительного процесса и могут свидетельствовать о наличии мочекаменной болезни.

Библиографический список

1. Gerashchenko S.M., Yankin N.N., Yankina N.N., Zefirov S.L., Kuchumov E. Modelling of electrochemical processes and joulemetric measuring systems // Moscow Workshop on Electronic and Networking Technologies, MWENT 2020 — Proceedings. 2020. pp. 9067442.
2. Ivanov P.V., Ziulkina L.A., Gerashchenko S.I., Gerashchenko S.M., Yankina N.N. A study of the relationship of joule-metric settings with the inflammatory changes in periodontal tissues //Biology and Medicine. 2016. vol. 8. no 2. pp. 1-4.
3. Геращенко С.И., Мозеров С.А., Никольский В.И., Геращенко С.М., Юткина Е.Г. Исследование джоульметрических параметров и их взаимосвязи с морфологией воспалительного процесса при панкреонекрозе в эксперименте // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. 2009. № 3 (11). С. 3-11.
4. Патент РФ №2224458 С2, МПК А61В 5/053. Способ прогнозирования динамики воспалительного процесса и устройство для его осуществления / Волчихин В.И., Геращенко С.И., Геращенко С.М., Енгальчев Ф.Ш., Киреев А.В., Голотенков Н.О. № 2002108201/14; заявл. 01.04.2002; опубл. 27.02.2004.
5. Янкина Н.Н. Нейросетевой динамический анализ биологических тканей и жидкостей. Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук / Пенза, 2005.

УДК 614.2

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АНАЛИЗА ИЕРАРХИЙ ДЛЯ ВЫБОРА
ОБОРУДОВАНИЯ ДЛЯ КЛИНИКО – ДИАГНОСТИЧЕСКИХ
ЛАБОРАТОРИЙ**

А.А. Зайнетдинова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», Уфа

*Рассмотрен принцип использования метода анализа иерархий в клиничко –
диагностических лабораториях. Оценка экономической значимости данным
методом.*

Ключевые слова: *метод анализа иерархий, клиничко-диагностическая
лаборатория, программные средства.*

**APPLICATION OF THE HIERARCHY ANALYSIS METHOD FOR
SELECTING EQUIPMENT FOR CLINICAL AND DIAGNOSTIC
LABORATORIES**

A.A. Zainetdinova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

*The principle of using the hierarchy analysis method in clinical and diagnostic
laboratories is considered. Assessment of economic significance using this method.*

Key words: *hierarchy analysis method, clinical and diagnostic laboratory,
software tools*

При выборе оборудования для оснащения клиник – диагностических лабораторий необходимо учитывать достаточно большое количество параметров подбираемых образцов медицинских изделий. В настоящее время существует множество методов и информационных технологий для автоматизации процесса принятия решений.

Для решения проблемы выбора оборудования можно воспользоваться методом анализа иерархий. Метод основан на специальной процедуре попарных сравнений альтернатив и показателей и может быть использован для принятия сложных решений в различных ситуациях медицинской деятельности.

Основным достоинством данного метода является высокая универсальность, оценка вариантов решений осуществляется как на основе объективной, так субъективной информации. У метода анализа иерархий есть и недостаток – это большой объем исходных данных, которые требуются для принятия решения. Современные программные средства такие как easyАНР, АНР Software, СППР «Выбор», Logical Decisions и другие, позволяют существенно сократить время на принятие решения. [2]

Для расчёта воспользуемся программой СППР «Выбор», а в качестве

примера рассмотрим прибор для определения скорости определения эритроцитов, используемый для аналитического этапа лабораторных исследований.

Сначала необходимо определить характеристики, по которым будут сравниваться выбранные образцы.

Предлагаемый список характеристик для оценки:

1. стоимость;
2. производительность (количество проб в час);
3. одновременное измерение (какое количество пробирок помещается в прибор);
4. время измерения.

Расставив интенсивности относительной важности по каждому уровню (Рис 1), где 1 уровень – Прибор СОЭ, 2 уровень – стоимость, количество проб в час, одновременное измерение и время измерения.

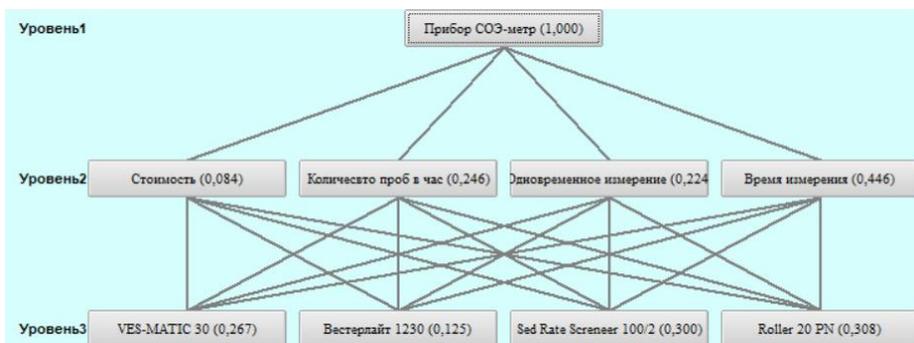


Рис 1. – Иерархия проблемы

В таблице 1 описаны значения характеристик, выбранных приборов.

Таблица 1 - Характеристики СОЭ-метров

Параметры	VES-MATIC 30	Вестерлайт 1230	Sed Rate Screener 100/2	Roller 20 PN
Стоимость, руб	120000	248882	494285	800000
Количество проб в час, шт	180	60	200	75
Одновременное измерение	30	30	100	20
Время измерения, мин	10-15	30-60	30-60	5-10

На рисунке 2 показан результат вычислений методом анализа иерархий, на котором видно, что с небольшим преимуществом доминирует Roller 20 PN.

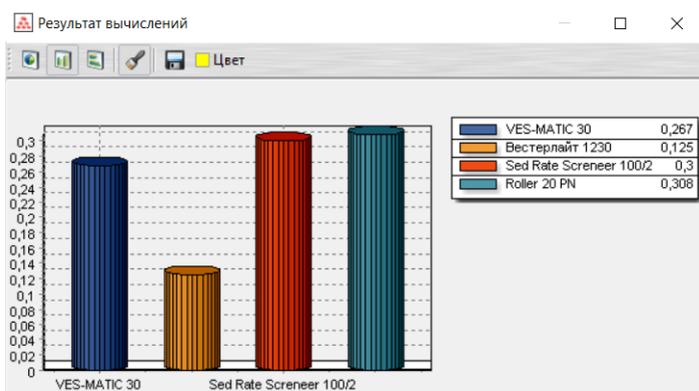


Рис 2. – Результат вычислений

В рамках метода анализа иерархий нет общих правил для формирования структуры модели принятия решения. Это является отражением реальной ситуации принятия решения, поскольку всегда для одной и той же проблемы имеется целый спектр мнений. Метод позволяет учесть это обстоятельство с помощью построения дополнительной модели для согласования различных мнений, посредством определения их приоритетов. Таким образом, метод позволяет учитывать "человеческий фактор" при подготовке принятия решения. Это одно из важных достоинств данного метода перед другими методами принятия решений.

Библиографический список

1. Белкин А.Р., Левин М.М. Принятие решений: комбинаторные модели аппроксимации информации // М.: Наука, 1990. – 224 с.
2. Латыпова В.А. Сравнительный анализ и выбор программных средств, реализующих метод анализа иерархий // Научный журнал «Моделирование, оптимизация и информационные технологии». 2018. Т. 6. №4
3. Резниченко О.С., Салина В.Г. Применение метода анализа иерархий для решения бизнес – задач многокритериального выбора // Современная наука: актуальные проблемы и пути их решения. – 2013. - №2. С.43-47.

УДК 614.2

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПРОГРАММНОГО СРЕДСТВА СППР «ВЫБОР», ДЛЯ ОБОСНОВАНИЯ ЗАКУПОЧНЫХ ПРОЦЕДУР

А.А. Зайнетдинова

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», Уфа

Рассмотрен принцип работы с программным средством СППР «Выбор» и его использование в клиничко – диагностических лабораториях.

Ключевые слова: *метод анализа иерархий, программное средство, клиничко – диагностические лаборатории.*

USE OF THE DSS "CHOICE" SOFTWARE TOOL TO JUSTIFY PROCUREMENT PROCEDURES

A.A. Zainetdinova

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The principle of working with the decision support system "Choice" software is considered.

Key words: *hierarchy analysis method, software, clinical and diagnostic laboratories.*

Для подготовки конкурсной документации для закупочных процедур для клиничко – диагностических лабораторий часто возникает проблема выбора медицинской аппаратуры в соответствии с заданными техническими характеристиками. Существует достаточно много методов для определения и принятия решений, один из них метод анализа иерархий.

Метод анализа иерархий – это математический инструмент системного подхода к сложным проблемам принятия решений.

Для быстрого получения результатов воспользуемся программным средством СППР «Выбор».

Программное средство «Выбор» имеет функционал на русском языке, что уменьшает время адаптации к программному продукту. Одним из его достоинств является то, что в нем нет ограничений по количеству уровней и содержащихся в них элементов.

Создадим иерархию, где на вершине будет «Прибор СОЭ - метр». Для этого выбираем вкладку «Файл» - «Создать новую иерархию». Появляется окно «Выбор типа проекта», который состоит из пунктов «Проблема выбора», «Простая иерархия» и «Стоимость - эффективность». Выбираем «Простую иерархию». После необходимо задать количество уровней и узлов. Под узлами понимается количество элементов на всех уровнях. В нашем случае будет 3 - х уровневая иерархия, состоящая из 9 узлов. На рисунке представлена конечная иерархия. На втором уровне находятся виды

характеристик, по которым будем сравнивать приборы, а на третьем – марки СОЭ – метров.

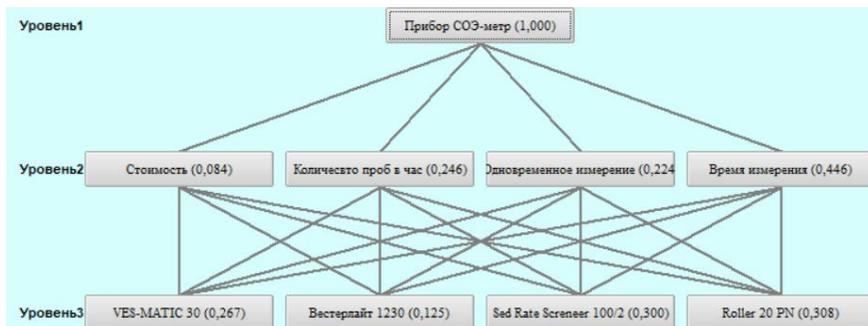


Рис. 1 – Иерархия проблемы

После создания иерархии проблемы необходимо задать факторы важности, для этого нужно нажать на левую клавишу мыши и выбрать «Матрица парных сравнений». На рисунке 2 представлен фактор 2 - го уровня «Количество проб в час» выбранных нами СОЭ-метров. Здесь будет производиться попарное сравнение каждой марки прибора.

The screenshot shows a software window titled 'Получение матрицы парных сравнений'. It displays the pairwise comparison matrix for the factor 'Уровень 2 Количество проб в час'. The matrix is a 4x4 grid with values: (1,1)=1, (1,2)=1/2, (1,3)=1/3, (1,4)=2; (2,1)=2, (2,2)=1, (2,3)=1/5, (2,4)=1/2; (3,1)=1/3, (3,2)=5, (3,3)=1, (3,4)=3; (4,1)=1/2, (4,2)=2, (4,3)=1/3, (4,4)=1. Below the matrix, there are radio buttons for preference: 'VES-MATIC 30', 'Одинаково важны' (selected), and 'Не могу сказать'. A 'Степень предпочтения' (Preference degree) scale is also visible. At the bottom, the calculated values are shown: $\lambda = 4,060$, $IC = 0,020$, and $OC = 0,022$. Buttons for 'Просмотр проекта', 'OK', and 'Отмена' are present.

Рис. 2 – Значения интенсивностей относительной важности для каждого фактора

Удобство программного средства заключается в том, что происходит автоматическое вычисление: вектора приоритетов (весов); оценочного значения максимально собственного числа λ ; индекса согласованности (ИС); оценки согласованности (ОС). В конечном результате появляется окно, в

котором определён общий индекс согласованности. Так же можно выбрать диаграмму результатов, которая может быть представлена в трёх вариантах: круговая, вертикальные столбцы, горизонтальные столбцы. На рисунке 3 представлен конечный результат в виде круговой диаграммы.

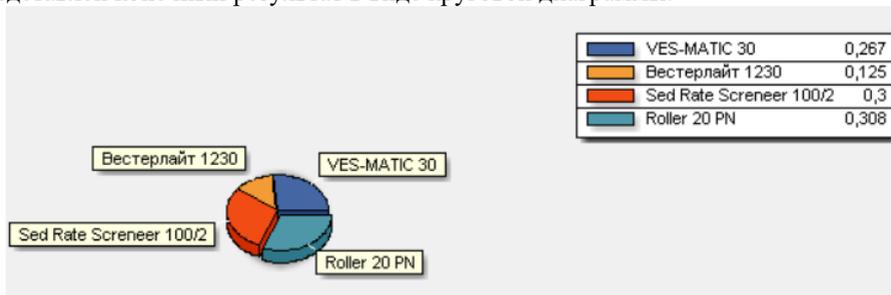


Рис. 3 – Результат вычислений

Использование СППР «Выбор» позволяет существенно сократить время на обработку технической информации и осуществить обоснованный выбор образцов медицинских изделий.

Библиографический список

1. Карнищенко А.И. Медицинские лабораторные технологии // Справочник: в т.2. – СПб, Интермедика, 1998
2. Новикова И.А., Пропокович А.С. Введение в клиническую лабораторную диагностику // Учебное пособие. 2013. - 189 с
3. Саати Т. Принятие решений: метод анализа иерархий // М.: Радио и связь, 1993. – 278 с.

УДК 612.172.4

ОСОБЕННОСТИ АНАЛИТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ РАСЧЕТА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА

С.Н. Бритин, М.А. Бритина, Р.Я. Власенко
ФГБОУ ВО «Новгородский государственный университет
имени Ярослава Мудрого», Великий Новгород

Авторами рассмотрены аналитические соотношения для расчета электрической оси сердца (оси QRS) на основе электрокардиограммы стандартных отведений по Эйнтховену и усиленных отведений по Гольдбергеру. Приводятся примеры и сравниваются результаты расчетов, делаются выводы.

Ключевые слова: электрокардиограмма, треугольник Эйнтховена, электрический вектор сердца, электрическая ось сердца.

FEATURES OF ANALYTICAL METHODS FOR CALCULATING THE ELECTRIC AXIS OF THE HEART

S.N. Britin, M.A. Britina, R.Ya. Vlasenko

Yaroslav-the-Wise Novgorod State University, Velikiy Novgorod

The authors considered the analytical relationships for calculating the electrical axis of the heart (QRS axis) based on the electrocardiogram of standard leads according to Einthoven and augmented leads according to Goldberger. Examples are given and the calculation results are compared, conclusions are drawn.

Key words: *electrocardiogram, the triangle of Einthoven, the electrical vector of the heart, the electrical axis of the heart.*

Электрическая ось сердца (ЭОС), или иначе - ось QRS или угол QRS, это один из множества параметров, оцениваемых по электрокардиограмме человека. Как сама ЭКГ, так и ЭОС объясняются теорией Эйнтховена, основанной на свойствах электрического диполя. При этом, электрическое поле сердца представляется как поле точечного токового диполя с дипольным моментом, называемым *интегральным электрическим вектором сердца* (ИЭВС), который каждый момент времени складывается из множества элементарных диполей соответствующих кардиомиоцитам и находится в однородной изотропной проводящей среде.

ИЭВС \mathbf{E} каждый момент времени в активной фазе миокарда изменяется по величине и направлению. Его центр расположен во фронтальной плоскости в центре равностороннего треугольника с вершинами R, L, F (рис. 1а). Разности потенциалов в отведениях I, II, III соответственно U_I, U_{II}, U_{III} с точностью до постоянных множителей равны E_1, E_2, E_3 .

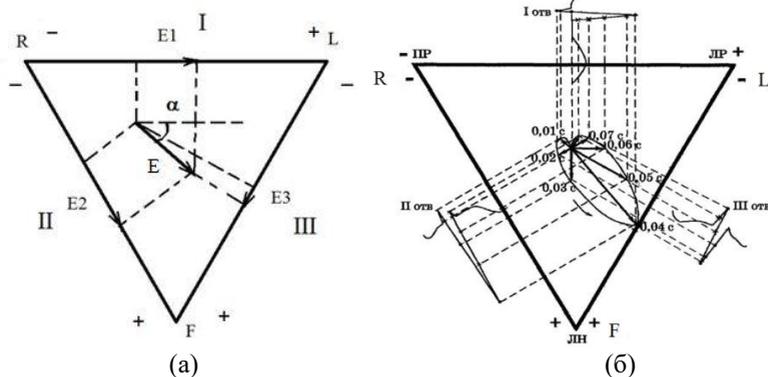


Рис. 1 – (а) Треугольник Эйнтховена. Интегральный электрический вектор \mathbf{E} (*мгновенное значение*) и его проекции на фронтальной плоскости на стороны треугольника. (б) Изменение направления и длины ИЭВС в фазе

деполяризации желудочков и регистрация комплекса QRS электрокардиограммы в трех стандартных отведениях. Здесь начало ИЭВС неподвижно и находится в атриовентрикулярном узле в центре треугольника [1, 2]. Длина вектора для наглядности увеличена.

Учитывая свойства равностороннего треугольника и зная мгновенные значения зубцов ЭКГ, можно определить углы, образованные вектором дипольного момента сердца с линиями отведений в каждый произвольный момент времени и далее при необходимости с учетом правила сложения векторов определить среднее значение угла для любой фазы ЭКГ, например для QRS комплекса. Корректное решение такой задачи возможно при цифровой обработке данных. Наиболее же часто находят некоторое среднее направление волны деполяризации желудочков во фронтальной плоскости по отношению к линии первого отведения, обозначают его углом α и выражают в градусах. Это направление называют электрической осью сердца (ЭОС), либо осью QRS (или углом QRS комплекса). На практике нашли широкое применение графические, табличные и визуальные методы оценки ЭОС [3,4]. Эти методы используют треугольник Эйнтховена и связанные с ним шестисосевую систему координат Бейли и диаграмму Дьеда.

Из основополагающих концепций теории Эйнтховена и свойств равностороннего треугольника вытекают аналитические методы расчета ЭОС [5]. Приведем аргументы в пользу таких методов. Отметим, что большинство современных компьютеризированных электрокардиографов автоматически вычисляют угол QRS комплекса, а также углы дипольных моментов для зубцов **P** и **T** электрокардиограммы.

Из свойств ЭКГ следует, что максимум R зубца соответствует, по крайней мере, в двух QRS комплексах моменту максимума волны возбуждения желудочков, которое в основном определяет ЭОС в представлении средней электрической оси сердца.

Если записать: $U_I = E \cos \alpha$, $U_{II} = E \cos(60^\circ - \alpha)$ и принять $E = 1$, то легко можно получить:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{(2U_{II} - U_I)}{\sqrt{3} U_I}. \quad (1)$$

Для нахождения угла α удобно воспользоваться сервисом расчета $\arctg \alpha$ [6]. Может оказаться, что амплитуды зубцов R в данной паре QRS комплексов не являются максимальными. Тогда выражение (1) с помощью формулы Эйнтховена $U_{II} = U_I + U_{III}$ легко преобразуется к виду

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{(U_I + 2U_{III})}{\sqrt{3} U_I} \quad \text{или} \quad \operatorname{tg} \alpha = \frac{(U_{II} + U_{III})}{\sqrt{3}(U_{II} - U_{III})}.$$

В этом случае при обработке электрокардиосигналов обеспечивается максимальное соотношение сигнал/шум и, следовательно, достигается высокая

точность вычислений. В цифровых устройствах выбор оптимального варианта расчета может быть легко автоматизирован.

Для расчета указанных углов можно также использовать отведения от конечностей по Гольдбергеру aVR, aVL, aVF, которые однозначно связаны со стандартными отведениями.

По определению $U_{aVR} = \Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F) / 2$. Подставляя сюда $\Phi_R = \Phi_R / 2 + \Phi_R / 2$, получим $U_{aVR} = - (U_I + U_{II}) / 2$.

Аналогично: $U_{aVL} = \Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F) / 2 = (U_I - U_{III}) / 2$ и $U_{aVF} = \Phi_F - (\Phi_L + \Phi_R) / 2 = (U_{II} + U_{III}) / 2$. (Здесь Φ_L , Φ_R и Φ_F потенциалы вершин треугольника L, R, и F). Видно важное свойство этих отведений: $U_{aVR} + U_{aVL} + U_{aVF} = 0$.

Из приведенных соотношений также следует, что при независимости и некоррелированности погрешностей потенциалов конечностей, среднеквадратическая погрешность величин aVR, aVL, aVF может быть в $\sqrt{2}$ раз меньше, чем величин U_I , U_{II} , U_{III} , что определяет целесообразность их применения для расчета угла α . Для этого, решая обратную задачу, можно выразить разности потенциалов стандартных отведений, через разности потенциалов усиленных отведений:

$$U_I = 2(U_{aVL} - U_{aVR}) / 3, \quad U_{II} = 2(U_{aVF} - U_{aVR}) / 3, \quad U_{III} = 2(U_{aVF} - U_{aVL}) / 3.$$

Тогда на основе (1), используя последние соотношения, нетрудно получить:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\sqrt{3} U_{aVF}}{U_{aVL} - U_{aVR}} = \frac{\sqrt{3}(U_{aVR} + U_{aVL})}{U_{aVR} - U_{aVL}}.$$

Примеры, результатов расчетов угла α , выполненных на основе реальных электрокардиограмм для стандартных и усиленных отведений, сведены в табл.1.

Таблица 1
Результаты расчетов угла α по стандартным и усиленным отведениям

α - стандартные отведения	α - усиленные отведения	Среднее значение угла α
-13,4	-14,9	-14,2
64,7	60,0	62,35
35,2	36,6	35,9
-16,7	-22,4	-19,5
36,6	25,8	31,2
-15,7	-10,4	-13,1
28,4	21,3	24,8
68,1	72,4	70,3

Видно, что результаты между собой различаются не принципиально. Это отличие объясняется неизбежными погрешностями измерений ЭКГ, а также не идеальностью модели Эйнтховена. В противном случае указанные результаты

полностью бы совпадали между собой. Для повышения надежности (точности) оценки ЭОС целесообразно брать их средние значения (табл.1).

Библиографический список

1. Биофизика для инженеров: учеб.пособие в 2-х томах. Том 1. – Биоэнергетика, биомембранология и биологическая электродинамика/ Е.В. Бигдай, С.П. Вихров, Н.В. Гривенная и др. Под ред. С.П. Вихрова и В.О. Самойлова.- М.: Горячая линия - Телеком, 2008 .- 496с., ил.
2. Klabunde Richard E. Cardiovascular Physiology Concepts.Ventricular Depolarization and the Mean Electrical Axis - <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A016>
3. Мурашко В. В. Электрокардиография: учеб. пособие / В. В. Мурашко, А. В. Струтынский. – 5-е издание. - М.: МЕДпресс-информ, 2001. - 312 с.
4. Горячев С.Ф. ЭКГ на догоспитальном этапе / С.Ф. Горячев, Л.В. Горячева. - Кисловодск: КМК, 2011. – 243с.
5. Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. Сравнительный анализ методов оценки электрической оси сердца / Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ-2020: Материалы XIV международной научной конференции 01-03.07.2020. – Владимир-Суздаль, Россия, Книга 1. – 59-63 с.
6. <https://calculat.ru/arktangens>

УДК 004.891.3

**РЕАЛИЗАЦИЯ ПРОЦЕДУРЫ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ
ОБНАРУЖЕНИЯ ДИАБЕТИЧЕСКОЙ РЕТИНОПАТИИ НА ОСНОВЕ
РАЗРАБОТАННОГО АЛГОРИТМА**

К.Ф. Мухамедзянова

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет», г.
Пенза

Рассмотрен разработанный алгоритм, на основе которого реализуется процедура принятия решений по обработке снимков глазного дна (наличие или отсутствие диабетической ретинопатии).

Ключевые слова: *принятие решений, диабетическая ретинопатия, алгоритм, глазное дно.*

IMPLEMENTATION OF THE DECISION-MAKING PROCEDURE FOR DETECTING DIABETIC RETINOPATHY BASED ON THE DEVELOPED ALGORITHM

K.F. Muhamedzyanova

«Penza State Technological University», Penza

The developed algorithm is considered, on the basis of which the decision-making procedure for processing images of the fundus is implemented (presence or absence of diabetic retinopathy)

Key words: *decision making, diabetic retinopathy, algorithm, fundus.*

Сахарный диабет – серьезная медико-социальная проблема, которая ежегодно набирает обороты. На сегодняшний день, согласно данным ВОЗ, болезнью страдает примерно 246 миллионов человек во всем мире. Сахарный диабет может быть причиной большого количества осложнений, среди которых диабетическая ретинопатия (ДР) – поражение сосудов сетчатки глаза, которое может привести к слепоте [1].

Для диагностики ДР применяют методы неинвазивного исследования глазного дна, при этом актуальной является задача автоматизации процесса анализа снимков глазного дна повышения качества диагностики.

Для реализации процедуры принятия решений при анализе снимков глазного дна был разработан алгоритм, показанный на рисунке 1.

Следуя этому алгоритму, сначала подаются параметры – изображения глазного дна для нейросетевого анализа (блок 2). Изображения взяты из открытой базы данных. Одна часть изображений представляют собой снимки глазного дна в норме, вторая часть – снимки глазного дна с изменениями. В частности, можно наблюдать микроаневризмы и области экссудатов.

Перед системой стоит задача – определить по изображению наличие или отсутствие диабетической ретинопатии (блок 3). Для этого необходимо подобрать наиболее подходящий вариант архитектуры нейронной сети (НС) (блок 4), чтобы реализовать решение поставленной задачи. Предполагается использовать свёрточную нейронную сеть (СНС) – такая сеть, нацеленная на эффективное распознавание образов. СНС входит в состав технологий глубокого обучения. Идея свёрточных НС заключается в чередовании свёрточных слоёв и слоёв подвыборки. Структура сети — однонаправленная (без обратных связей), многослойная [2]. Для обучения используется чаще всего метод обратного распространения ошибки. Функция активации нейронов (передаточная функция) — любая, по выбору исследователя.

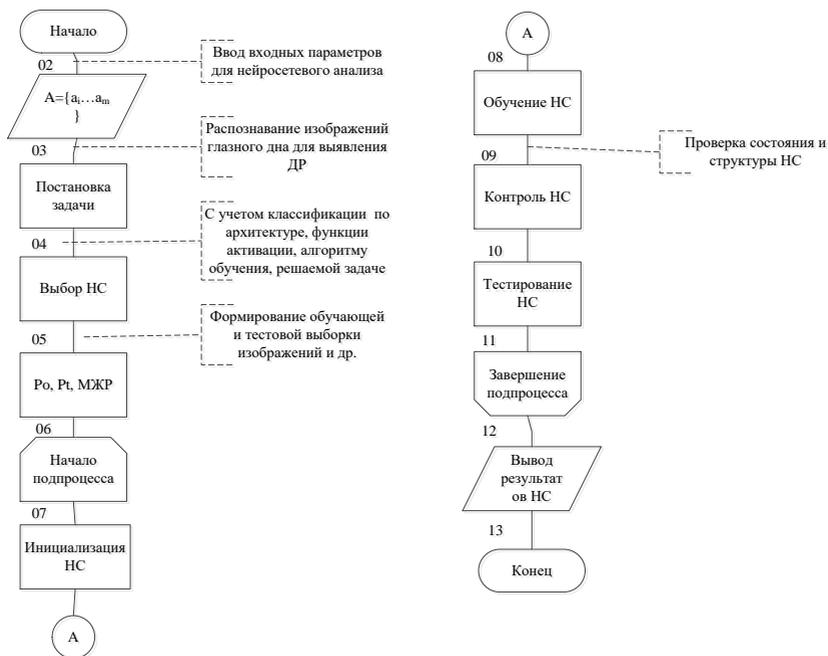


Рис. 1 – Алгоритм процесса принятия решений

На следующем этапе формируются выборки – обучающая и тестовая, а также матрица желаемых результатов (блок 5). Стоит отметить, что при увеличении количества изображений для их дальнейшей обработки растёт и процент верного распознавания и их классификации системой.

Далее проводится непосредственно работа системы (блоки 6 – 11): запуск сети (блок 7), её обучение по ранее сформированным выборкам (блок 8), контроль работы НС (блок 9) и её тестирование (блок 10).

При успешной работе НС выводятся полученные результаты.

Применение сверточных нейронных сетей в составе системы поддержки принятия решений позволит проводить быстрый анализ снимков глазного дна, выявлять области патологических изменений, классифицировать и дифференцировать их, и информировать врача о наличии, виде и степени выраженности патологии.

Библиографический список

1. Сахарный диабет: статистика распространенности в мире и эпидемиология / Информационный портал для больных сахарным диабетом и врачей-эндокринологов «ABOUTDIABETES.RU» [электронный ресурс]. –

Режим доступа: <https://aboutdiabetes.ru/saharnyi-diabet-statistika-rasprostranennosti-v-mire-i-epidemiologiia.html> (дата обращения 07.11.2020).

2. Методы классификации и прогнозирования. Нейронные сети / Официальный сайт Национального открытого университета «Интуит» [электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.intuit.ru/studies/courses/6/6/lecture/178?page=4> (дата обращения 10.10.2020).

3. Matlab / Официальный сайт Центра информационных технологий и моделирования «Экспонента» [электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://exponenta.ru/matlab> (дата обращения 21.10.2020).

УДК 615

УПРАВЛЯЕМАЯ АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МИКРОКЛИМАТА ПОМЕЩЕНИЯ

К.А. Ахмадуллин, А.И. Марванова

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

Рассмотрен метод автоматического контроля параметров микроклимата помещения. Предложена структурная схема системы.

Ключевые слова: датчики, микроклимат помещения, контроль параметров, контроллер, рециркулятор.

CONTROLLED AUTOMATED CONTROL SYSTEM OF ROOM MICROCLIMATE PARAMETERS

K.A. Akhmadullin, A.I. Marvanova

"Ufa State Aviation Technical University", Ufa

The method of automatic control of the parameters of the room microclimate is considered. A structural diagram of the system is proposed.

Key words: sensors, room microclimate, parameter control, controller, recirculator.

Значимость влияния микроклимата на организм человека доказана врачами. При этом важную роль играет сочетание параметров микроклимата: температура, давление, влажность, качество воздуха и освещенность. Плохой микроклимат способен привести к развитию заболеваний общего характера: головные боли, повышенная потливость и утомляемость, увеличивается риск смерти от сердечно-сосудистой патологии. Параметры микроклимата играют ключевую роль в больницах – причем не только в чистых помещениях и операционных, но и в приемных покоях, палатах и столовых [1].

Также от микроклимата зависят эффективность и соблюдение требований условия хранения лекарственных препаратов, вакцин, лабораторных образцов и образцов крови [2].

Анализ рынка показал, что существующие технические решения для мониторинга микроклимата имеют ограниченный функционал или требуют сложного монтажа и недоступны по цене широкому кругу покупателей. Следовательно, создание указанной системы является актуальной задачей [3]. Задачи, которые мы поставили перед собой:

- создать и контролировать правильный температурный режим.
- не допустить негативных воздействий солнечных лучей, высокой влажности, механического воздействия на оборудование и препараты.
- изучить санитарно-гигиенические требования, предъявляемые к микроклимату в медицинских и фармацевтических помещениях.

Для решения поставленных в данном проекте задач была разработана система контроля параметров микроклимата помещения, включающая в себя следующие элементы:

- 5 датчиков (давления, качества воздуха, освещенности, температуры, влажности);
- рециркулятор;
- вытяжка;
- кондиционер;
- микроконтроллер;
- преобразователь USB/UART;
- средство отображения информации;
- преобразователь напряжения.

На приведенной структурной схеме (Рис. 1), показан принцип действия разработанной системы.

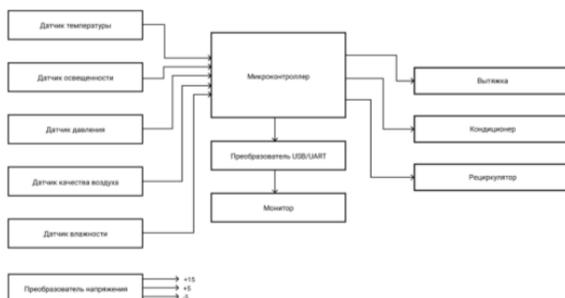


Рис. 1 – Система контроля параметров микроклимата помещения

Для начала необходимо задать требуемые параметры микроклимата помещения. Микроконтроллер благодаря 5-ти датчикам получает

информацию о текущем состоянии микроклимата. Если какие-то параметры не удовлетворяют заданным, микроконтроллер приводит в действие необходимое устройство (вытяжка, кондиционер, рециркулятор). Все необходимые данные отображаются на мониторе, подключенном через преобразователь USB/UART.

Подробнее рассмотрим рециркулятор. Основное его действие заключается в очищении и обеззараживании воздуха, но дополнительно в него будет встроено увлажнитель воздуха. Этот прибор будет управляться микроконтроллером.

Библиографический список

1. Официальный сайт компании ООО «Инженерные Технологии» [Электронный ресурс] / ООО «Инженерные Технологии». - Режим доступа: https://xn--646-5cdalwvcp1bfe0ab4a.xn--p1ai/download/sistema_17.04.2018.pdf, свободный. – Загл. с экрана.
2. Официальный сайт компании «Электра» [Электронный ресурс] / «Электра». - Режим доступа: http://www.electra-n.ru/res/present_klimat.pdf, свободный. – Загл. с экрана.;
3. Официальный сайт компании «Запад-Восток» [Электронный ресурс] / «Запад-Восток». - Режим доступа: <https://www.zvrus.ru/>, свободный. – Загл. с экрана.

УДК 602

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ВЫБОРА РАЗМЕРА МАСКИ СГЛАЖИВАЮЩЕГО ФИЛЬТРА ДЛЯ ОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Ю.А.Гладышева, И.В. Жилина

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

Рассмотрен принцип зашумления изображения, работа сглаживающего фильтра. Предложен алгоритм выбора размера маски для обработки рентгеновского изображения.

Ключевые слова: *сглаживающий фильтр, зашумление изображения, размер маски.*

DEVELOPMENT OF THE ALGORITHM FOR SELECTING THE SIZE OF THE Smoothing FILTER MASK FOR PROCESSING THE X-RAY IMAGE.

Y.A.Gladysheva, I.V.Zhilina
Tambov State Technical University, Tambov

The principle of image noise and the work of the smoothing filter are considered. An algorithm for choosing the mask size for processing an X-ray image is proposed.

Key words: *smoothing filter, image noise, mask size.*

Одними из основных источников для получения медицинских изображений являются методы лучевой диагностики - магнитно-резонансный, рентгенологический, ультразвуковой и радионуклидный [1].

Использование современных способов обработки медицинских данных дает возможности для повышения качества и доступности медицинских услуг, эффективности лечения пациентов. Так же для повышения качества обработки медицинских данных используется различные виды фильтрации, в нашем случае рассмотрим сглаживающий фильтр.

Зашумление изображения.

Целью восстановления изображения является повышение его качества. При восстановлении делается попытка реконструировать или воссоздать изображение, которое было до этого искажено, используя априорную информацию о явлении, которое вызвало ухудшение изображения. Поэтому методы восстановления основаны на моделировании процессов искажения и применения обратных процедур для воссоздания исходного изображения. Задача восстановления изображения рассматривается лишь с момента получения уже искаженного цифрового изображения.

На рис. 1 показана модель процесса искажения, которая предполагает действие некоторого искажающего оператора. Исходное изображение после добавления шума даёт искаженное изображение. Задача восстановления состоит в построении некоторого приближения исходного изображения по заданному (искаженному) изображению, некоторой информации относительно шума В основе этого подхода лежит использование операторов (фильтров), восстанавливающих изображение.

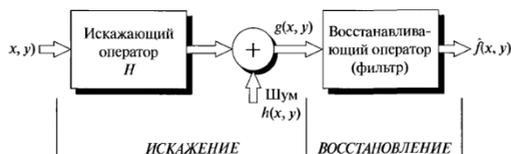


Рис. 1 – Модель процесса искажения/ восстановления изображения

Сглаживающие фильтры применяются для расфокусировки изображения и подавления шума. Выход (отклик) простейшего линейного сглаживающего пространственного фильтра есть среднее значение элементов по окрестности, покрытой маской фильтра. Такие фильтры называют усредняющими или сглаживающими фильтрами.

При применении сглаживающего фильтра происходит замена исходных значений элементов изображения на средние значения по маске фильтра, при этом достигается уменьшение «резких» переходов уровней яркости.

В данном случае используется случайный шум, а он как раз характеризуется резкими скачками яркости, поэтому наиболее очевидным применением сглаживания является подавление шума. Однако контуры, которые обычно представляют интерес на изображении, также характеризуются резкими перепадами яркостей, поэтому негативной стороной применения сглаживающих фильтров является расфокусировка контуров. Главное использование сглаживающих фильтров состоит в подавлении «несущественных» деталей на изображении. Под «несущественными» понимаются совокупности пикселей, которые малы по сравнению с размерами маски фильтра. То есть интенсивность мелких объектов смешивается с фоном, в то время как большие объекты остаются в виде пятен и могут быть легко обнаружены. Размеры объектов, которые будут смешиваться с фоном, приблизительно совпадают с размерами маски сглаживающего фильтра.

Разработан алгоритм выбора размера маски (рис 2).

Алгоритм включает следующие действия.

1. Производится ввод изображения в программу MathCAD.
2. Исходное изображение зашумляем, с помощью функции «random».

Коэффициент данной функции определяем визуально.

3. Далее производим нормировку изображения. Суть нормировки состоит в том, чтобы преобразовать реальный диапазон яркости исходного изображения в максимально возможный. Это делается для того, чтобы изображение визуально воспринималось лучше. Для этого необходимо определить максимальное и минимальное значение яркости изображения, а затем определить новую границу яркости.

4. Производим обработку сглаживающим фильтром с применением маски 3×3 .

5. Производим обработку сглаживающим фильтром с применением маски 5×5 .

6. Производим обработку сглаживающим фильтром с применением маски 7×7 .

7. Находим число X . X -разница между исходным изображением и отфильтрованным.

8. Результат обработки. Сравниваем три числа X , чем меньше данное число, тем лучше качество изображения.

9. Выбор более действенного фильтра. Определяем какой из двух фильтров оказался более действенным.

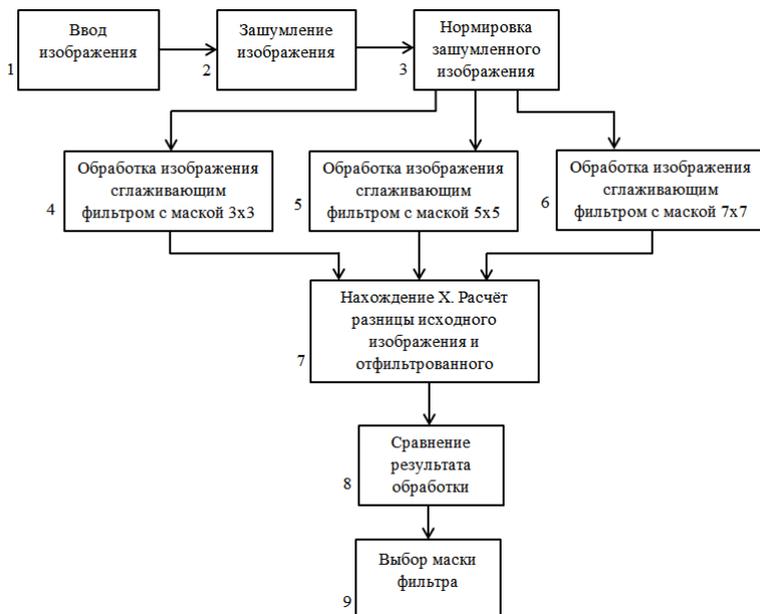


Рисунок 2 – Алгоритм выбора размера маски

Таким образом был составлен алгоритм выбора размера маски сглаживающего фильтра.

Библиографический список

1. Фролов С.В., Маковеев С.Н., Семенова С.В., Фареа С.Г. Современные тенденции развития рынка медицинских информационных систем // Вестник ТГТУ. 2010. Т.16. №2. С.266-272.
2. Новиков В.И. Способы оценки качества рентгеновских изображений. // Медицинская техника, 2001, №2, с.35-38.
3. Куликов, А. Ю. Обработка рентгеновских изображений с применением оценки качества и выбора оптимальных параметров коррекции / А. Ю. Куликов, В. М. Строев, К. А. Есаулова, Ю. Н. Долгова. — Текст : непосредственный // Молодой ученый. — 2017. — № 12 (146). — С. 63-66.

УДК 681.2.083

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА

И.А. Савина

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

Рассмотрены методы оценки параметров тремора.

Ключевые слова: *тремор, акселерометрия, электромиография.*

AUTOMATED ASSESSMENT OF TREMOR PARAMETERS

I.A. Savina

Scientific adviser O. V. Melnik

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

Methods for assessing the parameters of tremor are considered.

Key words: *tremor, accelerometry, electromyography.*

Тремор является одним из наиболее частых двигательных расстройств во врачебной практике. Трудности в клинической диагностике тремора обусловлены существованием множества различных вариантов тремора, а также относительно однотипным проявлением тремора при разных уровнях и патогенетических механизмах поражения нервной системы.

Тремор представляет собой ритмичные произвольные осцилляции какой-либо части тела.

Тремография – инструментальный метод регистрации и количественной оценки тремора.

По частоте колебаний дрожание может быть условно разделено на 3 группы:

1. низкочастотное (3-5 Гц),
2. среднечастотное (5-8 Гц),
3. высокочастотное (9-12 Гц).

По амплитуде дрожание делится на:

1. низкоамплитудное,
2. среднеамплитудное,
3. высокоамплитудное.

Различают электромиографические и кинематические методы регистрации дрожательных гиперкинезов [1]. К кинематическим методам записи тремора относятся акселерометрия, гироскопия, система видеорегистрации, фонотрёмометрия и др. Из электромиографических методик для регистрации тремора применяют поверхностную электромиограмму, игольчатую электромиографию (ЭМГ) и длительную ЭМГ-регистрацию. Из перечисленных методик важными преимуществами

обладают поверхностная электромиограмма и акселерометрия [2]. Остальные методы регистрации тремора не так активно используются ввиду их недостатков (длительное время регистрации, недостаточная чувствительность, высокая стоимость и др.).

Метод электромиографии заключается в регистрации электрических потенциалов, генерируемых мышечными волокнами в процессе сокращения [3].

Кинематические методы регистрации тремора чрезвычайно многочисленны и могут базироваться на различных физических принципах. Общим признаком для них является непосредственная фиксация двигательных осцилляций, которая осуществляется с помощью специальных миниатюрных сенсоров (датчиков).

Одним из кинематических методов является гироскопия. Гироскоп представляет собой сенсор угловых скоростей, интеграция сигналов которых дает суммарную картину угловой ориентации.

Наиболее эффективным методом регистрации тремора является использование акселерометра. Акселерометрия представляет собой метод измерения ускорения вдоль оси датчика – в соответствии со вторым законом Ньютона. Существуют три основных конструктивных типа акселерометров: пьезоэлектрический, пьезорезистивный (силиконовый, пленочный) и емкостный.

Метод акселерометрии является на сегодня, пожалуй, наиболее используемым и популярным из всех методов регистрации тремора. На практике акселерометры наиболее часто применяются для исследования ведущих характеристик тремора – амплитуды, спектра частот и мощности тремора в определенной точке.

Таким образом, многолетний опыт использования акселерометрической регистрации тремора показывает большую востребованность метода в клинике и реальную помощь. Одним из недостатков данного метода исследования считается невозможность дифференцировать истинный гиперкинез от движений, передающихся из других частей тела. Поэтому оправданно применение акселерометрии и поверхностной электромиограммы одновременно.

Библиографический список

1. Иванова Е.О. Клинико-нейрофизиологический анализ дрожательного гиперкинеза при эссенциальном треморе и болезни Паркинсона на соискание ученой степени кандидата медицинских наук, Москва, 2014.
2. Иллариошкин С.Н., Иванова-Смоленская И.А. Дрожательные гиперкинезы: Руководство для врачей (Серия руководств «Двигательные расстройства»).
3. Иванова-Смоленская И.А., Карабанов А.В., Червяков А.В., Иллариошкин С.Н. Современные инструментальные методы регистрации тремора, 2011.

МЕТОД ФОРМИРОВАНИЯ РЕАЛИСТИЧНЫХ ТКАНЕИМИТИРУЮЩИХ ФАНТОМОВ ДЛЯ НУЖД ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ

Н.В. Венцера, Т.М. Тымчук, А.Ю. Потлов

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

Предложен метод формирования тканеимитирующего фантома кожи с полыми структурами для возможности прокачки жидкости, что позволяет расширить контроль технического состояния оптических томографов

Ключевые слова: *оптические методы, фантом кожи, оптическая томография.*

A METHOD FOR FORMATION OF REALISTIC TISSUE-SIMULATING PHANTOMS FOR OPTICAL TOMOGRAPHY

N.V. Ventserova, T.M. Tymchuk, A.Y. Potlov

Tambov State Technical University, Tambov

A method is proposed for the formation of a tissue-simulating skin phantom with hollow structures for the possibility of pumping liquid, which makes it possible to expand the control of the technical condition of optical tomographs.

Key words: *optical methods, skin phantom, optical tomography.*

Одним из направлений применения оптической когерентной томографии (ОКТ) является дерматология, так как кожа ежедневно подвергается внешним воздействиям (вирусы, бактерии, грибы), что вызывает в ней различные изменения. Также кожа тесным образом связана с состоянием внутренних органов поэтому их заболевание может послужить причиной патологического процесса. Использование ОКТ-томографии позволяет оценивать состояние кожи невазивно, что является неоспоримым преимуществом перед распространённой эксцизионной биопсии.

Однако ОКТ томограф, как и многие другие методы медицинской диагностики, нуждается в контроле технического состояния.

Обеспечить качественный контроль технического состояния можно с помощью физических фантомов, имитирующих свойства биологических тканей. Контроль качества изображения в оптических томографах включает в себя большое количество характеристик. К ним относятся: чувствительность системы, точность измерения расстояний, глубина обзора, однородность изображения.

Таким образом тканеимитирующий фантом является ключевым требованием для постоянного развития оптических методов визуализации, включая методы оптической когерентной томографии.

Оптимальный фантом должен соответствовать следующим критериям: заданные оптические и механические свойства, долговременность, физическая и химическая стабильность, а также иметь доступную цену.

Чтобы соответствовать всем этим критериям, в данной работе предлагается метод формирования реалистичных тканемитирующих фантомов. Важной особенностью предлагаемого фантома будут являться полые структуры, имитирующие кровеносные сосуды для возможности прокачки жидкости. Что позволит оценить точность измерения кровотока, точность позиционирования контрольного объёма, определение направления кровотока.

Наиболее подходящие материалы, имитирующие свойства эпидермиса и дермы, для данного метода являются: эпоксидная смола или двухкомпонентный силикон. Стоит отметить, что в ряде источников упоминается применение смеси желатина и агар-агара, однако данные материалы не стабильны при комнатной температуре. В качестве рассеивающих компонентов применяется диоксид титана, а в качестве поглощающего компонента, имитирующего меланин – чёрная китайская тушь. Смесь из силикона, порошка диоксида титана и черной китайской туши нужно смешать с помощью вортекса или магнитной мешалки в течение 20 минут для удаления частиц поглотителя и предотвращения агрегации. Далее смесь необходимо поместить в холодильник, чтобы минимизировать изменение вязкости, которое может происходить при более высоких температурах в результате тепловой реакции во время процесса смешивания [1-4].

Гиподерма изготавливается подобным образом, что дерма и эпидермис, только в середину слоя помещается кровеносный сосуд из фотополимерной смолы.

Таким образом, описать процесс изготовления фантома можно с помощью следующего алгоритма (рис. 1).

Сосуды изготавливаются с помощью технологий быстрого прототипирования. Для фотополимерной смолы определяется время засветки, которое зависит от марки смолы, её цвета и толщины слоя. Затем создаётся модель и подготавливается к печати с использованием слайсера. Модель сосуда изготавливается в программе Blender на основе анатомических данных о его строении. Средняя толщина сосудов в гиподерме составляет 1,4 мм, толщина стенки сосуда равна около 0,2 мм. Толщина слоя задаётся в диапазоне от 0,01 до 0,4 мм. Время экспозиции слоя (время засветки) отвечает за точность и толщину слоя. Время экспозиции нижнего слоя устанавливается на порядок выше обычного слоя. Это необходимо для того, чтобы изготавливаемый 3D-объект имел прочную основу. Данная модель сохраняется в формате .stl и затем экспортируется в слайсер «Photon WorkShop», где происходит выбор профиля печати.

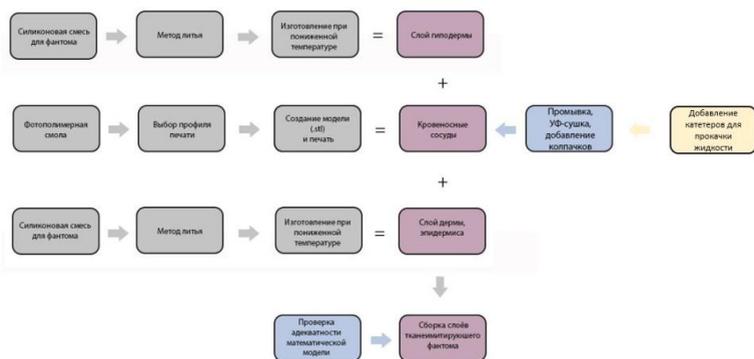


Рис. 1 – Алгоритм создания тканеимитирующего фантома кожи для нужд ОКТ

Библиографический список

1. Петров А.В. Воздействие высокоинтенсивного сфокусированного ультразвука на модельные фантомы биотканей и композитные микрокапсулы с наноразмерными оболочками / А.В. Петров, Д.В. Воронин, О.А. Иноземцева, В.В. Петров, Д.А. Горин // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – Т.24, №3. – 2018. – С.539 – 549.
2. Фролов С.В. Моделирование структурного изображения биологического объекта, получаемого с помощью оптической когерентной томографии методом Монте-Карло на основе воксельной геометрии среды / С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Д.А. Петров, С.Г. Проскурин // Квантовая электроника. – 2017. – №4 – С.347-354.
3. Потлов А.Ю. Повышение точности регистрации неоднородностей в сильно рассеивающих средах без решения обратной задачи / А.Ю. Потлов // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2018. – С.77 – 87.
4. С.Г. Проскурин, С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, В.Ю. Ошурков Детектирование поглощающей неоднородности в диффузионной оптической томографии // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2012. – Т.18. №1. – С. 212 – 215.

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ДЛЯ ИЗМЕНЕНИЯ ЦВЕТА КОЖНЫХ ПОКРОВОВ НЕОНАТОЛОГИЧЕСКИХ МАНЕКЕНОВ

Ю.А. Шевченко, Ю.О. Боброва

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

В данной статье рассмотрен прототип кожных покровов неонатологического манекена, способный имитировать изменение цвета эпидермиса новорожденного, как одного из признаков его критического состояния, связанных с удушьем, остановкой дыхания или сердцебиения.

Ключевые слова: неонатология, медицинское моделирование, симулятор

DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR COLOR CHANGING OF SKIN COVERING FOR NEONATOLOGICAL MANNEQUIN

Y.A. Shevchenko, Y.O. Bobrova

Saint Petersburg Electrotechnical University 'LETI'

Skin color changing could be one of the sign of dangerous newborn state It connects with suffocation, respiratory arrest or heart failure. In this article we describe a skin prototype for neonatological mannequin capable of realistically imitating color change.

Keywords: neonatology, medical modeling, simulator

Проблема младенческой смертности остро стоит как в России, так и во всем мире [1, 2], снижение детской и младенческой смертности является одними из важнейших приоритетов современной медицины. В настоящее время также ведется и просветительская деятельность в центрах молодых родителей, где отрабатываются практические навыки оказания первой помощи младенцам. Несвоевременно оказанная медицинская помощь, либо медицинские манипуляции, проведенные с нарушениями, могут существенно повлиять на дальнейшее здоровье и развитие ребенка.

Важным диагностическим показателем для большого числа опасных заболеваний и состояний является цвет кожных покровов ребенка. Покраснение кожи, синюшность носогубного треугольника или конечностей в комплексе с другими симптомами могут быть следствием развития состояний, требующих незамедлительного вмешательства. Медицинскому работнику необходимо верно дифференцировать заболевания со схожей симптоматикой. Поэтому целью работы стало разработка системы имитации изменения цвета кожных покровов неонатального манекена.

Для наиболее реалистичной клинической картины заболеваний, отражаемой на неонатологическом манекене-тренажере был разработан прототип модели с использованием адресной светодиодной ленты и блоком

программно-электронного управления (рисунок 1), позволяющим менять режимы работы (свечение и плавный переход от красного к синему цвету) и яркость свечения светодиодов.

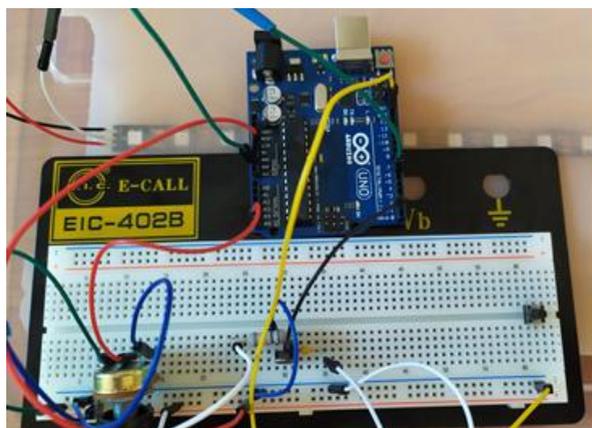


Рис. 1 – Блок программно-электронного управления

Прототип предполагает строение имитируемой кожи манекена близкое к физиологическому: два слоя силикона различной плотности аналогичные эпидермису и дерме. Структурная схема прототипа кожных покровов представлена на рисунке 2.

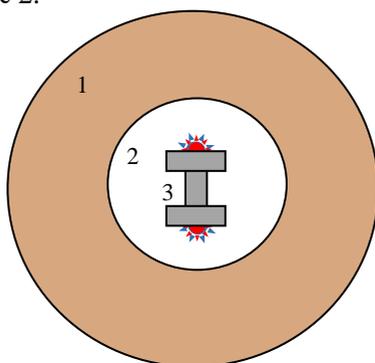


Рис. 2 – Структурная схема прототипа кожных покровов

- 1 – Силиконовая основа
- 2 – Рассеивающий материал
- 3 – Светодиодный профиль RB-светодиодов

Поверх светодиодной ленты добавлен светорассеивающий материал для лучшего рассеивания света внутри силикона и приданию его поверхности более реалистичного и плавного изменения цвета.

На первом этапе разработки был изготовлен более простой вариант, имитирующий мягкость, цвет и прозрачность кожных покровов ребенка. Была реализована возможность плавного изменения цвета кожи от синюшной до ярко красной (рисунок 3).



Рис. 3 – Реализация имитации окраски кожных покровов с использованием светорассеивающей трубки

В ходе разработки была протестирована возможность изменения интенсивности свечения светодиодов для наиболее точной имитации цвета кожных покровов ребенка. Также было реализовано плавное изменение цвета прототипа кожи от синюшной до красной, что соответствует естественному изменению цвета биологических покровов

В результате работы разработан прототип кожного покрова, способный имитировать изменения цвета кожных покровов и блок программно-электронного управления на платформе Arduino. Полученный результат признан успешным, и данная разработка будет использоваться в дальнейшей работе по созданию отечественного неонатологического манекена-тренажера для отработки реанимационных действий и оказания доврачебной помощи.

Библиографический список

1. Число умерших детей до 1 года (человек, на 1000 родившихся живыми) [Электронный ресурс]. – URL: <https://rosstat.gov.ru/folder/13807> (дата обращения 30.09.20)
2. Probability of dying per 1000 live births Data by WHO region [Электронный ресурс]. – URL: <https://apps.who.int/gho/data/view.main.CM1300N?lang=en> (дата обращения 30.09.2020)

УДК 004.932.4

МЕТОД ВЫДЕЛЕНИЯ НОВООБРАЗОВАНИЙ НА КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА

А.В. Михина, В.М. Строев

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет» г.
Тамбов

Рассмотрены методы обработки изображений для скрининга новообразований доброкачественности кожи. Предложен метод выделения злокачественных образований на коже человека.

Ключевые слова: *оптические методы, скрининг, новообразования, цветовые пространства, RGB, HSI.*

METHOD OF ISOLATION OF NEOPLASMS ON HUMAN SKIN

A.V. Mikhina, V.M. StroeV

TamboV State Technical University, TamboV

Methods of image processing for screening of benign skin neoplasms are considered. The proposed method of detecting malignant tumors in the human skin.

Key words: *optical methods, screening, neoplasms, color spaces, RGB, HSI.*

Своевременное выявление недоброкачественных новообразований позволяет избежать дальнейшего развития заболевания, а так же возникновение осложнений.

В статье [1] описан метод скрининга новообразований доброкачественности кожи, отличающийся использованием совместной обработки тепловизионного и видео изображения. Данный метод имеет недостаток, потому что используются две оптические системы.

В статье [2] описан метод флуоресцентной диагностики новообразований кожи. Пациенту перорально дают препарат «Аласенс». Производится формирование изображения в RGB пространстве. Вычисляется превышение красного канала относительно суммы всех трех каналов. При заданном уровне превышения диагностируется злокачественная опухоль.

Данный способ характеризуется применением препарата «Аласенс», что ограничивает круг исследуемых. Кроме того следует отметить, что введение препарата «Аласенс» приводит к тому, что повышается контраст не только злокачественной опухоли, но и обширной области прилегающей к опухоли. Все это затрудняет прицельное воздействие на область поражения.

Предлагаемый метод предполагает обработку изображений без применения препарата «Аласенс», за счет того, что обработка производится, не в RGB пространстве, а в пространстве HSI.

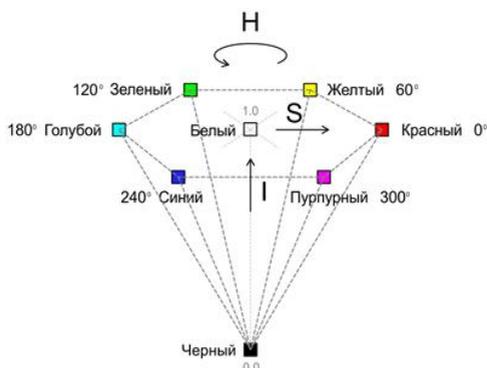


Рис.1 – Модель цветового пространства HSI

Данная модель имеет вертикальную ось светлоты (или интенсивности) (I). При этом тон (H) задаётся углом относительно оси красного цвета, насыщенность (S) характеризует чистоту цвета (1 означает совершенно чистый цвет, а 0 соответствует оттенку серого).

Алгоритм перевода из RGB в HSI можно выполнить, воспользовавшись следующими формулами:

$$H = \begin{cases} \theta; B \leq G \\ 360 - \theta; B \geq G \end{cases},$$

$$\theta = \arccos \left(\frac{0.5 * ((R - G) + (R - B))}{\sqrt{(R - G)^2 + (R - B) * (G - B)}} \right)$$

где

$$S = 1 - \frac{3}{(R + G + B)} * \min(R, G, B)$$

$$I = \frac{1}{3} * (R + G + B)$$

Для выделения злокачественной опухоли наиболее информативным является цветовой тон. Насыщенность и светлота изображения играют второстепенную роль. Проводимые исследования показали, что цветовой тон опухоли лежит в пределах от пурпурного для красного, то есть значения θ будет лежать в диапазоне от 300 до 360 градусов. В то же время как цвет здорового участка кожи лежит в окрестностях области коричневого цвета. Таким образом, появляется дополнительная возможность разделения здоровых участков кожи и поражённых.

Для моделирования способа обработки были использованы реальные цветные фотографии, представленные в открытом доступе ФГБУ "НИИГБ" РАМН.



Рис. 2 – Изображение в системе RGB

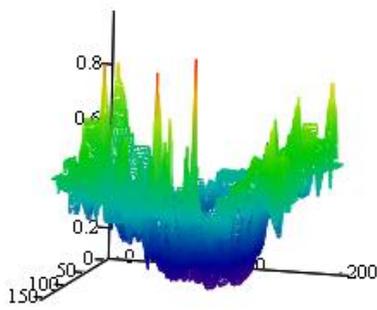


Рис. 3 – Изображение в системе HSI

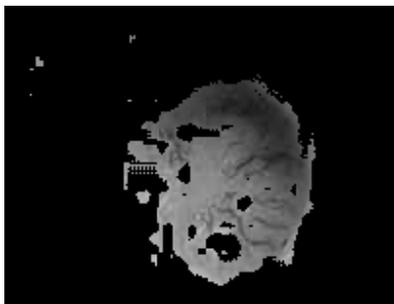


Рис. 4 – Полученные результаты обработки

После перевода изображение в данную систему, производится выделение области, в которой возможно наличие недоброкачественного образования.

Библиографический список

1. Михина А.В., Строев В.М. Видео-тепловизионная система скрининга кожного покрова человека // Молодежь и наука: актуальные проблемы фундаментальных и прикладных исследований: материалы III Всерос. нац. науч. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых, - Комсомольск-на-Амуре: Изд-во ФГБОУ ВО «КНАГУ», 2020.- С. 322-324.
2. Новиков И.А., Груша Я.О., Кирющенкова Н.П. Повышение эффективности флюоресцентной диагностики новообразований кожи и слизистых оболочек в офтальмологии// Вестник РАМН. – 2012. №10. С. 62-69.

УДК 004.932.4

МЕТОД КОНТРОЛЯ ТЕХНИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ОПТИЧЕСКИХ КОГЕРЕНТНЫХ ТОМОГРАФОВ

Т.М. Тымчук, Н.В. Венцерева, А.Ю. Потлов

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»г.
Тамбов

Рассмотрены методы формирования тест-объектов и их использования для оценки технического состояния оптических когерентных томографов. Предложен метод интерпретации получаемого изображения при различной степени давления микроронда на тест-объект с последующей оценкой технического состояния аппарата.

Ключевые слова: *методы медицинской визуализации, оптическая когерентная томография, тест-объект.*

TECHNICAL CONDITION MONITORING METHOD FOR OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

T.M. Tymchuk, N.V. Ventzerova, A.Y. Potlov

Tambov State Technical University, Tambov

Methods for the formation of test objects and their use for assessing the technical condition of optical coherence tomographs are considered. A method is proposed for interpreting the resulting image at various degrees of pressure of the microprobe on the test object with an assessment of the technical condition of the apparatus.

Key words: *medical imaging techniques, optical coherence tomography, test object.*

Для качественного исследования, постановки диагноза и разработки новых методов медицинской визуализации необходим контроль технического состояния аппаратов.

В статье [1] описан метод формирования тонкослойного твердого тест-объекта с помощью метода центрифугирования для последующего использования в оптической когерентной томографии.

В статье [2] описан метод создания тканеимитирующего фантома для оценки и стандартизации показателей аппаратов оптической когерентной томографии.

В данных работах процесс использования тест-объектов для оценки технического состояния оптических когерентных томографов описан кратко и не является полноценным алгоритмом действий при использовании фантома для оценки работы аппарата.

Предлагаемый метод включает использование тест-объекта для последующей оценки технического состояния ОКТ-систем с различным

давлением микрозонда на исследуемую ткань (рис. 1).

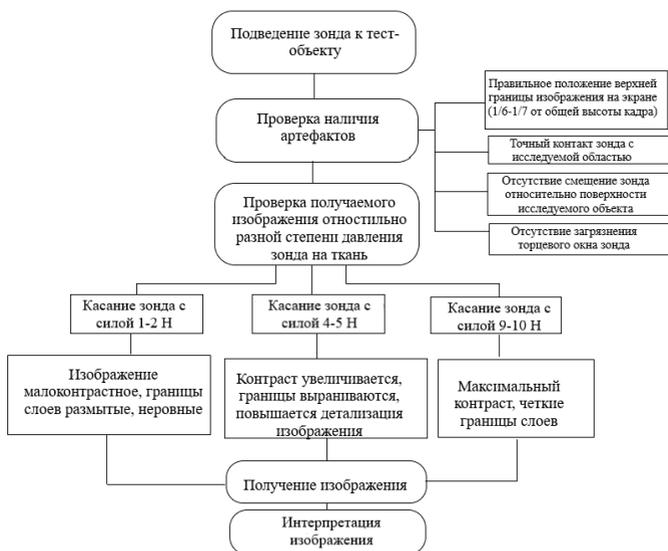


Рис. 1 – Метод оценки технического состояния оптических когерентных томографов

На первом этапе к объекту исследования подводится зонд и просматривается получаемое изображение на наличие артефактов: неправильное положение верхней границы изображения на экране (должна быть равной $1/6-1/7$ от общей высоты кадра), контакт с исследуемой областью не позволяет полностью просматривать ткани, то есть контакт не точный, присутствует элемент смещения зонда относительно поверхности объекта, присутствует загрязнение зонда.

Вторым этапом является получения изображения при различной силе давления зондом на поверхность исследуемого объекта. При минимальном касании зонда, то есть при силе в 1-2 Н изображение должно быть малоконтрастным, границы слоев будут размытые и неровные. При умеренном касании зонда при силе 4-5 Н контраст будет выше, границы слоев будут более четкими и также будет повышение детализации изображения. При значительном касании зонда при силе порядка 9-10 Н будет максимальный контраст и четкие границы слоев.

Последним этапом является интерпретация изображения, которая покажет соответствует ли аппарат заданным характеристикам, а также даст сведения о его техническом состоянии.

Если видны слои тест-объекта: горизонтально ориентированные зоны с однородным сигналом, имеющие четкие, контрастные границы с соседними

зонами, интенсивность сигнала в которых различна. Слои можно охарактеризовать по таким параметрам, как уровень сигнала в слое, толщина слоя. На основе идентификации изображения можно сделать выводы о структурности (бесструктурности) изображения, сохранения (нарушении) упорядоченности элементов, контрасте слоев и четких границ. В этом случае можно говорить о правильной работе ОКТ-системы. В иных исходах необходимо повторно провести эксперимент и, если исследование дало такие же результаты, можно сделать вывод о техническом состоянии аппарата и о нарушении его параметров.

Библиографический список

1. Yunjin B. Fabrication of a thin-layer solid optical tissue phantom by a spin-coating method/ Yunjin B., Taeyoon S., Jihoon P., Byungjo J. // J. of Biomedical Optics. – 2013.
2. Jigesh B. Retina-simulating phantom for optical coherence tomography/ Jigesh B., William R. Calhoun III, Yasir J. S., Daniel X. H. // J. of Biomedical Optics. – 2013.
3. Фролов С.В., Фролова Т.А. Выбор целесообразной системы управления технологическими процессами при наличии неопределенных параметров // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2018. – Т. 24. – № 4. – С. 591-596.
4. С. Г. Проскурин, С. В. Фролов, А. Ю. Потлов, В. Ю. Ошурков Детектирование поглощающей неоднородности в диффузионной оптической 294 томографии // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2012. – Т. 18. – № 1. – С. 212-215.

УДК 621.396

ПОДАВЛЕНИЕ КУСОЧНО-СТАЦИОНАРНЫХ ПОМЕХ В СИГНАЛАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

В.А. Чан, В.Г. Андреев

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

Рассмотрен критерий отклонений ΔK в коэффициентах подавления кусочно-стационарных помех. Эксперименты показали, что выигрыш по критерию отклонений ΔK между экспериментальным k_{exp} и теоретическим $k_{\text{орт}}$ коэффициентами подавления помех составляет величину 0,1...3,3 дБ.

Ключевые слова: *кусочно-стационарные помехи, адаптивный алгоритм, подавление коррелированных помех.*

SUPPRESSION OF PIECEWISE-STATIONARY NOISE IN MEDICAL DIAGNOSTIC SIGNALS

V.A. Tran, V.G. Andreev

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

The criterion of deviations ΔK in the coefficients of suppression of piecewise-stationary noise is considered. Experiments have shown that the gain by the criterion of deviations ΔK between the experimental k_{exp} and theoretical k_{opt} clutter suppression coefficients is 0.1...3.3 dB.

Key words: *piecewise-stationary noise, adaptive algorithm, clutter suppression.*

В настоящее время проблема компенсации искажений и уменьшения влияния аддитивных флуктуирующих шумов в радиотехнике играет важную роль. Особенно актуально решение этой проблемы для параметрического спектрального анализа в различных прикладных направлениях, связанных с, в частности, с медицинской диагностикой. В области медицины (кардиоинтервалометрия) появление кусочно-стационарных помех для полезных сигналов затрудняет их обработку и корректную интерпретацию.

Как показали эксперименты, мешающий процесс X_n может быть представлен в виде кусочно-стационарного случайного коррелированного шума [1].

Матрицы автокорреляции \mathbf{R}_1 , \mathbf{R}_2 для различных зашумлений (с относительными мощностями шума $P_n^{(1)}$ и $P_n^{(2)}$) и гауссовской огибающей унимодального энергетического спектра имеют вид:

$$\begin{cases} \mathbf{R}_1 = \mathbf{R}_c^{(1)} + P_n^{(1)} \mathbf{I}, \\ \mathbf{R}_2 = \mathbf{R}_c^{(2)} + P_n^{(2)} \mathbf{I}, \end{cases} \quad (1)$$

где $\mathbf{R}_c^{(1)} = [\mathbf{R}_{c_{j,k}}^{(1)}] = \exp[-(\pi \Delta F_1 T |j-k|)^2 / 2,8]$, $\mathbf{R}_c^{(2)} = [\mathbf{R}_{c_{j,k}}^{(2)}] = \exp[-(\pi \Delta F_2 T |j-k|)^2 / 2,8]$ – $(p+1) \times (p+1)$ -мерные корреляционные матрицы коррелированных компонент мешающего процесса с нормированной к единице дисперсией; \mathbf{I} – $(p+1) \times (p+1)$ -мерная единичная матрица; $j, k=0, 1, \dots, p$; ΔF_1 , ΔF_2 – ширина полосы энергетического спектра моды помехи; T – период между дискретными наблюдениями (выборками), $P_n^{(1)}$, $P_n^{(2)}$ – изменяющаяся за время обработки относительная мощность некоррелированного шума. Отметим, что матрицы автокорреляции \mathbf{R}_1 , \mathbf{R}_2 являются эрмитовыми и теплицевыми [2].

Для количественного оценивания эффективности алгоритмов подавления помех использован критерий отклонений ΔK в коэффициентах их подавления:

$$\Delta K = k_{\text{opt}} - k_{\text{exp}}, \quad (2)$$

где k_{opt} – коэффициент подавления помех потенциальной (оптимальной) с

точки зрения максимизации коэффициента подавления помех) системы, k_{exp} – коэффициент подавления исследуемой (экспериментальной) системы.

Согласно [1] устанавливаем порог на основе значения ΔK для определения момента θ разладки. Её обнаружение даёт возможность оценить момент времени, когда уже изменились свойства мешающего процесса и нужно пересчитывать параметры фильтра обработки, а когда ещё изменения малы и можно сохранить прежние параметры (коэффициенты импульсной характеристики фильтра).

Обозначим через ΔK величину отклонений между экспериментальным k_{exp} и теоретическим k_{opt} коэффициентами подавления помех режекторного фильтра (РФ).

Известно [4], что k_{opt} можно определить путём расчёта квадратической формы следующего вида:

$$k_{\text{opt}} = \mathbf{w}_1^H \mathbf{R}_1 \mathbf{w}_1, \quad (3)$$

где \mathbf{w}_1 – коэффициенты импульсной характеристики (ИХ) в виде собственных векторов \mathbf{w}_1 теоретической (истинной) корреляционной $(p+1) \times (p+1)$ -мерной матрицы \mathbf{R}_1 помехи, H – знак эрмитового сопряжения (транспонирования и комплексного сопряжения). Предполагается нормировка длины вектора \mathbf{w}_1 ИХ к единице: $\|\mathbf{w}_1\| = 1$.

Экспериментальный коэффициент k_{exp} подавления оценивается по следующему соотношению:

$$k_{\text{exp}} = \mathbf{w}_1^H \mathbf{R}_2 \mathbf{w}_1. \quad (4)$$

Рассмотрим пример влияния коэффициентов корреляции на качество подавления помех адаптивной системой первичной обработки в виде режекторного фильтра.

Его порядок p варьировался в интервале [1; 10], относительная ширина $\Delta F_1 T$, $\Delta F_2 T$ спектральной моды при относительных мощностях шума $P_n^{(1)} = P_n^{(2)} = 10^{-6}$ изменялись в пределах [0,01; 0,2].

В таблице 1 приведены значения ΔK разности $k_{\text{opt}} - k_{\text{exp}}$, между коэффициентами подавления помех оптимальной k_{opt} и моделируемой k_{exp} системами в виде режекторного фильтра при различных параметрах p и $\Delta F_1 T$, $\Delta F_2 T$.

Таблица 1 – Модуль разности коэффициентов k_{opt} , k_{exp} подавления, дБ

$\Delta F_1 T, \Delta F_2 T$	$\Delta F_1 T = 0,01,$ $\Delta F_2 T = 0,02$	$\Delta F_1 T = 0,09,$ $\Delta F_2 T = 0,1$	$\Delta F_1 T = 0,01,$ $\Delta F_2 T = 0,2$
p			
1	6,009	0,901	25,707
2	5,758	1,873	44,333
3	10,281	2,867	48,377
4	0,118	3,365	42,629

$\Delta F_1 T, \Delta F_2 T$ p	$\Delta F_1 T = 0,01,$ $\Delta F_2 T = 0,02$	$\Delta F_1 T = 0,09,$ $\Delta F_2 T = 0,1$	$\Delta F_1 T = 0,01,$ $\Delta F_2 T = 0,2$
5	0,39	1,715	44,522
6	0,898	0,334	46,555
7	0,411	2,383	44,095
8	0,173	0,148	42,843
9	11,935	2,585	58,029
10	14,811	4,975	59,111

Проведенные исследования показывают, что выигрыш ΔK значения подавления помех составляет величину $0,1 \dots 3,3$ дБ при изменении p -порядка РФ в интервале [4; 8], в случае порядка $p=7$ момент θ разладки происходит при пороге $\Delta K=1,3$ дБ и необходимость пересчёта коэффициентов режекторного фильтра, когда разладка уже велика (пороговые значения изменения ΔK). Эффективность подавления помех улучшается при уменьшении модуля разности полос $\Delta F_1 T, \Delta F_2 T$ в процессе обработки кусочно-стационарных помех. Поэтому при их обработке необходимо учитывать влияние параметров $\Delta F_1 T, \Delta F_2 T$ спектральной моды и порядка p на качество подавления помех адаптивной системой первичной обработки, подавляющей кусочно-стационарные помехи в медицинских диагностических сигналах.

Библиографический список

1. Колмогоров А.Н., Прохоров Ю.В., Ширяев А.Н. Вероятностно-статистические методы обнаружения спонтанно возникающих эффектов // Тр. МИАН. 1988. Т. 182. С. 4-23.
2. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: пер. с англ. М.: Мир, 1990. 584 с.
3. Айфичер Э.С., Джервис Б.У. Цифровая обработка сигналов. Практический подход: пер. с англ. А.В. Назаренко, И.Ю. Дорошенко. М.: Вильямс, 2018. 992 с.
4. Андреев В.Г., Нгуен Т.Ф. Обработка кардиосигналов на фоне комбинированных помех // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № 2. Выпуск 48. С. 60-64.

УДК 616-77

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ЗАТУХАНИЯ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН В ВЯЗКОУПРУГОЙ СРЕДЕ

П.А. Токарева

ВУЗ «Пензенский государственный технологический университет», г. Пенза

Рассмотрены способы математического моделирования вязкоупругих систем. На основе математических вычислений предложен способ протезирования сосудов.

Ключевые слова: *затухание пульсовой волны, сердечно-сосудистая система, сердечно-сосудистые заболевания, компьютерная гидродинамика.*

MODELING OF PULSE WAVE ATTENUATION PROCESSES IN A VISCOELASTIC MEDIUM

P.A. Tokareva

Penza State Technological University, Penza

Methods of mathematical modeling of viscoelastic systems were considered. On the basis of mathematical calculations, a method for vascular prosthetics was proposed.

Key words: *Pressure wave damping, circulatory system, cardiovascular disease, computational fluid dynamics.*

В настоящее время математические модели кровообращения и их формулировка являются темой острых дискуссий и пристального внимания. Причиной этому является множество состояний и патологий, связанных с сердечно-сосудистыми заболеваниями, которые также способны влиять на состояние мозга и его деятельность [1].

Модели вязких свойств сосудов не однозначны. Основополагающие модели, такие как модель Максвелла, модель Зинера и модель Кельвина-Фойгта, являются классическим выбором для изучения вязкоупругого протеза. Модели Максвелла и Зинера могут быть использованы для исследования материалов, характеризующих механическую связь сосудистых протезов. В этой работе, были исследованы модели Максвелла и Зинера для изучения затухания определенных волн при движении по вязкоупругой трубе. Применение полученных результатов может повысить эффективность выбора коммерчески доступных материалов или дизайна и изготовления материала для разработки протеза, который удовлетворяет потребностям пациента в ослаблении давления импульсов крови в сосудах.

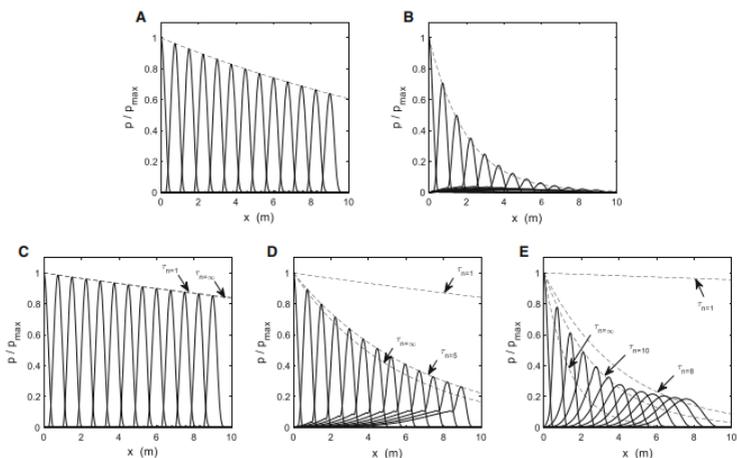


Рис. 1 – Графики затухания волн для моделей Максвелла (а-б) и Зинера (с-е)

Выражение экспоненциального затухания было получено для модели Максвелла, а также для значений коэффициента низкой вязкости в модели Зинера. При относительно высоких значениях вязкого слагаемого в модели Зинера наиболее крутая часть импульса может быстро затухать, оставляя гладкую, медленно затухающую волну (рисунок 1). Эти тематические модели имеют решающее значение для адаптации материалов, используемых в сердечно-сосудистых имплантатах, к механической среде, с которой они сталкиваются с целью восстановления или улучшения функции кровеносных сосудов.

Дальнейшие расчеты показывают, что модель Максвелла с отдельно высчитанными приближениями является наиболее удачным выбором для моделирования вязкоупругих свойств сосудов.

Само моделирование проводилось для оценки того, насколько длинный протез из полидиметилсилоксана мог бы гасить импульс давления. Было использовано несколько вариантов протеза. Протез представлял собой прямой цилиндр с радиусом 4,0 мм и толщиной 0,5 мм. Скорость волны была принята как 13,808 м/с, а плотность жидкости установлена как 1000 кг/м³. Это будет соответствовать имплантату в сосуд, так как общая сонная артерия имеет радиус, приблизительно равный 4,0 мм. Период пульсаций был установлен как 0,2 с, что равно амплитуде систолы, и моделируемая длина была достаточна для того, чтобы запустить пульсации сквозь весь цилиндр [2].

Однако, несмотря на то, что для числового моделирования больше всего подходила модель Максвелла, применительно к протезам в ходе имитационного моделирования лучше себя показала модель Зинера (рисунок 2).

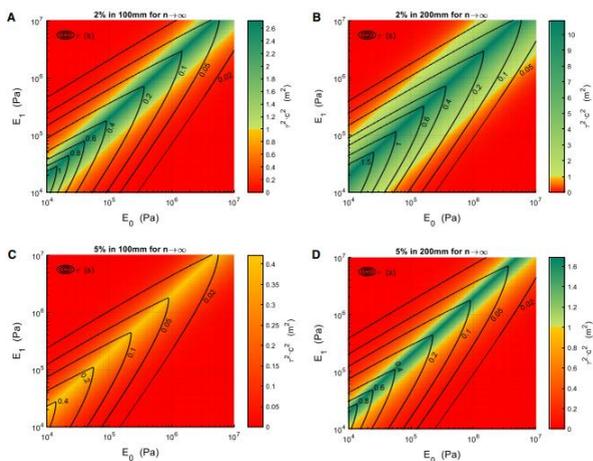


Рис. 2 – Отображение поверхностей с различными длинами и процентами ослабления импульса

Данные математические выражения подходят для двух разных целей. С одной стороны, можно осуществлять ослабление импульса с помощью цилиндра из определенного материала. С другой стороны, это также может быть использовано для определения того, какие материалы должны подходить для достижения данного затухания импульса.

Было выяснено, какие комбинации свойств материала способны отвечать заданным условиям для заданной геометрии трубы. В полученной модели протеза можно предсказать ослабление давления до 5% при использовании 200-миллиметрового цилиндра. Это ослабление может показаться умеренным, но данные предварительного моделирования показали значительное снижение напряжения сдвига в крови барьера мозга. Эта работа открывает возможности для лучшего дизайна протезов сосудов из вязкоупругих материалов для медицинского применения – в частности, разработке сосудистых устройств, способных изменить волны давления, что снизит угрозу для чувствительных органов (например, гематоэнцефалический барьер).

Библиографический список

1. Нейродегенеративные заболевания: от генома до целостного организма. В 2-х томах. Том 2 / Под ред. М.В. Угрюмова. – М.: Научный мир, 2014. – 848 с
2. J. Menacho L. Rotllant J. J. Molins G. Reyes A. A. García-Granada M. Balcells J. Martorell, Arterial pulse attenuation prediction using the decaying rate of a pressure wave in a viscoelastic material model (2017) – Biomech Model Mechanobiol 17:589-603.

УДК 004.942

МОДЕЛИРОВАНИЕ КОНТУРОВ РЕГУЛЯЦИИ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

А.А. Коробов, К.С. Савинова, Д.Е. Судаков

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

Предложена модель кровообращения человека, объединённая с контурами регуляции. Элементы регуляции представлены в виде иерархической системы с двумя контурами.

Ключевые слова: *сердечно-сосудистая система, регуляция кровообращения, моделирование гемодинамики.*

MODELING OF REGULATORY CIRCUITS OF THE HUMAN CIRCULATION SYSTEM

A.A. Korobov, K.S. Savinova, D.E. Sudakov

Tambov State Technical University, Tambov

A model of human blood circulation, combined with regulation circuits, is proposed. The regulation elements are presented in the form of a hierarchical system with two circuits.

Key words: *cardiovascular system, regulation of blood circulation, hemodynamic modeling.*

Сегодня для медицинского сообщества стало очевидно, что использование математического моделирования процессов кровообращения для прогнозирования результатов лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы и помощи в принятии врачебных решений является приоритетным направлением в диагностике [1, 2, 3].

Исследователем Burkhoff [4] разработан программный симулятор кровообращения, позволяющий подробно изучить гемодинамические принципы функционирования сердечно-сосудистой системы. Разработанная модель проводит прогнозирование состояния больного при влиянии эффектов аппаратного и хирургического лечения. Работа [5] демонстрирует сценарий использования модели с использованием разработанного симулятора для оптимизации выбора стратегии лечебного воздействия при остром коронарном синдроме.

В Лаборатории численного/гибридного моделирования сердечно-сосудистой системы Института клинической физиологии (Рим) создан программный симулятор сердечно-сосудистой и дыхательной системы человека [6]. Он имеет модульную структуру и описывает периферическое, системное и легочное кровообращение.

На кафедре «Биомедицинская техника» в Тамбовском государственном

техническом университете ведётся разработка нульмерной динамической математической модели сердечно-сосудистой системы, учитывающая процессы регуляции. В работе впервые предлагается нульмерная модель кровообращения, в которой реализована многоуровневая концепция регуляции сердечно-сосудистой системы.

В работе сердечно-сосудистую систему рассматривают как систему из управляемой и неуправляемой части. Под неуправляемой понимается сосудистая система и сердце без процессов регуляции.

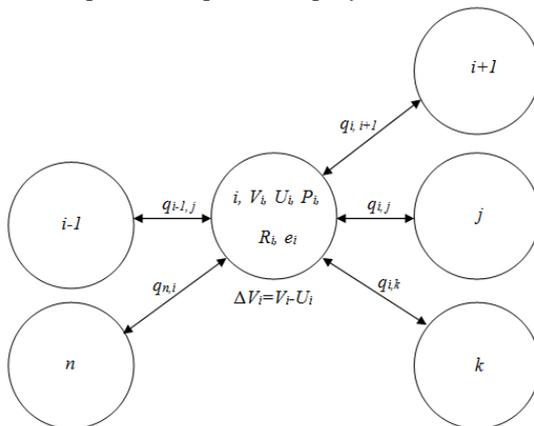


Рис. 1 – Обобщённый сосудистый участок

На рисунке 1 j, i – номера участков, V – объём упругой камеры, U – ненапряжённый объём, q – потоки крови, P – давление в упругой камере, r – сопротивление, e – жёсткость сосуда.

Система уравнений для последовательных участков с учётом инерции и гравитации для пациента будет иметь вид:

$$\begin{cases} P_i(t) = e_i(V_i(t) - U_i) \\ V_i(t) = q_{i-1}(t) - q_i(t) \\ q_i(t) = \rho_{i,i+1}(P_i(t) - P_{i+1}(t)) \end{cases}$$

Сердце в модели представляется как совокупность четырёх камер – желудочков и предсердий. В сократительной деятельности сердца не участвуют предсердия, поэтому их описание подобно описанию стандартных сосудистых участков.

Каждая камера описывается в виде объекта в сосредоточенных координатах. Благодаря данному подходу достигается высокая вычислительная эффективность при расчёте модели.

В современных работах рассматривают неуправляемую часть сердечно-сосудистой системы имея ввиду сердце и сосуды, при этом не включая

системы и механизмы регуляции. Вследствие этого процессы авторегуляции не находят отражение в математических моделях, и исследователи от описания неуправляемой части сразу переходят к контуру центральной регуляции. Мы будем представлять сердечно-сосудистую систему как совокупность автономных подсистем саморегуляции. Каждая из таких подсистем может охватывать один или несколько элементарных участков.

В регуляции сердечно-сосудистой системы выделим следующие основные уровни контуров регулирования:

1. Местные гуморальные, деятельность которых нацелена на обеспечение местных целей (например, обеспечение органного кровотока);
2. Контуры нервной регуляции;
3. Общий гуморальный контур, регулирующий деятельность всей сердечно-сосудистой системы.

На рисунке 2 представлена схема сердечно-сосудистой системы, объединённая с контурами регуляции:

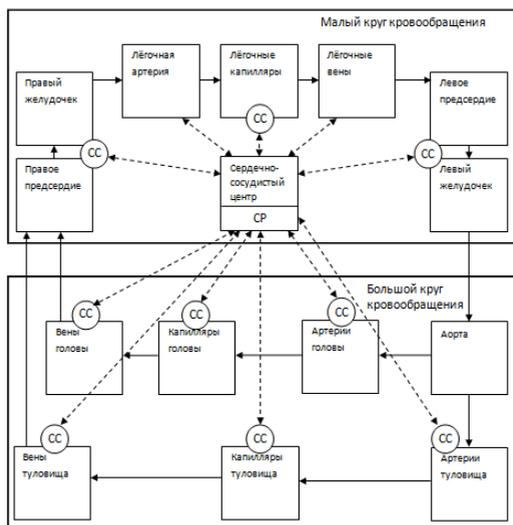


Рис.2 – Схема модели сердечно-сосудистой системы

Элементы саморегуляции и спинальной регуляции обозначены на рисунке соответственно как «СС» и «СР».

Сердечно-сосудистый центр отражает нейрогуморальную регуляцию и получает информацию о всех функциях подсистем, вследствие чего может влиять на любой параметр каждого из участков.

Центральным контуром регуляции является саморегуляция потока крови через сосуды, которая представлена в виде схемы с обратной связью. Возмущение в системе представлено в виде разницы артериального и венозного давления.

Контур артериального давления поддерживается за счёт изменения тонуса венозной системы.

С учётом того, что расчёт модели ограничен по времени, оптимальным для вычисления ошибок является безмодельное управление в рамках применения нейронных сетей.

Библиографический список

1. Lischuk A V and Gazizova D Sh. Technology of Individual Therapy // Moscow: PRINT PRO LLC), 2016, p 249.
2. Capoccia M, Marconi S, Singh S A, Pisanelli D M Simulation as a preoperative planning approach in advanced heart failure patients. A retrospective clinical analysis // BioMed Eng OnLine, 2018, 17(52).
3. Borik S and Cap I Modelling of cardiovascular system regulation // Lékař a technika – Clinician and Technology, 2013, 43(4).
4. Doshi D and Burkhoff D Cardiovascular Simulation of Heart Failure Pathophysiology and Therapeutics // J. of Cardiac Failure, 2015, 22(4).
5. Wolsk E, Kaye D, Komtebedde J, Shah S J, Borlaug B A, Burkhoff D, Kitzman D W. Central and Peripheral Determinants of Exercise Capacity in Heart Failure Patients With Preserved Ejection Fraction // JACC: Heart Failure, 2019, 7(4).
6. De Lazzari C Cardiovascular and Pulmonary Artificial Organs: Educational Training Simulators Rome // Consiglio Nazionale delle Ricerche (Rome: Consiglio Nazionale delle Ricerche), 2017, 5(4).

УДК 004.942

МОДЕЛЬ ТЕРМОДИНАМИКИ ТЕЛА РЕБЕНКА

К.С. Савинова, А.А. Трубиенко, А.А. Коробов

Научный руководитель – Фролов С.В., д.т.н., профессор

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»,

г. Тамбов

Описана математическая модель термодинамики тела новорожденного ребенка. Модель тела ребенка представлена в виде двух взаимосвязанных систем – пассивной и активной.

Ключевые слова: математическая модель, тепловая модель, неонатология.

MODEL OF THERMODYNAMICS OF THE CHILD'S BODY

K.S. Savinova, A.A. Trubienko, A.A. Korobov

Scientific adviser – Frolov S.V., Dr.Tech.Sc., professor

Tambov State Technical University, Tambov

The mathematical model of the thermodynamics of the body of a newborn child is described. The child's body model is presented in the form of two interconnected systems - passive and active.

Key words: mathematical model, thermal model, neonatology.

Для задач проектирования и управления процессом поддержания состоянием здоровья недоношенных детей в реанимационных комплексах для новорождённых актуальным является разработка модели теплообмена в системе.

Задачей системы управления является поддержанием температуры тела ребенка постоянной вне зависимости от изменений температуры окружающей среды. Для поддержания постоянной температуры организм должен суммарно производить и поглощать такое количество тепла, которое им теряется, этот процесс называется терморегуляцией.

Тепловая модель состоит из двух основных систем: 1) управляемой системы (также называемой установкой или пассивной системой) и 2) контроллер (управляющая система или активная система).

Первая (пассивная) система моделирует физическое тело новорожденного и процессы теплопередачи, происходящие в тканях и на поверхности тела. Тело ребенка можно разделить на 7 сегментов: голова, грудная клетка, живот, верхние конечности, нижние конечности.

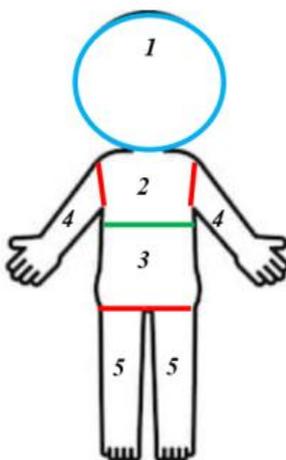


Рис. 1 – Модель тела ребенка

Эти части тела состоят из кольцевых концентрических слоев, которые представляют различные ткани, такие как мозг, кости, жир, легкие, мышцы, кожа и внутренние органы. Голова состоит из четырех слоев: мозга, костей, жира и кожи; грудная клетка и брюшная полость состоят из пяти элементов (грудная клетка: легкие, кости, мышцы, жир и кожа; брюшная полость: внутренние органы, кости, мышцы, жир и кожа); а верхние и нижние конечности состоят из четырех тканей (кости, мышцы, жира и кожи).

Вторая (активная) система направлена на описание / прогнозирование регуляторных механизмов. У новорожденных, в отличие от взрослых, есть только несколько реакций на тепловой стресс. Недрожевой термогенез [окисление коричневой жировой ткани] является основным быстрым механизмом производства тепла у новорожденных в ответ на холодовой стресс. Это запускается гипоталамусом через симпатическую нервную систему (СНС). Вазомоции - еще одна важная регуляторная реакция у новорожденных, которая позволяет контролировать периферический кровоток посредством вазодилатации (расширения кровеносных сосудов) или вазоконстрикции (сужения кровеносных сосудов). Таким образом, в случае холодового стресса может возникнуть периферическая вазоконстрикция для уменьшения потерь тепла.

Каждый отсек характеризуется температурой, объемом, площадью поверхности, плотностью, удельной теплоемкостью, теплопроводностью и скоростью обмена веществ [1].

Теплообмен возникает путем теплопроводности, конвекции, излучения и испарения.

Уравнение теплового баланса внутри тела одинаково для четырех различных сегментов тела.

Для «сердцевины»:

$$m_c c_c \frac{d\theta_c}{dt} = M_b - F_r - q_{cm} - q_{cs};$$

Для мышц:

$$m_m c_m \frac{d\theta_m}{dt} = M_m - M_x - q_{cm} - q_{ms};$$

Для кожи:

$$m_s c_s \frac{d\theta_s}{dt} = -(F_c - F_e - F_{rad}) + q_{cm} - q_{ms},$$

где q – интенсивность межслойного обмена;

$$q_{cm} = \frac{kA_{cm}}{L_{cm}} (\theta_c - \theta_m),$$

$$q_{ms} = \frac{kA_{ms}}{L_{ms}} (\theta_m - \theta_s),$$

$$q_{cs} = \frac{K_v A_{cs}}{L_{cs}} (\theta_c - \theta_s),$$

где θ – температура определенной зоны, град.;

m – масса в кг;

c – удельная теплоемкость в ккал/кг;

k – коэффициент теплопроводности в ккал/см·час·град;

A – эффективная площадь поверхности теплопроводности между зонами или площадь конвекции в см²;

L – эффективная толщина зоны в см;

M_m , M_b , M_x – интенсивность обмена при мышечной дрожи/ основного обмена (метаболизм)/ обмена при физической нагрузке в ккал/час;

F_c , F_e , F_r , F_{rad} – скорость теплообмена поверхности кожи за счет конвекции с воздушным пространством инкубатора/ с поверхности кожи за счет испарения/ за счет дыхания и выделения/ за счет излучения в ккал/час;

h_s – коэффициент теплопроводности между кожей и воздухом в механизме теплоотдачи за счет конвекции в ккал/м²·час·град;

Индексы c , m и s указывают на принадлежность соответствующего параметра к сердцевине, мышцам и коже, соответственно, а v относится к вазомоторным реакциям. Эти уравнения справедливы как для трехслойной линейной, так и для цилиндрической моделей, т.к. и в том и в другом случае необходимо подбирать такие модельные значения для A и L , которые обеспечивали бы совпадение с физиологическими данными. В линейной модели возможно еще одно дополнительное упрощение, т.к. здесь

$$m = \rho LA,$$

где ρ – плотность ткани в г/см³ [2].

Математические модели могут быть полезным инструментом для врачей в целях лучшего понимания процессов теплопередачи и взаимодействия тела и окружающей среды, которые происходят у недоношенных детей.

Библиографический список

1. Ying B.A., Kwok Y.L., Li Y., Li F.Z., Yick K.L., Wong K.Y. An improved mathematical model of thermal physiological response of naked infants// Textile Bioengineering and Informatics Symposium Proceedings. - Hong Kong, 26-29 Jul 2009. P. 649-659.
2. Грошева, Л.П. Основы материального баланса: методическое пособие. – Новгородский государственный университет, 2006. С. 10-14.

**ПРИМЕНЕНИЕ МАРКОВСКОГО ПРОЦЕССА ДЛЯ СОЗДАНИЯ
МОДЕЛИ КЛИНИКИ БГМУ В СРЕДЕ ANYLOGIC ДЛЯ
ВЫЧИСЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОГО КОЛИЧЕСТВА ОКОН
РЕГИСТРАТУРЫ**

Н.Р. Хисамутдинова, Э.Р. Мулюкова, А.Ф. Саббахова
Научный руководитель — Уразбахтина Ю.О., к.т.н, доцент, декан
ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический
университет, Уфа

В статье описывается возможность создания имитационной модели регистратуры клиники БГМУ с использованием марковского процесса.

Ключевые слова: марковский процесс, AnyLogic, моделирование.

**USING THE MARKOV PROCESS TO CREATE A MODEL OF THE
BSMU CLINIC IN THE ANYLOGIC ENVIRONMENT TO CALCULATE
THE OPTIMAL NUMBER OF REGISTRY WINDOWS**

N.R. Khisamutdinova, E.R. Mulyukova, A.F. Sabbakhova
Scientific supervisor-urazbakhchina Yu. O., PhD, associate Professor, Dean
Ufa state aviation technical University, Ufa

The article describes the possibility of creating a simulation model of the BSMU clinic registry using the Markov process.

Key words: Markov process, AnyLogic, modeling.

Случайный процесс называется марковским процессом (или процессом без последствия), если для каждого момента времени t вероятность любого состояния системы в будущем зависит только от ее состояния в настоящем и не зависит от того, как система пришла в это состояние.

Марковский процесс возможно применить к моделированию в системе AnyLogic работы консультативно-диагностического центра клиники Башкирского государственного медицинского университета (БГМУ), что помогает выявить узкие места в организации процесса функционирования клиники.

Системы имитационного моделирования реализуют исследование моделей цифровых систем с использованием метода статистического моделирования. Под методом статистического моделирования понимают метод машинной реализации имитационных моделей. Его суть заключается в том, что в соответствии с заданными законами распределения вероятностей случайных параметров, описывающих функционирование моделируемой системы, по жребию выбираются их значения. Далее, для полученных значений процесс функционирования моделируемой системы воспроизводится детерминировано. На полученной модели вычисляются и

фиксируются исследуемые функциональные показатели системы. Однократное воспроизведение функционирования системы реализует статистическим испытанием. После многократного повторения испытаний накопленные данные подвергаются статистической обработке с целью определения значений показателей эффективности системы.

Теоретическую основу метода составляют предельные теоремы теории вероятностей, в соответствии с которыми при большем числе опытов частота события приближается к его вероятности (теорема Бернулли), а среднее арифметическое значение случайной величины - к ее математическому ожиданию (теорема Чебышева).

Для определения оптимального количества окон регистратуры построим граф, в котором состояния (вершины) связаны между собой связями (переходами из i -го состояния в j -е состояние),

Каждый переход характеризуется вероятностью перехода P_{ij} . Вероятность P_{ij} показывает, как часто после попадания в i -е состояние осуществляется затем переход в j -е состояние. Конечно, такие переходы происходят случайно, но если измерить частоту переходов за достаточно большое время, то окажется, что эта частота будет совпадать с заданной вероятностью перехода. Одна вершина (вход в клинику) имеет связь с n -ым количеством других вершин ($n-1$ окон регистратуры и еще одна вершина - очередь за талоном электронной очереди). Чтобы определить, в какое новое состояние перейдет процесс из первого состояния, достаточно разбить интервал $[0; 1]$ на подынтервалы величиной $P_{i1}, P_{i2}, P_{i3}, \dots$ ($P_{i1} + P_{i2} + P_{i3} + \dots = 1$). Далее с помощью генератора случайных чисел (ГСЧ) надо получить очередное равномерно распределенное в интервале $[0; 1]$ случайное число r_{rr} и определить, в какой из интервалов оно попадает. Используя ГСЧ при моделировании процесса распределения посетителей по окнам регистратуры и электронной очереди, мы можем сделать вывод, что при увеличении количества окон регистратуры до трех, очереди становятся минимальными.

Имитационное моделирование с использованием марковских процессов помогает наиболее точно спрогнозировать поведение реальной системы, не внося изменение в нее.

Библиографический список

1. Карпов Ю.Г. Имитационное моделирование систем. Введение в моделирование с AnyLogic. СПб.: БХВ-Петербург, 2005.
2. Григорьев И.К. AnyLogic за три дня: практическое пособие// 2017.С-273с.

АНАЛИЗ ПРИЧИН НЕСООТВЕТСТВИЙ ПРОЦЕССА УПРАВЛЕНИЯ СРЕДСТВАМИ ИЗМЕРЕНИЙ

А.В. Губарев, С.В. Губарева, Я.М. Чаплыгина
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Проанализированы несоответствия процесса управления средствами измерений на ООО ВТКХ. При проведения анализа использованы диаграмма Парето и древовидная диаграмма. Выявлены причины несоответствий.

Ключевые слова: *диаграмма Парето, несоответствия, древовидная диаграмма, управление средствами измерений.*

ANALYSIS OF THE CAUSES OF INCONSISTENCIES IN THE MEASUREMENT TOOL MANAGEMENT PROCESS

A.V. Gubarev, S.V. Gubareva, Y.M. Chaplygina
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

Inconsistencies in the process of managing measuring instruments at VTKH LLC are analyzed. The analysis uses a Pareto diagram and a tree diagram. The reasons for inconsistencies were identified.

Key words: *Pareto diagram, inconsistencies, tree diagram, measurement tool management.*

В ходе анализа процесса управления средствами измерений выяснилось в ООО ВТКХ, что основным недостатком является его ориентация лишь на вопросы поверки и калибровки средства измерений. В течении одного календарного года велась статистика по причинам выявленных несоответствий, связанных с вопросами управления средствами измерений.

Таблица 1

Причины несоответствий

№ п/п	Причины несоответствий	Количество случаев
1	Неверно указано средство, используемое при визуальном контроле	4
2	Применение средств измерений, не внесенных в государственный реестр средств измерений	2
3	В технологическом процессе не установлено средство контроля	12
4	Не указан тип средства измерений	9
5	Не контролируется давление (не указана необходимость контроля и средство контроля)	10
7	Применение не поверенного средства измерений	17
8	В технологическом процессе указано отсутствующее в подразделении средство измерений. Контроль не проводился	1

№ п/п	Причины несоответствий	Количество случаев
9	Применение устаревшего средства измерений (длительное время не пересматривался и не анализировался технологический процесс)	3
10	Не проводился контроль, т.к. в качестве средства контроля установлен щитовой прибор	5

По полученным данным построим диаграмму Парето (рисунок 1).

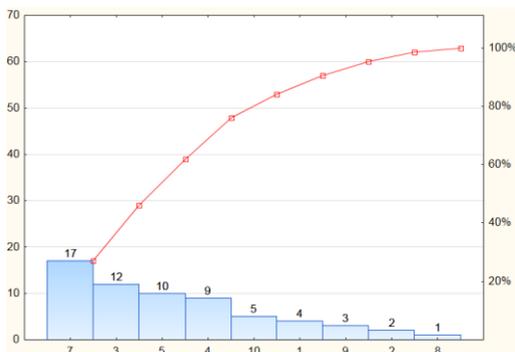


Рис. 1 – Диаграмма Парето

Из диаграммы Парето видно, что наиболее частая причина несоответствий это применение неуправляемого средства измерений. Несмотря на то, что рассматриваемый процесс управления средствами измерений как раз эти вопросы и регламентирует, несоответствия тем не менее возникают. В частности это может быть объяснено большим числом применяемых на предприятии средств измерений (несколько тысяч).

Также стоит отметить, что остальные несоответствия в большей степени относятся к метрологической экспертизе технической документации, назначению средств измерений и контроля, а также к вопросу закупки необходимых средств измерений.

Приведенная статистика подтверждает необходимость совершенствования рассматриваемого процесса и введения в него дополнительных работ.

На качество процесса управления средствами измерений в наибольшей степени влияют 4 составляющие, которые, в свою очередь, подразделяются на более конкретные факторы:

- 1) Соблюдение графиков поверки средств измерений:
 - составление графиков поверки средств измерений;
 - согласование графиков поверки средств измерений;
 - внесение изменений в графики поверки средств измерений при вводе в эксплуатацию новых и выводе непригодных средств измерений;

- 2) Соблюдение графиков калибровки средств измерений:
 - составление графиков калибровки средств измерений;
 - согласование графиков калибровки средств измерений;
 - внесение изменений в графики калибровки средств измерений при вводе в эксплуатацию новых и выводе непригодных средств измерений;
- 3) Управление информацией:
 - соблюдение правил ведения документации;
 - соблюдение сроков хранения документации;
- 4) Выполнение требований нормативной документации при проведении поверки и калибровки средств измерений:
 - выполнение требований методических инструкций, руководящих документов, правил и стандартов.

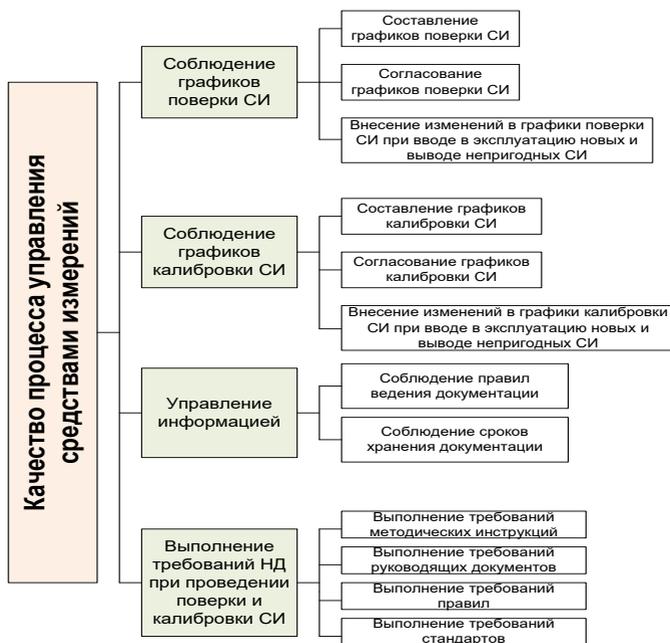


Рис. 2 – Древовидная диаграмма

Проведем анализ выявленных несоответствий:

1) Проблемы в оснащенности рабочего места метролога.

Отсутствие современных ПК, а также работа с устаревшими средствами измерений ухудшают качество и результативность деятельности.

2) Несвоевременное составление графиков поверки и калибровки. Несвоевременное и неверное внесение изменений.

Графики поверки и калибровки не всегда составляются в установленный срок, внесение изменений не всегда производится по всем правилам, а также часто с опозданием.

3) Несоблюдение сроков хранения документов.

Не всегда соблюдаются сроки хранения документации, а именно актов списания средств измерений, актов о непригодности средств измерений, паспортов калибровки и других.

В ходе анализа качества процесса управления средствами измерений с помощью древовидной диаграммы выявлены 4 основные составляющие. С учетом 100%-ого выполнения всех требований, указанных в диаграмме (рисунок 2) число несоответствий деятельности по управлению средствами измерений стремилось бы к минимуму. Свести их к нулю практически невозможно, так как всегда существуют неучтенные факторы, которые могут повлиять на процесс.

Библиографический список

1. Волкова С.В., Губарев А.В., Чаплыгина Я.М. Совершенствование процесса метрологической экспертизы технической документации // Качество продукции: контроль, управление, повышение, планирование. Сборник научных трудов 5-й Международной молодежной научно-практической конференции. 2018. С. 152-156.
2. Ядвиго В.В., Губарев А.В. Анализ деятельности ООО «МГК «Световые технологии» в области метрологического обеспечения // Современные технологии в науке и образовании - СТНО-2020. Сборник трудов III Международного научно-технического форума: в 10 т. Рязань, 2020. С. 45-47.

УДК 658.513.5

РАЗРАБОТКА КОРРЕКТИРУЮЩИХ ДЕЙСТВИЙ С ЦЕЛЬЮ УСТРАНЕНИЯ НЕСООТВЕТСТВИЙ ПРОЦЕССА УПРАВЛЕНИЯ СРЕДСТВАМИ ИЗМЕРЕНИЙ

А.В. Губарев, С.В. Губарева, Я.М. Чаплыгина

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

Разработаны корректирующие действия с целью устранения несоответствий процесса управления средствами измерений на ООО ВТКХ.

Ключевые слова: несоответствия, управление средствами измерений, ИТ.

DEVELOPMENT OF CORRECTIVE ACTIONS TO ELIMINATE INCONSISTENCIES IN THE MEASUREMENT TOOL MANAGEMENT PROCESS

A.V. Gubarev, S.V. Gubareva, Y.M. Chaplygina
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

Corrective actions have been developed to eliminate inconsistencies in the process of managing measuring instruments at VTKH LLC.

Key words: *discrepancies, management of measuring instruments, IT.*

В процессе анализа процесса управления средствами измерений на ООО ВТКХ выявлен ряд несоответствий, которые требуют разработки действий, направленных на их устранение.

1) Проблемы квалификации.

С целью устранения причин этого несоответствия необходимо предпринять следующие действия:

а) Более тщательный отбор сотрудников при приеме сотрудников на работу:

- следует обращать внимание на вуз, диплом которого имеется у кандидатов. Люди, окончившие негосударственные вузы, как правило, имеют более низкий уровень подготовки по сравнению с окончившими государственные;

- собеседование с начальником отдела метрологии;

- тестирование на предмет наличия хотя бы поверхностных знаний в области поверки и калибровки средств измерений. С одной стороны можно предположить что это лишний этап, т.к. один из принципов Деминга: «обучение на рабочем месте» – как раз и предназначен для того чтобы подтягивать квалификацию до нужного уровня, ведь на рынке труда есть то что есть. Но также Деминг в рамках этого принципа говорил «Если рабочий не может научиться данной работе, почему вы поставили его сюда?». Весьма невыгодно взять человека, а потом понять, что он не может освоить калибровку СИ. Ведь Деминг отмечал, что обучать на рабочем месте не так то просто, все люди обучаются по разному, возможно для разных людей нужны различные методы обучения. И не каждая организация имеет в распоряжении несколько методов обучения. В ООО ВТКХ применяется обучение на местах, но оно не предусматривает нескольких методов обучения.

б) Участие сотрудников в кружках качества, на которых бы с одной стороны решались проблемы, связанные с процессом управления средствами измерений, а с другой сотрудники бы получали дополнительный опыт и знания, так необходимые для повышения уровня квалификации;

в) Плановые повышения квалификации сотрудников;

2) Проблема оснащения рабочего места.

Решение проблемы: выделение дополнительных средств на оснащение рабочих мест.

3) Несвоевременное составление графиков поверки и калибровки. Несвоевременное и неверное внесение в них изменений

Для обеспечения своевременности составления и предоставления графиков калибровки и поверки следует дополнительно уведомлять ответственных лиц с помощью служебной записки за неделю до срока их предоставления.

Во избежание случаев неверного внесения изменений в графики дополнительно довести до сведения ответственных лиц правила внесения изменений и провести проверку знаний. Несмотря на то, что сотрудники ознакомлены с этими требованиями под подпись, на деле это не означает, что они действительно полностью прочитали, поняли и запомнили эти требования (часто случается так, что приносят документ со словами «надо ознакомиться и подписать» и все подписывают, порой, не вникая в подробности).

4) Несоблюдение сроков хранения документов.

Дополнительно довести до сведения ответственных лиц требования по срокам хранения документации и провести проверку знаний. На документах сделать пометку о сроках хранения.

Далее рассмотрим действия по улучшению процесса:

1) Проблемы квалификации.

Обеспечить регулярное участие сотрудников отдела метрологии в конференциях и форумах, связанных с профессиональной деятельностью.

Рассмотреть возможность организации обмена опытом с метрологическими отделами и службами других организаций.

2) Проблема оснащения рабочего места.

Обеспечить применение метода 5S к организации рабочих мест в отделе метрологии.

3) Несвоевременное составление графиков поверки и калибровки. Несвоевременное и неверное внесение в них изменений.

4) Несоблюдение сроков хранения документов.

Для улучшения процесса посредством нейтрализации проблем 3 и 4 можно предложить внедрение информационных технологий, которые обеспечили бы автоматизированное составление графиков поверки и калибровки СИ на основе базы данных средств измерений предприятия. Это программное обеспечение также могло бы оповещать метрологическую службу и структурные подразделения, использующие СИ и необходимости предоставления их на поверку или калибровку.

Данное программное обеспечение ООО ВТКХ мог бы создать самостоятельно на основе MS Access. Это программный продукт поддерживает создание баз данных и всевозможную работу с ними,

позволяет программировать приложения для работы с базой данных и генерировать различные, настраиваемые отчеты.

Рекомендовать же ИПИ-технологии для внедрения в целом на предприятии в данном случае нецелесообразно, так как для их внедрения необходимо провести всесторонний анализ деятельности предприятия, сетевой инфраструктуры, имеющегося программного обеспечения и т.д.

Также стоит отметить слишком большую стоимость самого программного продукта и значительные сопутствующие затраты (до 10 млн. р., возможно и более). А стоимость разработки программного обеспечения на основе MS Access (бесплатный аналог Libre Office Base) невелика, и сможет эффективно решать поставленные задачи.

Библиографический список

1. Волкова С.В., Губарев А.В., Чаплыгина Я.М. Совершенствование процесса метрологической экспертизы технической документации // Качество продукции: контроль, управление, повышение, планирование. Сборник научных трудов 5-й Международной молодежной научно-практической конференции. 2018. С. 152-156.
2. Ядвиго В.В., Губарев А.В. Анализ деятельности ООО «МГК «Световые технологии» в области метрологического обеспечения // Современные технологии в науке и образовании - СТНО-2020. Сборник трудов III Международного научно-технического форума: в 10 т. Рязань, 2020. С. 45-47.

УДК 65.011.46

АНАЛИЗ ПРОЦЕССА «УПРАВЛЕНИЕ СРЕДСТВАМИ ИЗМЕРЕНИЙ» НА СООТВЕТСТВИЕ ПРИНЦИПАМ Э. ДЕМИНГА

А.В. Губарев, С.В. Губарева, Я.М. Чаплыгина

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

Проанализирован процесс управления средствами измерений на ООО ВТКХ на соответствие принципам Э. Деминга. Выявлены направления деятельности, которые позволят усовершенствовать рассматриваемый процесс.

Ключевые слова: *принципы Деминга, совершенствование, улучшение, управление, средства измерения.*

ANALYSIS OF THE PROCESS "MANAGEMENT OF MEASURING INSTRUMENTS" FOR COMPLIANCE WITH THE PRINCIPLES OF E. DEMING

A.V. Gubarev, S.V. Gubareva, Y.M. Chaplygina
Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The process of measuring instruments management at VTKH LLC is analyzed for compliance with the principles of E. Deming. Identified areas of activity that will improve the process under consideration.

Key words: *Deming principles, improvement, improvement, management, measurement tools.*

Процесс управления средствами измерений является неотъемлемой частью управления предприятием. Проанализируем данный процесс на ООО ВТКХ на соответствие принципам Э. Деминга.

1) Сделать постоянной целью улучшение качества продукции и услуг.

Рассматриваемый процесс через запланированные интервалы времени (не реже раза в год) следует анализировать на предмет возможности его улучшения, также необходимо проводить мониторинг и измерение результатов процессов поверки и калибровки средств измерений. Необходимо четкое понимание руководством того факта, что любой процесс, в том числе и управления средствами измерений можно постоянно улучшать.

2) Принять новую философию.

В рамках данного принципа должно осуществляться постоянное улучшение процесса управления средствами измерений. Улучшения отражаются во внесенных в стандарт изменениях, либо в выпуске его новой, переработанной редакции. На ООО ВТКХ в данный момент действует стандарт, в котором содержатся обновленные требования к этапам процесса и документированию его результатов, которые в значительной степени улучшили качество процесса.

3) Прекратить зависимость от инспекций.

Должна вестись работа по повышению культуры производства и ответственности персонала, составляющего графики поверки и калибровки, с целью исключения необходимости их перепроверки. Это также касается составления выписок из графиков калибровки.

С другой стороны процесс требует 100% проведения поверки и калибровки соответствующих средств измерений. И в данном случае подобные проверки неизбежны, так как, в частности, поверка является требованием законодательства.

Также целесообразно реализовать внедрение информационных технологий, которые обеспечили бы автоматизированное составление графиков поверки и калибровки СИ на основе базы данных средств измерений предприятия. Это программное обеспечение также могло бы

оповещать метрологическую службу и структурные подразделения, использующие СИ о необходимости предоставления их на поверку или калибровку.

4) Прекратить практику заключения контрактов на основе низких цен.

В нашем случае данный принцип следует реализовать следующим образом. В случаях, когда на средствах измерений обнаружены внешние или внутренние повреждения, либо имеются сомнения в их функциональных качествах, то СИ передаются в ремонт. ООО ВТКХ должен иметь список ремонтных организаций, которые прошли проверку временем и были проанализированы и оценены. Также закупка новых СИ должна проводиться у проверенных поставщиков, как того требует ГОСТ Р ИСО 9001-2015.

5) Постоянно улучшать систему.

Анализировать процесс через запланированные интервалы времени на предмет его улучшения недостаточно. Необходимо постоянно вести его мониторинг и собирать информацию, способствующую его улучшению (например, предложения персонала предприятия).

6) Обучать на рабочем месте.

Подготовка новых сотрудников к таким видам работ как составление графиков поверки и калибровки, самому процессу калибровки, анализу результативности процесса должна проводиться непосредственно на рабочих местах. При этом не следует отказываться и от программ повышения квалификации, так как они являются важной составляющей процесса обучения.

7) Учредить лидерство.

Отдел метрологии возглавляет главный метролог. Он, как руководитель, несет ответственность за работу по поверке и калибровке средств измерений и координирует деятельность сотрудников отдела. Также он должен принимать непосредственное участие в решении проблем, возникающих в процессе управления средствами измерений, оказывать помощь метрологам, наравне со всеми сотрудниками работать над улучшением деятельности структурного подразделения и анализируемого процесса.

8) Искоренить страх.

Сотрудники отдела метрологии не должны бояться перемен в их работе, руководство отдела и предприятия должно объяснить суть возможных изменений, их пользу для всех сотрудников и распределить роли по их внедрению. Необходимо создать такую атмосферу в коллективе, чтобы о возникающих проблемах сотрудники не боялись докладывать руководителю.

9) Устранить барьеры.

В связи со спецификой своей работы отдел метрологии сотрудничает со многими структурными подразделениями в организации. Следует проводить работу по налаживанию тесного взаимодействия с отделами предприятия, особенно в части своевременного предоставления средств измерений на поверку и калибровку. Ведь в конечном итоге все заинтересованы в качестве

метрологического обеспечения предприятия. Также для улучшения взаимодействия следует оценивать удовлетворенность других подразделений метрологическим обеспечением и стремиться непрерывно его совершенствовать.

10) Избегать пустых лозунгов.

В современном мире ни один лозунг сам собой не улучшил деятельность предприятия или отдельно взятого структурного подразделения. Отдел метрологии в этом плане не исключение. Недопустимо использование пустых лозунгов, направленных на повышение качества. Целесообразно размещать рекомендации по проведению процессов поверки и калибровки СИ. В отделе метрологии возможно размещение лозунги относительно техники безопасности, но с конкретными указаниями по ее соблюдению.

11) Исключить цифровые квоты для управления работой.

Работы по поверке и калибровке средств измерений должны выполняться строго по графику, поэтому установка цифровых квот невозможна в принципе.

12) Дать возможность гордиться принадлежностью к компании.

Сотрудники ООО ВТКХ достойны того, чтобы гордиться своей работой. Непосредственно работники отдела метрологии обеспечивают всё предприятие пригодными для эксплуатации средствами измерений и во многом, благодаря именно им, обеспечивается высокое качество продукции.

13) Поощрять образование и самосовершенствование.

Необходимо содействовать желанию сотрудников отдела метрологии, также как и других структурных подразделений организации в прохождении курсов повышения квалификации. Высшему руководству следует всегда поощрять подобную инициативу. Работников, которые стремятся совершенствоваться и повышать свой уровень знаний следует поощрять и рассматривать как кандидатов на повышение в должности.

14) Вовлечь каждого в работу по преобразованию компании

Руководству следует обеспечивать, чтобы каждый работник ООО ВТКХ был по-своему вовлечен в работу по преобразованию организации. В каждом структурном подразделении должны проводиться исследования на предмет усовершенствования процессов. Сотрудникам отдела метрологии во главе с главным метрологом следует периодически проводить анализ своей деятельности, тем самым находя пути повышения качества процесса управления средствами измерений.

Библиографический список

1. Волкова С.В., Губарев А.В. Реализация 14 принципов Э. Деминга в трубной промышленности // NovaInfo.Ru. 2017. № 59-1. С. 138-144.

ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ МЕДИЦИНСКОЙ ГЕНЕТИКИ ДЛЯ ПРОФИЛАКТИКИ ГЕННЫХ БОЛЕЗНЕЙ ЧЕЛОВЕКА

А.С. Пашаева, О.А. Морункова, М.А. Сидорова

Пензенский государственный технологический университет, г. Пенза

В данной статье рассматриваются основные существующие этапы и методы развития медицинской генетики для профилактики генных болезней человека. Кратко описываются методы, применимые для своевременного выявления генетических заболеваний, их особенности и процессы проведения исследования.

Ключевые слова: генетика, медицина, ДНК, этап, болезнь, метод.

FEATURES OF APPLICATION OF MODERN METHODS OF MEDICAL GENETICS FOR THE PREVENTION OF HUMAN GENETIC DISEASES

A. S. Pashaeva, O. A. Morunkova, M.A. Sidorova

Penza state technological University, Penza

This article examines the main existing stages and methods of the development of medical genetics for the prevention of human genetic diseases. The methods applicable for the timely detection of genetic diseases, their features and research processes are briefly described.

Key words: genetics, medicine, DNA, stage, disease, method.

Изучению медицинской генетики человека в последнее время отводится большое внимание. На сегодняшний день наблюдается четкая тенденция к росту генетических болезней. Вероятность внутриутробных пороков развития плода и наследственных заболеваний не снижается. Изучение риска возникновения генетических отклонений у новорожденных детей вызывает несомненный интерес. На основе указанной информации можно сделать вывод об актуальности темы статьи [1].

Целью статьи является описание и краткий анализ методов медицинской генетики, применяющихся для своевременного определения генных болезней человека.

Следует дать краткое описание указанных методов. Первым этапом диагностики является медико-генетическое консультирование. Этот метод подразумевает процесс предоставления информации о генетических состояниях, диагностическом тестировании и рисках другим членам семьи в рамках особого консультирования. Главная задача медико-генетических консультантов - специализация на оценке возможного семейного риска и консультировании пациентов по поводу генетических нарушений. Основной целью педиатрического консультирования является попытка объяснить

генетическую составляющую проблем развития ребенка в сострадательной манере, позволяющей потенциально обеспокоенным или расстроенным родителям получить и понять информацию в наиболее доступной форме. Родословная изображается в виде «дерева» и имеет несколько уровней иерархии по поколениям. Квадратиками в таких «родословных» всегда обозначаются лица мужского пола, кружочками — лица женского пола. В каком-то поколении возникает один больной член семьи, выясняется, что его болезнь может наследоваться. Выделяется генетическая компонента, которую можно вычлениить, расписать, с ней медицинская генетика уже может начинать работать [2].

На втором этапе диагностики применяется метод пренатальной или дородовой диагностики наследственных и врожденных болезней. Это общая быстроразвивающаяся область медицины, целью которой является обнаружение отклонений в развитии плода, диагностика хромосомных и моногенных болезней. Благодаря данной методике можно в кратчайшие сроки узнать все о состоянии ребенка. Существует два метода проведения пренатальной диагностики: неинвазивный и инвазивный. О каждом из методов следует рассказать подробнее.

Метод инвазивной диагностики предоставляет более точную генетическую информацию, в отличие от неинвазивной. С помощью инвазивной диагностики возможно получение и дальнейшее исследование клеток или ткани у плода. Забор материала через брюшную стенку проходит под контролем ультразвука. Инвазивные внутриматочные вмешательства применяются также для выявления хромосомных аномалий. С этой целью проводятся без исключения все виды инвазивных процедур.

На основании рекомендаций по проведению пренатального скрининга было разработано «дерево решений» при диагностике хромосомных аномалий в I триместре беременности (рисунок 1).

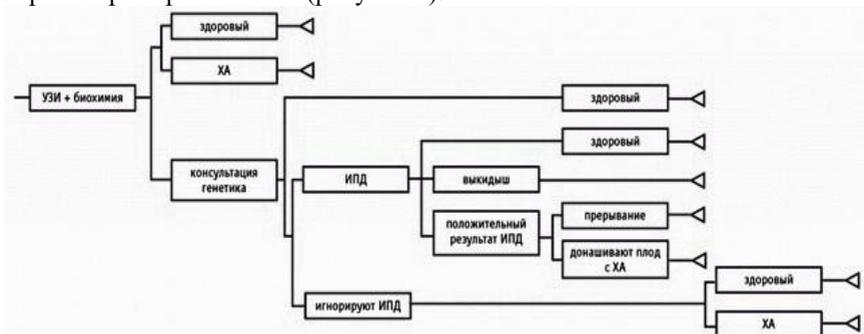


Рис. 1 – Структурная схема «Дерево решений» при диагностике хромосомных аномалий плода.

ИПД - инвазивная пренатальная диагностика, УЗИ - ультразвуковое исследование, ХА - хромосомная аномалия

В других случаях, во время протекания беременности женщинам обязательно нужно пройти иной метод, такой как неинвазивная диагностика. Неинвазивный метод диагностики генетических заболеваний можно считать альтернативой инвазивному. Он не несёт в себе никаких рисков. Если в инвазивном необходима клетка или ткань плода, то в неинвазивном берут кровь только у матери, затем, с помощью современных методов генетического анализа, в ней исследуют ДНК плода. Суть этого метода заключается в анализе фрагментов ДНК плода, которые присутствуют в крови матери. После выявления этих фрагментов производится их полный анализ, где с помощью метода секвенирования устанавливается последовательность нуклеотидов в молекуле ДНК плода.

Еще одним методом в неинвазивной пренатальной диагностике является метод проведения ультразвуковой диагностики, которое носит название «трансабдоминальное исследование».

Таким образом, выбор оптимального метода пренатальной диагностика дает возможность обнаружить нарушения в развитии плода без риска прерывания беременности и принять правильное решение [4].

Метод массового скрининга - это метод последнего, третьего этапа развития медицинской генетики для профилактики генных болезней человека. Этот этап подразумевает обнаружение наследственных болезней, путем проведения массового обследования определенных детских контингентов, в первую очередь новорожденных, независимо от пола и состояния здоровья. Массовый скрининг предназначен для выявления заболеваний у детей в период, когда становятся заметны только лишь симптомы болезни [3].

Таким образом, указанные методы являются «золотым стандартом» современного этапа развития медицинской диагностики. Дальнейшее их развитие позволит продолжить изучение наследственных заболеваний и уменьшить риск их возникновения.

Библиографический список

1. Орехова. В.А., Лажковская Т.А., Шейбак М.П. Медицинская генетика. - 3-е изд. – Минск -1999. – С. 67.
2. Основные направления генетики. [Электронный ресурс] 2020 г.
URL: <https://www.colta.ru/articles/specials/12763-chem-zanimayutsya-genetiki> (дата обращения 02.10.2020 г.)
3. Этапы развития медицинской генетики [Электронный ресурс] 2016 г.
URL: <https://lektisia.com/2xас70.html> (дата обращения 02.10.2020 г.)
4. Клиническая и экономическая эффективность методов пренатальной диагностики хромосомных аномалий [Электронный ресурс] 2020 г.
URL: <https://klinicheskaya-i-ekonomicheskaya-effektivnost-metodov-prenatalnoy-diagnostiki> (дата обращения 02.10.2020 г.)

УДК 368.026.1

МЕТОД ДАКТИЛОСКОПИИ КАК СПОСОБ ИДЕНТИФИКАЦИИ НОМЕРА ОБЯЗАТЕЛЬНОГО МЕДИЦИНСКОГО СТРАХОВАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

К.С. Кузнецова, М.А. Сидорова

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет»,
г. Пенза

Представлена идея введения в лечебно – профилактических учреждениях метода дактилоскопии, в качестве способа опознания номера обязательного медицинского страхования человека, с целью упрощения идентификации пациента.

Ключевые слова: полис обязательного медицинского страхования, медицинская помощь, дактилоскопия, папиллярный узор.

FINGERPRINTING METHOD AS A WAY TO IDENTIFY A PERSON'S COMPULSORY HEALTH INSURANCE NUMBER

K. Kuznetsova, M. Sidorova

Penza state technological University, Penza

The article presents the idea of introducing the method of fingerprinting in medical institutions as a way to identify the number of mandatory medical insurance of a person, in order to simplify the identification of the patient.

Key words: compulsory medical insurance policy, medical care, fingerprinting, papillary pattern.

Правительство Российской Федерации планировало объявить 2020 год годом всероссийской диспансеризации [1]. В период проведения массовой диспансеризации населения можно выявить патологии здоровья на начальных стадиях, тем самым снизить нагрузку на здравоохранение в плане проведения дорогостоящих хирургических операций и длительного лечения в условиях стационара. В ряде случаев достаточно применения лишь профилактических мероприятий.

Однако не только для профилактики состояния здоровья, но и для лечения человеку нужно обратиться в лечебно-профилактическое учреждение (ЛПУ). В то же время, не всегда у людей, нуждающихся в оказании медицинской помощи, при себе имеются необходимые документы (полис обязательного медицинского страхования и паспорт).

Практическим решением данной проблемы, по мнению авторов статьи, является введение в ЛПУ метода **дактилоскопии** — способа опознания (идентификации) человека по следам пальцев рук (в том числе ладоней), основанный на неповторимости рисунка кожи [2].

Абсолютно каждый человек, посещавший медицинское учреждение, числится в медицинской базе данных. В эту базу можно прикрепить не только историю болезни, но и личную информацию о человеке. В медицинскую базу данных можно добавить полис обязательного медицинского страхования (ОМС) и, в качестве идентификатора, использовать отпечаток пальца больного. Определить номер обязательного медицинского страхования можно будет в регистратуре или на специальном электронном устройстве (планшете с базой данных) в скорой помощи.

Папиллярный «узор», который представляет собой разветвления, линии и бороздки на поверхности пальцев каждого человека является уникальным. Такой «узор» необходим для идентификации личности его владельца. Папиллярными «узорами» активно пользуются органы правопорядка для установления личностей как преступников, так и их жертв, но не только в подобных случаях можно использовать пальцевые «узоры». В настоящее время существуют алгоритмы, которые считывают определенные точки на полученных отпечатках пальцев (рисунок 1). К ним относятся как одиночные точки, так и линии разветвления и линии начала и конца дактилоскопического «узора», а также контуры отпечатка пальца. При сканировании пальцевого отпечатка анализируется информация о положении замкнутых линий папиллярного «узора», то есть об особенностях его конфигурации. Информация о полученном изображении дактилоскопического «узора» сохраняется в виде уникального кода. Коды отпечатков пальцев хранятся в специализированной базе данных, используемой для поиска пациента и распознавания его номера ОМС. Время, затрачиваемое устройством для перевода изображения отпечатка пальца в код и его идентификация, зависит от размера базы, но обычно не превышает одной секунды [3].



Рис. 1 – Папиллярный узор: 1 – верхний поток; 2 – нижний поток; 3 – внутренний узор или третий поток; 4 – дельта узора

Для получения сведений по отпечаткам пальцев необходимо в ЛПУ внедрить специализированные сканеры. Наиболее совершенную технологию идентификации по отпечаткам пальцев, по мнению авторов статьи, реализуют **оптические сканеры**. По сравнению с прокатными и емкостными сканерами, данный тип сканеров является долговечным и, как следствие, экономичным. Он отличается также удобством и простой использования, а изображение отпечатков характеризуется высоким качеством, что является

несомненным плюсом при идентификации пациентов ЛПУ. Оптические сканеры также отвечают такому важному аспекту в медицине, как стерильность (они являются совершенно безопасными в антибактериальном отношении) [4].

Сравним существующие современные способы идентификации пациентов (таблица 1).

Таблица 1 – Сравнение способов идентификации пациентов ЛПУ

Критерий сравнения	Способы идентификации			
	Полис ОМС	ЭПОМС	Паспорт	Дактилоскопия
Информативность	Да	Да	Да	Да
Постоянное наличие у человека (пациента)	Нет	Нет	Нет	Да
Скорость идентификации	≈ 60 с	≈ 60 с	≈ 60 с	≈ 1 с

Из таблицы 1 видно, что метод дактилоскопии, как способ идентификации пациентов ЛПУ, имеет преимущество перед существующими аналогами. Недостатком метода является то, что папиллярный узор отпечатков пальцев иногда считается неправильно: при большой жирности рук или в случае их загрязнения. Однако эту проблему можно решить медицинской обработкой пальцев рук пациентов.

Для реализации метода дактилоскопии необходимо наличие во всех лечебно-профилактических учреждениях клиентской базы данных. В настоящее время многие ЛПУ страны обеспечены новейшими технологиями, что, несомненно, упростит процесс внедрения метода дактилоскопии в эту сферу услуг.

Таким образом, метод электронной дактилоскопии значительно сократит время идентификации пациента, упростит запись на прием к врачу, а также в случае, когда человеку понадобится скорая медицинская помощь, не будет необходимости предъявлять какие-либо документы для ее получения.

Библиографический список

1. Ваши права на 2020 год: главные нововведения для пациентов в системе ОМС// Seldon News [Электронный ресурс]. URL:<https://news.myseldon.com/ru/news/index/221433124> (Дата обращения: 20.10.2020)
2. Россинская Е.Р. Дактилоскопия// Большая российская энциклопедия [Электронный ресурс]. URL:<https://bigenc.ru/law/text/2627877> (Дата обращения: 20.10.2020)
3. Современные биометрические методы идентификации// Хабр [Электронный ресурс]. URL:<https://habr.com/ru/post/126144/> (Дата обращения: 20.10.2020)
4. Идентификация по отпечаткам пальцев// Biolink [Электронный ресурс]. URL:<https://www.biolink.ru/technology/fingerprint.php> (Дата обращения: 01.11.2020)

ПРИМЕНЕНИЕ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА В МЕДИЦИНСКИХ ОРГАНИЗАЦИЯХ

А.А. Зубакина

ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н. Г. Чернышевского», г. Саратов

Рассмотрены аспекты применения контроля качества в медицинских организациях, преимущества и проблемы. Приведен пример внедрения системы контроля качества в центрах восстановительного лечения

Ключевые слова: медицинская организация, контроль качества, центр реабилитации, оценка результата.

THE APPLICATION OF QUALITY CONTROL IN HEALTH CARE ORGANIZATIONS

A.A. Zubakina

Saratov State University, Saratov

The aspects of quality control application in medical organizations, advantages and problems are considered. An example of implementing a quality control system in rehabilitation centers is given.

Keywords: medical organization, quality control, rehabilitation center, evaluation of the result.

В настоящее время регулирование деятельности организации и контроль качества медицинской деятельности регламентируется совокупностью системы имеющихся федеральных законов и подзаконных нормативно-правовых актов. Нынешняя система законов предъявляет требования к медицинским организациям, но, несмотря на это, она содержит ряд проблем, как по контролю качества, так и оказанию медицинской помощи в целом [1].

Можно выделить такие проблемы как

1. Нецелесообразное пользование ресурсами трудовыми и материальными.
2. Малоэффективное применение высокотехнологического оборудования.
3. Отсутствие результативного внутреннего контроля качества.
4. Хаотичность в процессе управления качеством.

Важной задачей сейчас является изучение проблемных позиций и их устранение. Именно поэтому нужно контролировать качество в медицинской организации [2]. Сильнее всего контроль качества влияет, конечно же, на врачей, так как они являются центром всей работы медицинской организации в целом. А также именно на персонале лежит ответственность за жизнь и здоровье. Поэтому качество здесь играет основополагающую роль. Оно выстраивает систему работы, единые принципы и правила, понятные и

прозрачные для всех сотрудников. Эти принципы будут продиктованы особенностями конкретного учреждения.

В качестве примеров внедрения можно привести статью Кузнецовой Т. Л. и Тупкиной Е. В. "Опыт организации контроля качества восстановительного лечения в КГБУЗ «Клинический центр восстановительной медицины и реабилитации»".

Сейчас в некоторых медицинских организациях внедрена система контроля результата реабилитации, задачами которой являются:

1. Оценка качества восстановления по параметрам результатов лечения и соотношение ожиданий и фактов.
2. Оценка объема выполняемых действий для улучшения лечебных технологий, совершенствование потоков пациентов и нагрузки.
3. Выявление проблем в видах работ, которые нуждаются в дополнительном развитии.

С введением системы контроля результатов восстановительного лечения стало видно не только достижения, но и трудности, которые в дальнейшем нужно исправлять.

Оценка достигнутого результата, стала более ясной и логичной, так как приобрела количественный характер. Определилась необходимость уточнения реабилитационного прогноза врачом-специалистом, выбора им ведущих компонентов

Четко выявились наиболее эффективные лечебные схемы, количественно охарактеризована пропускная способность реабилитационных подразделений и уровень возможной интенсификации труда. Стала более оперативной технология анализа эффективности «классических» реабилитационных схем и многокомпонентных комплексов с включением автоматизированных методов лечения.

У каждого врача появилась возможность соотнести объемы назначаемого лечения, творческий подход к своей работе с конечными результатами, опираясь на конкретные цифры.

Наконец, последнее по порядку, но не по значимости: стало обязательным правилом соотносить врачебное суждение о состоянии здоровья больного с ощущениями самого пациента – того объекта, ради которого, собственно, все и работает в медицине [3].

Теперь рассмотрим возможные варианты действий, способствующих совершенствованию контроля качества. Во-первых, можно активно использовать количественные методы, такие как 7 инструментов контроля качества, а также широкий набор других средств и методов управления качеством. К регуляторному механизму, позволяющему проводить постоянный контроль качества, а также совершенствовать объект по итогам контроля с помощью предупреждающих мероприятий, можно отнести действующую систему менеджмента качества. Для медицинского учреждения и для медицинского вуза она будет иметь свои особенности [4].

Для формирования набора предупреждающих действий, предотвращающих возможные негативные ситуации в деятельности рассматриваемых организаций, можно применить методы анализа рисков, в частности, достаточно простой в применении FMEA-анализ [5]. Также для последующего повышения эффективности работы медицинского учреждения в целом можно применить инструменты и методы бережливого производства [6].

Таким образом, проделанный анализ, связанный с изучением применимости контроля качества в медицинских организациях, показал эффективность данной системы действий, а также в результате данного контроля появились предпосылки для улучшения работы медицинских организаций. Существует большой набор инструментов для совершенствования как самого контроля качества, так и контролируемой организации с целью повышения качества исследуемого объекта.

Библиографический список

1. Быковская Т.Ю., Ерошенко А.Ю., Мартиросов В.Ю., Яковенко Е.П. Проблемные вопросы регулирования организации и контроля качества медицинской деятельности (экспертизы качества медицинской помощи) // Менеджмент качества в медицине. №1. 2018. С. 24-28.
2. Сергеева Н.М. Процедура внедрения системы менеджмента качества в деятельность медицинской организации // Карельский научный журнал. Т. 6. № 3(20). 2017. С. 134-136.
3. Кузнецова Т.Л. Тупикина Е.В. Опыт организации контроля качества восстановительного лечения в КГБУЗ "Клинический центр восстановительной медицины и реабилитации" // Здравоохранение дальнего востока. № 2 (56). 2013. С. 29-32.
4. Бугаева И.О., Клоктунова Н.А., Соловьева В.А., Магомедова М.С. Особенности функционирования системы менеджмента качества в Саратовском государственном медицинском университете имени В. И. Разумовского // Саратовский научно-медицинский журнал. 2015. Т. 11. № 4. С. 597-600.
5. Табакова И.В., Винокурова С.А. Применение FMEA-анализа для реализации риск-ориентированного мышления // Нано- и биомедицинские технологии. Управление качеством. Проблемы и перспективы. Сборник научных статей. Саратов: СГУ, 2018. С. 178-183.
6. Винокурова С.А., Рылькова С.В. Устранение производственных потерь с помощью инструментов бережливого производства // Нано- и биомедицинские технологии. Управление качеством. Проблемы и перспективы. Сборник научных статей. Саратов: СГУ, 2019. С. 37-44.

ОБЗОР ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ДЕСКРИПТОРОВ ПРИЗНАКОВ ДЛЯ АНАЛИЗА ВЫРАЖЕНИЙ ЛИЦА

В.А. Саблина, Н.В. Яковлев

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

Рассмотрена задача анализа выражений лица методами технического зрения. Представлен обзор современных пространственно-временных дескрипторов признаков, используемых в этой области.

Ключевые слова: анализ выражений лица, пространственно-временные дескрипторы признаков, 3D гистограммы ориентированных градиентов (3DHOG), локальные бинарные шаблоны по трем ортогональным плоскостям (LBP-TOP), гистограммы ориентированного оптического потока (HOOF).

A REVIEW ON SPATIO-TEMPORAL FEATURE DESCRIPTORS FOR THE FACIAL EXPRESSIONS ANALYSIS

V.A. Sablina, N.V. Yakovlev

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

The task of the facial expressions analysis by the computer vision methods is considered. The review of the modern spatio-temporal feature descriptors used in this field is represented.

Key words: facial expression analysis, spatio-temporal feature descriptors, 3D histograms of oriented gradients (3DHOG), local binary patterns from three orthogonal planes (LBP-TOP), histograms of oriented optical flow (HOOF).

Анализ выражений лица как направление технического зрения имеет множество приложений в различных областях. В последнее время интерес исследователей обратился также к микровыражениям, то есть непроизвольным выражениям лица, длящимся менее половины секунды. Исследования подобных выражений могут давать информацию о скрытых эмоциях человека, так как проявляются независимо от его желания. На современном этапе развития науки и техники появилась возможность анализа микровыражений лица с помощью математических методов технического зрения. Ранее проявления микровыражений исследовались преимущественно с точки зрения психологии [1].

Для автоматического обнаружения и распознавания выражения (микровыражения) лица необходимо анализировать последовательность кадров с изображениями лица человека. Требуется выявлять изменения, происходящие от кадра к кадру. С математической точки зрения анализируемый видеоряд можно рассматривать как трехмерный массив

интенсивностей пикселей изображений, содержащий числовые значения. Соответственно для описания характерных особенностей (признаков), обнаруживаемых в нем, используются дескрипторы, позволяющие учитывать факт, что исходные данные являются трехмерными. Поэтому для такой цели наиболее подходят пространственно-временные дескрипторы признаков [2].

Наиболее известными пространственно-временными дескрипторами, которые могут использоваться, в том числе, для анализа микровыражений лица, являются 3D гистограммы ориентированных градиентов (3DHOG) [3], локальные бинарные шаблоны по трем ортогональным плоскостям (LBP-TOP) [4] и гистограммы ориентированного оптического потока (HOOF) [5]. Также набирают популярность признаки, полученные на основе методов глубокого обучения, но их использование пока затруднительно ввиду отсутствия достаточного количества наборов данных для исследований микровыражений лица.

3DHOG. В двумерной версии дескриптора HOG используются абсолютная величина и ориентация градиента для каждого пикселя. В трехмерной версии частные производные вычисляются вдоль трех осей x , y и t . Затем они рассматриваются попарно и описывают форму поверхности, движение по вертикали и движение по горизонтали от кадра к кадру. На основе таких пар рассчитываются гистограммы ориентаций градиентов. В конечном счете, столбцы гистограмм всех трех типов объединяются вместе, выполняется нормализация, и получается вектор признаков из 32 столбцов гистограмм для каждого кадра, описывающий движение между кадрами. Таким образом, можно выявить, какие микродвижения лица производились, например, нейтральное выражений (отсутствие движений) или поднятие бровей в случае анализа куба интенсивностей пикселей, расположенного между глазами [3].

LBP-TOP. Этот дескриптор также разработан на основе двумерной версии, называющейся локальные бинарные шаблоны LBP. Модификация заключается в том, что для трехмерного случая рассматриваются три ортогональные плоскости TOP: XU , XT и YT . В каждой из этих трех плоскостей вокруг рассматриваемого в пространстве пикселя строится эллипс, на котором распределяются точки, используемые для вычисления дескриптора. В частном случае вместо эллипсов можно взять окружности. Эллипсы выбирают, чтобы учесть различия в скоростях изменения текстуры в пространстве и во времени. В каждой плоскости рассчитываются гистограммы аналогично двумерному случаю, затем три гистограммы объединяются для получения единого вектора признаков, обеспечивающего глобальное описание и пространственных, и временных признаков. Полученный дескриптор относится к текстурным дескрипторам, в трехмерном случае рассматривается динамическая текстура. Внимание к текстурным дескрипторам в области анализа выражений лица возросло ввиду их устойчивости к изменениям позы и освещенности [4].

HOOF. Дескриптор HOOF предложен для распознавания человеческих движений. В основе его создания лежит идея оптического потока. Однако вместо самого оптического потока предлагается использовать распределение оптического потока. Выбор такого подхода обоснован необходимостью обеспечить инвариантность к масштабу и направлению движения. Для каждого кадра сначала вычисляется оптический поток. На его основе рассчитывается гистограмма для ориентаций векторов оптического потока, причем зеркальные относительно вертикальной оси направления рассматриваются одинаково, чтобы не делать различий между движениями влево и вправо. Далее рассматриваются временные серии гистограмм последовательных кадров для распознавания движений. Впоследствии были разработаны также другие разновидности на основе изначального дескриптора HOOF, более подходящие для анализа микровыражений лица. Это потребовалось, так как было показано, что микровыражения больше проявляются изменениями во времени, чем в пространстве. Этот факт был учтен в модификациях дескриптора HOOF [5].

Сравнительный анализ количества публикаций в мире, посвященных распознаванию микровыражений на основе дескрипторов признаков различных типов, показывает следующие результаты. Публикации появились в основном в последние десять лет. Рассматривались различные типы дескрипторов признаков. В настоящее время меньше внимания уделяется дескриптору признаков 3DHOG, больше интереса проявляется к дескрипторам LBP-TOP и HOOF.

В целом можно сделать вывод о том, что направление анализа микровыражений лица стремительно развивается. Также возрастает интерес к разработке и применению пространственно-временных дескрипторов признаков, позволяющих распознавать микродвижения лица человека. Далее предполагается провести экспериментальные исследования практических реализаций рассмотренных дескрипторов и сравнить результаты их работы на наборах данных изображений, содержащих микровыражения.

Библиографический список

1. Пол Экман, Психология лжи, 4-е издание, СПб: Питер, 2016. – 304 с.
2. A. K. Davison, M. H. Yap, N. Costen, K. Tan, C. Lansley, and D. Leightley, “Micro-facial movements: An investigation on spatio-temporal descriptors,” in Computer Vision-ECCV 2014 Workshops. Springer, 2014, pp. 111–123.
3. S. Polikovsky, Y. Kameda, and Y. Ohta, “Facial micro-expressions recognition using high speed camera and 3d-gradient descriptor,” in Crime Detection and Prevention (ICDP 2009), 3rd International Conference on. IET, 2009, pp. 1–6.
4. G. Zhao and M. Pietikainen, “Dynamic texture recognition using local binary patterns with an application to facial expressions,” Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, vol. 29, no. 6, pp. 915–928, 2007.

5. R. Chaudhry, A. Ravichandran, G. Hager and R. Vidal, "Histograms of oriented optical flow and Binet-Cauchy kernels on nonlinear dynamical systems for the recognition of human actions," *2009 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Miami, FL, 2009, pp. 1932-1939.

УДК 621.355.1– 369.223.256

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БЕСПРОВОДНОГО СПОСОБА ЗАРЯДКИ АККУМУЛЯТОРОВ В УСТРОЙСТВАХ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

С.В. Саракуца, Н.А. Сержантова

Научный руководитель: д.т.н., профессор Л.Ю. Кривоногов
Пензенский Государственный Технологический Университет, г.Пенза

В статье обоснована актуальность использования беспроводного способа зарядки аккумуляторов для электронных устройств медицинского назначения.

Ключевые слова: беспроводное зарядное устройство, бионический протез, аккумулятор, электронные устройства медицинского назначения.

USING WIRELESS BATTERY CHARGING IN MEDICAL DEVICES

S.V. Sarakutsa, N.A. Serzhantova

Penza State Technological University, Penza

The article substantiates the relevance of using a wireless method of charging batteries for medical electronic devices.

Keywords: wireless charger, bionic prosthesis, accumulator, medical electronic devices.

Использование аккумуляторов, как источников энергии для устройств, не ограниченных в перемещении уже давно вошло в повседневную жизнь человека. В настоящее время технологии достигли такого уровня, что заряд аккумулятора, при активном использовании устройства по назначению, может сохраняться на протяжении трех и более суток. Конкретное время разрядки аккумулятора зависит от потребления устройства и ёмкости аккумулятора, но все устройства с внутренним аккумулятором объединяет одна проблема – необходимость зарядки аккумуляторов через определенный промежуток времени. Некоторые из них человек может спокойно поставить на зарядку и не испытывать дискомфорта, но существует несколько видов электронных устройств, заряжать которые стационарно означает ограничивать человека в деятельности или передвижениях. К таким устройствам можно отнести бионические протезы нижних конечностей или инвалидные коляски с электронной системой управления. Например, для

зарядки аккумулятора бионического протеза нижних конечностей необходимо снять протез и либо извлечь аккумулятор, либо подключить кабель питания непосредственно к протезу, при наличии соответствующего разъёма. Решением данной проблемы, позволяющим не снимать протез нижних конечностей и заряжать его в ходе бытовой деятельности (работы за компьютером, отдыхом в кресле перед телевизором) является использование беспроводного зарядного устройства на основании принципа электромагнитной индукции.

Принцип работы данных устройств заключается в следующем: при подключении индукционной катушки к блоку питания (БП) в ней, перпендикулярно виткам катушки, возникает магнитное поле с магнитной индукцией (B). Таким образом, если расположить две катушки в радиусе действия магнитного поля и при этом подключить одну из них к источнику питания, то во второй катушке появится напряжение и энергию можно будет передать заряжаемому устройству (ЗУ). Схема принципа передачи энергии при помощи электромагнитной индукции и схема принципа действия беспроводных зарядных устройств представлены на рисунках 1-2 [1].

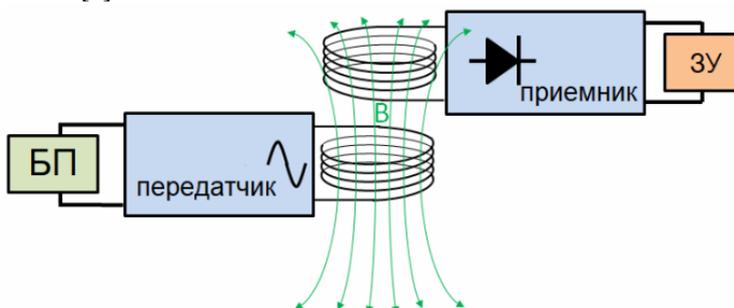


Рис.1 – Схема принципа передачи энергии при помощи электромагнитной индукции

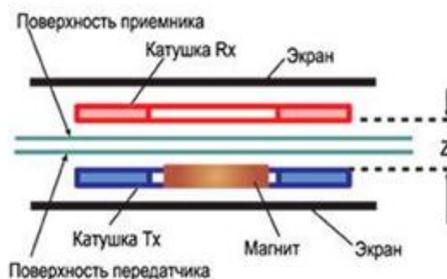


Рис.2 – Схема принципа действия беспроводных зарядных устройств

В настоящее время беспроводные зарядные устройства применяются для зарядки аккумуляторов мобильных телефонов и выполняются в виде контактных панелей, пластин или площадок [2]. В силу своих конструктивных особенностей и влияния магнитных и электрических полей, существующие бесконтактные зарядные устройства, не подходят для заряда аккумуляторов устройств медицинского назначения.

Таким образом, для проектирования эффективных беспроводных зарядных устройств необходимо найти решение для ряда задач, а именно: определить оптимальное место размещения аккумулятора и индукционной катушки (с учётом теплотехнических свойств); определить размер, форму и место расположения площадки зарядного устройства, включающего вторую индукционную катушку; определить оптимальную мощность зарядного устройства необходимую и достаточную для заряда аккумулятора бионического протеза; определить влияние магнитных и электрических полей на аппаратуру протеза.

Такой способ зарядки позволит человеку избавиться от необходимости снимать протез и аккумуляторы с других электронных устройств во время зарядки аккумулятора, что, безусловно, повысит уровень комфорта при эксплуатации.

Библиографический список

1. Принцип работы беспроводных зарядных устройств [Электронный ресурс]. — Электрон, текстовые дан. — URL: <https://protabletpc.ru/accessories/besprovodnoe-zaryadnoe-ustrojstvo.html> (дата обращения 27.10.2020)
2. Технология беспроводной зарядки мобильных устройств [Электронный ресурс]. — Электрон, текстовые дан. — URL: <https://iclubspb.ru/tehnologiya-besprovodnoj-zaryadki-mobilnyh-ustrojstv/> (дата обращения 28.10.2020)

УДК 378.14

О НЕОБХОДИМОСТИ АВТОМАТИЗАЦИИ ПРОЦЕССА РАЗРАБОТКИ РАБОЧИХ ПРОГРАММ ДИСЦИПЛИН

Т.В. Бачина, Ю.М. Евсенкина, А.А. Ерзылева

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

Рассмотрена проблема несоответствия рабочих программ дисциплин требованиям ФГОС ВО. Предложен механизм устранения ошибок при формировании РПД.

Ключевые слова: *рабочие программы дисциплин, функциональная модель, автоматизация процесса.*

ON THE NEED TO AUTOMATE THE PROCESS OF DEVELOPMENT OF WORKING PROGRAMS OF DISCIPLINES

T.V. Bachina, Y.M. Evsenkina, A.A. Erzyleva

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

The problem of non-compliance of working programs of disciplines with the requirements of GEF is considered. A mechanism for eliminating errors in RPD formation is proposed.

Key words: *work programs of disciplines, functional model, process automation.*

Деятельность образовательной организации связана с рядом рисков. Ключевым видом рисков являются риски в образовательной деятельности [1]. Одним из источников такого рода рисков являются нарушения обязательных требований федеральных государственных образовательных стандартов высшего образования, приводящие к лишению государственной аккредитации на право ведения образовательной деятельности. Согласно информации Рособрнадзора [2] среди наиболее часто встречающихся нарушений обязательных требований ФГОС ВО встречаются, в том числе такие выявленные несоответствия как:

- при реализации основной профессиональной образовательной программы высшего образования базовая часть общенаучного цикла, цикл «Практика и научно-исследовательская работа», цикл «итоговая государственная аттестация» не формируют установленные ФГОС ВО компетенции;

- при реализации основной профессиональной образовательной программы высшего образования по дисциплине «Х» не формируется у обучающихся общекультурная компетенция ОК - «Х»;

- организация ежегодно не обновляет необходимый комплект лицензионного программного обеспечения;

- организация ежегодно не обновляет перечни современных профессиональных баз данных (в том числе международных реферативных баз данных научных изданий) и информационных справочных систем, состав которых определяется в рабочих программах дисциплин основной профессиональной образовательной программы высшего образования;

- в организации отсутствуют учебные аудитории для проведения курсового проектирования (выполнения курсовых работ), групповых и индивидуальных консультаций, текущего контроля и промежуточной аттестации, помещения для хранения и профилактического обслуживания учебного оборудования, а также перечень материально-технического обеспечения, необходимого для реализации программы бакалавриата, не включает в себя лаборатории, оснащенные лабораторным оборудованием, в зависимости от степени сложности.

В перечне документов, подтверждающих приведенные выше выявленные

несоответствия, Рособрнадзором практически всегда указываются рабочие программы дисциплин.

Используя методологию IDEF0 была разработана функциональная модель процесса разработки рабочей программы дисциплины, созданная в программной среде Ramus Educational. На рисунке 1 приведен пример диаграммы одного из уровней декомпозиции процесса.

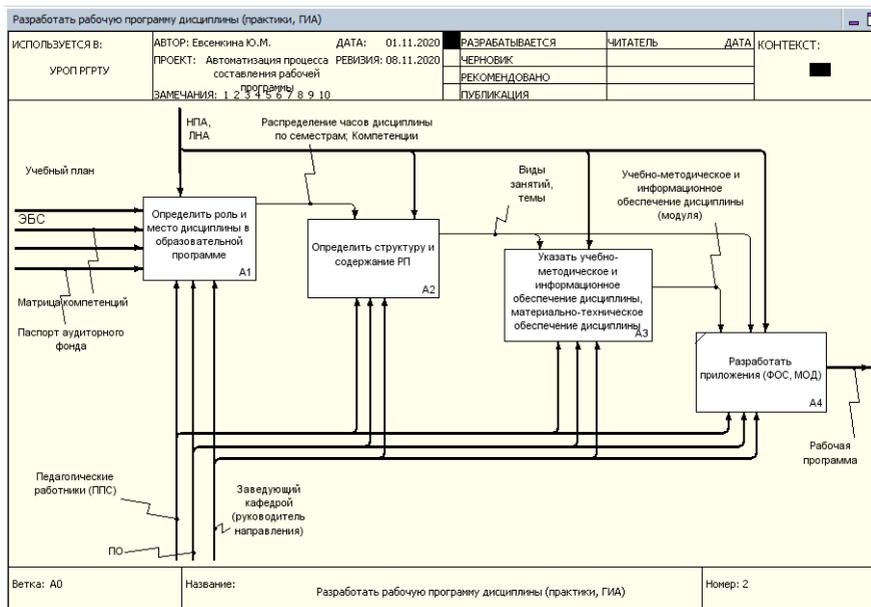


Рис. 1 – Функциональная модель процесса A0 «Разработать рабочую программу дисциплины (практики, ГИА)»

На диаграмме показаны входящие потоки информации для данного процесса: информация из учебного плана (название дисциплины, учебные часы); матрица компетенций; электронно-библиотечные системы; паспорта аудиторного фонда. В роли управляющей информации выступают нормативные правовые акты федеральных органов исполнительной власти, локальные нормативные акты РГРТУ. Ресурсами для осуществления процесса разработки рабочей программы являются работники, задействованные в реализации процесса (преподаватели, заведующие кафедрами, руководители направлений); информационные технологии. Основными разработчиками рабочей программы выступают преподаватели. Тогда как заведующие кафедрами и руководители направлений выполняют преимущественно контролирующую функцию. При рассмотрении процесса

«Разработать рабочую программу дисциплины» определены составляющие подпроцессы, которые были детализированы в свою очередь до конкретных процедур, выполняемых преподавателями. Это позволило определить ключевые точки возможного возникновения несоответствия ФГОС ВО.

В целях обеспечения качества планирования учебного процесса в Рязанском государственном радиотехническом университете им. В.Ф. Уткина используется информационная система «Планы» ООО «Лаборатория ММИС». Данное программное обеспечение позволяет автоматизировать и процесс разработки рабочей программы дисциплины (программ практик, ГИА).

В процессе формирования рабочей программы преподавателями обрабатывается большой поток входящей информации, что способствует высокой вероятности допущения механических ошибок. Автоматизация процесса формирования рабочей программы дисциплины (программ практик, ГИА) позволит снизить вероятность выявления несоответствий при распределении часов по темам и видам занятий дисциплины, при выборе компетенций, литературы, перечня современных профессиональных баз данных и информационных справочных систем, аудиторного фонда, а также обеспечить своевременную готовность рабочих программ [3].

Таким образом, использование программного обеспечения «РПД» при разработке рабочей программы дисциплины позволит минимизировать ошибки и снизить трудоемкость процесса разработки РП.

Библиографический список

1. Лаврищева Е.Е. Управление рисками образовательного учреждения // Экономический анализ: теория и практика. – 2017. – Т. 16, № 8. – С. 1473–1485.
2. Информация о наиболее часто встречающихся нарушениях обязательных требований по результатам проведенного Рособrnадзором федерального государственного контроля качества образования – Текст : электронный // Федеральная служба по надзору в сфере образования и науки : официальный сайт. – 2020. – URL: <https://obrnadzor.gov.ru> (дата обращения 05.11.2020).
3. Формирование рабочих программ дисциплин в ПО «РПД»: методические указания / Рязан. гос. радиотехн. ун-т; сост.: Т.В. Бачина, Ю.М. Евсенкина, А.А. Ерзылева, А.В. Корячко. – Рязань, 2020. – 21 с.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА СПЕКТРОВ ПРЕДСЕРДНЫХ И ЖЕЛУДОЧКОВЫХ ФИБРИЛЛЯЦИЙ И ТРЕПЕТАНИЙ

Д.С. Рипка

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

Рассмотрен механизм появления предсердных и желудочковых фибрилляций и трепетаний. Получены значимые спектральные показатели данных нарушений сердечного ритма.

Ключевые слова: предсердные и желудочковые фибрилляции и трепетания, вариабельность сердечного ритма, спектральные характеристики.

COMPARATIVE EVALUATION OF THE SPECTRA OF ATRIAL AND VENTRICULAR FIBRILLATIONS AND EMERGENCIES

D.S. Ripka

St. Petersburg state electrotechnical university "LETI", St. Petersburg

The mechanism of occurrence of atrial and ventricular fibrillation and flutter is considered. Significant spectral indicators of these cardiac arrhythmias were obtained.

Key words: atrial and ventricular fibrillation and flutter, heart rate variability, spectral characteristics.

Фибрилляции и трепетания являются одними из наиболее распространённых нарушений ритма сердца. Причины возникновения фибрилляций и трепетаний схожи, как и гемодинамические следствия. Механизм возникновения данных нарушений заключается в том, что отдельные участки сердечной мышцы (группы мышечных волокон) сокращаются чаще, чем это необходимо для нормальной работы сердца, а потому теряется возможность согласованных сокращений этого органа, что приводит к утрате сократительной способности. Данные нарушения являются одними из самых опасных, так как приводят к внезапной смерти [1]. Целью настоящей работы является формирование комплексов показателей для сравнительной оценки спектров предсердных и желудочковых фибрилляций и трепетаний.

Основное отличие фибрилляций от трепетаний в регулярности сокращений: первые происходят произвольно и нескоординировано, потенциал действия не имеет конкретной формы, а его амплитуда непостоянна; в то время как трепетания представляют собой регулярный ритм с постоянной частотой и коррелируемый от удара к удару (рисунок 1).

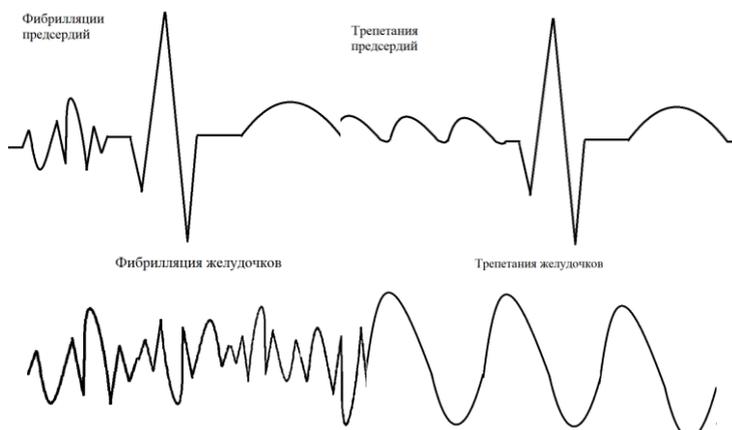


Рис. 1 – Фибрилляция и трепетания предсердий и желудочков

Желудочковые фибрилляции и трепетания являются более опасными нарушениями, так как в этом случае вовсе отсутствует нормальный ритм, состоящий из Р-волны, QRS-комплекса и Т-волны.

Первым признаком наличия нарушений ритма сердца является вариабельность сердечного ритма (BCP). Анализ BCP отдельных участков ЭКГ даёт возможность локализовать участок, на котором возникновение и распространение потенциала возбуждения отличны от нормальных. При нарушениях работы предсердий BCP будет возникать на Р-волне электрокардиограммы, а BCP этого участка ЭКГ и полной ЭКГ будут приблизительно равны. В случае наличия фибрилляций и трепетаний желудочков равны будут BCP QRS-комплекса и всей ЭКГ, в то время как участки Р-волны будут менее подвержены вариабельности (BCP находится в пределах нормы).

То есть, если вариабельность сердечного ритма у пациента не превышает пределов нормы, то у него отсутствуют аритмии и, следовательно, фибрилляции и трепетания.

Для определения спектральных характеристик ЭКГ с фибрилляциями и трепетаниями, записи должны иметь частоту дискретизации, превышающую частоту нарушений (может достигать 240 Гц) по крайней мере в 2 раза. Потому при анализе используются записи с частотой дискретизации 500 Гц и выше. Для лучших результатов нами была собрана база записей, содержащая фибрилляции и трепетания предсердий и желудочков, с частотой дискретизации 1 кГц, что является ЭКГ высокого разрешения.

При возникновении на ЭКГ высокочастотных составляющих, спектр сигнала изменится. Так как фибрилляции и трепетания имеют амплитуду того же порядка, что и QRS-комплекс, они будут видимыми на спектрограмме. Однако, из-за разного механизма действия, трепетания на

амплитудно-частотной характеристике (АЧХ) будут в виде пика на определенной частоте, которая соответствует частоте нарушения, а величина этого пика будет равна амплитуде потенциала возбуждения на ЭКГ. АЧХ ЭКГ с фибрилляциями будет иметь несколько пиков разной амплитуды и частоты, и лишь локализуя частоту на ЭКГ можно будет сказать, имеют место фибрилляции или случайный шум.

Сравнение спектральных характеристик фибрилляций и трепетаний предсердий и желудочков показало, что в случае желудочковых нарушений отсутствует основная частотная составляющая волн Р и Т и комплекса QRS, а спектральная картина в случае фибрилляций размытая с множеством гармоник. Для предсердий отсутствует Р-волна, Т-волна может слиться с трепетаниями, однако QRS-комплекс доминирует на спектрограмме.

Полученный набор значимых показателей может быть использован при проектировании системы автоматического обнаружения и распознавания нарушений ритма сердца.

Библиографический список

1. Юлдашев З.М., Немирко А.П., Рипка Д.С., "Исследование нарушений электрического возбуждения миокарда желудочков по поверхностным ЭКГ сигналам," XIV Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2020, 2020, с.109-113.
2. Yuldashev Z.M., Nemirko A.P., Anisimov A.A., Skorobogatova A.I., Ripka D.S., Mikhaylov E.N., Lebedev D.S., "Prediction of local abnormal ventricular myocardial electrical activation on surface ECG in patients with structural heart disease," BIODEVICES 2020 - 13th International Conference on Biomedical Electronics and Devices, Proceedings; Part of 13th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, BIOSTEC 2020, 13, 2020, pp. 395-401, DOI: 10.5220/0009374103950401.

УДК 543.06

АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ ХРОМАТОГРАФИЧЕСКИХ МЕТОДОВ АНАЛИЗА

Г.И. Мельник¹, К.А. Ветшев², М.В. Воронов², А.Д. Рубцова², Д.С. Трунькин²

¹Московский политехнический университет, Рязанский институт (филиал), г. Рязань

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

Рассмотрены основные и наиболее перспективные методы хроматографического анализа.

Ключевые слова: *хроматографические методы анализа, бумажная хроматография, тонкослойная хроматография, газовая хроматография, жидкостная хроматография.*

ANALYTICAL REVIEW OF MODERN CHROMATOGRAPHIC ANALYSIS METHODS

G.I. Melnik¹, K.A. Vetshev², M.V. Voronov², A.D. Rubtsova², D.S. Trunkin²

¹Moscow Polytechnic University, Ryazan Institute (branch), Ryazan

²Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The main and most promising methods of chromatographic analysis are considered.

Key words: *chromatographic methods of analysis, paper chromatography, thin layer chromatography, gas chromatography, liquid chromatography.*

Хроматография – это аналитический метод разделения смесей различных химических веществ и их рассмотрения на предмет качественного и количественного содержания [1]. Первооткрывателем стал русский ботаник-физиолог и биохимик Михаил Семенович Цвет, который в 1903 году занимался отделением различных пигментов растений друг от друга.

Методика его эксперимента была достаточно проста: в колонку, сделанную из стекла помещался твердый адсорбент. На верхний слой наносилась смесь экстрагированного Цветом хлорофилла с растворителем, в качестве которого выступал лигроин. Соответственно, роль подвижной фазы, пропускаемой через колонку, также, выполнял лигроин. Через определенные временные отрезки из колонки вымывались жидкости различного цвета. Таким образом, Михаилом Семеновичем были получены различные спектры, соответствующие определенным составным компонентам исследуемой им смеси пигментов. Впоследствии он назвал их хроматограммами и начал расшифровывать их с точки зрения количественного и качественного состава смесей.

В современных реалиях хроматография имеет достаточно широкое распространение в различных сферах, в частности, в криминалистике, фармацевтике и медицине, химической технологии, а также для проведения мониторинга загрязнения атмосферы и гидросферы. Актуальность метода обусловлена его высокой точностью. Так, например, с его помощью можно обнаруживать даже небольшие концентрации опасных и ядовитых загрязняющих веществ в окружающей среде и вовремя обезвреживать их, предотвращая экологические катастрофы.

В настоящее время существует множество различных видов хроматографических методов анализа. Принцип их действия одинаков: он основан на динамическом процессе распределения веществ между неподвижной и подвижной фазами. Отличие заключается в способе взаимодействия различных веществ с адсорбентом и элюентом.

В данной статье рассмотрены основные хроматографические методы анализа, среди которых выделяют бумажную хроматографию, тонкослойную и инструментальную (жидкостную и газовую).

В бумажной хроматографии небольшая капля исследуемой смеси наносится на фильтровальную бумагу, недалеко от ее края. Затем подготовленный образец подвешивается вертикально, так, чтобы конец касался растворителя, в роли которого обычно выступает вода или спирт. Через некоторое время подвижная фаза начинает постепенно перемещаться вверх по неподвижной посредством капиллярных сил, увлекая за собой компоненты, присутствующие в исследуемой смеси. Таким образом, на бумаге остаются следы различных цветов. Это объясняется тем, что химические вещества имеют разные уровни растворимости, а скорость их перемещения неодинакова. Именно из-за специфического для аналитики фактора – обязательного наличия окраса у компонентов изучаемой смеси – бумажная хроматография имеет достаточно узкий спектр применения. В частности, она используется для наглядного представления, когда в качестве цветного вещества выступает капля чернил [2].

Тонкослойная хроматография похожа на бумажную, однако является более точной. В качестве неподвижной фазы в данном случае выступает специальная пластина, покрытая тонким слоем сорбента [3]. Алгоритм работы схож с предыдущим рассмотренным методом: на край пластины наносится небольшая капля исследуемой смеси, после чего она погружается в раствор элюента (подвижной фазы). После достижения им верхнего края, образец просушивается и визуализируется под ультрафиолетовой лампой на предмет перемещения компонентов исследуемой смеси. Данный метод часто используется для анализа состава различных красителей, а также для выявления пестицидов в пищевых продуктах [2].

Инструментальная хроматография подразумевает использование специальных приборов для определения состава многокомпонентных смесей.

Газовая хроматография используется для разделения смесей летучих органических соединений. В качестве подвижной фазы применяется инертный газ. Это необходимо для того, чтобы не протекала реакция между ним и исследуемым образцом. Разделение компонентов в исследуемой смеси в данном случае происходит за счет разницы в температурах кипения – соединения с низкой температурой кипения движутся быстрее компонентов с более высокой температурой кипения. Это приводит к тому, что каждый компонент элюируется в разное время, также называемое временем удерживания компонента. По результатам сравнения времени удерживания компонентов, входящих в состав образца, с известным временем удерживания какого-либо эталона можно анализировать различные химические соединения в составе некоторой смеси.

Жидкостная хроматография используется для нелетучих смесей, находящихся в растворе. Поскольку каждое соединение в смеси по-разному реагирует с сорбентом, они движутся в колонке с разными скоростями, что обеспечивает разделение их между собой [4].

Таким образом, со времени исследований Михаила Семеновича Цвета

хроматография подверглась серьезной модернизации. Сейчас это актуальный оперативный и, что важно, достаточно точный аналитический метод исследования. Однако развитие данного направления продолжается, в связи с высокой степенью его востребованности.

Библиографический список

1. Бёккер, Ю. Хроматография. Инструментальная аналитика. Методы хроматографии и капиллярного электрофореза : монография / Ю. Бёккер. — Москва : Техносфера, 2009. — 472 с. — ISBN 978-5-94836-212-0. — Текст : электронный // Электронно-библиотечная система IPR BOOKS : [сайт]. — URL: <http://www.iprbookshop.ru/12749.html> (дата обращения: 06.11.2020). — Режим доступа: для авторизир. Пользователей
2. Применение методов хроматографии в аналитической химии : методические указания к выполнению лабораторных работ по курсу «Аналитическая химия» / П. В. Слитиков, Ж. Н. Каблучая, В. Н. Горячева, И. В. Татьяна. — Москва : Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, 2007. — 40 с. — ISBN 2227-8397. — Текст : электронный // Электронно-библиотечная система IPR BOOKS : [сайт]. — URL: <http://www.iprbookshop.ru/31168.html> (дата обращения: 09.11.2020). — Режим доступа: для авторизир. Пользователей
3. Хенке, Х. Жидкостная хроматография : учебное пособие / Х. Хенке. — Москва : Техносфера, 2009. — 264 с. — ISBN 978-5-94836-198-7. — Текст : электронный // Электронно-библиотечная система IPR BOOKS : [сайт]. — URL: <http://www.iprbookshop.ru/12724.html> (дата обращения: 09.11.2020). — Режим доступа: для авторизир. пользователей

УДК 66.048.3.069.835

ПОВЫШЕНИЕ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ НЕФТЕПЕРЕРАБАТЫВАЮЩИХ ЗАВОДОВ ПУТЕМ ПРИМЕНЕНИЯ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

М.В. Воронов¹, М.В. Лызлова¹, Г.И. Мельник², Д.С. Трунькин¹

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

²Рязанский институт (филиал) ФГБОУ ВО «Московский политехнический университет», г. Рязань

Рассматривается вопрос улучшения экологической ситуации на нефтеперерабатывающих заводах путем внедрения современных научных решений на примере установки каталитической низкотемпературной изомеризации.

Ключевые слова: АБХМ, низкотемпературная изомеризация.

IMPROVING THE ENVIRONMENTAL SAFETY OF OIL REFINERIES THROUGH THE USE OF MODERN TECHNOLOGIES

M.V. Voronov¹, M.V. Lyzlova¹, G.I. Melnik², D.S. Trunkin¹

¹Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

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

The issue of improving the environmental situation at oil refineries through the introduction of modern scientific solutions on the example of a low-temperature catalytic isomerization unit is considered.

Key words: ABHM, low-temperature isomerization.

Процесс каталитической низкотемпературной изомеризации бензиновых фракций направлен на получение высокооктанового компонента бензина или сырья для нефтехимии [1].

Наиболее распространенными считаются два типа изомеризации:

-пентан-гексановой фракции;

-нормального бутана в изобутан как компоненты сырья процесса алкилирования [2].

Актуальность установки изомеризации пентан-гексановой фракции обусловлена прежде всего тем, что в качестве сырья можно использовать низкооктановые компоненты (фр. нк – 80 °С). Полученный изомеризат обладает высокими детонационными свойствами, что также представляет исключительную ценность в качестве высокооктановых компонентов товарных бензинов.

Процесс получения высокооктанового компонента бензина (изомеризата) после реакторного блока включает стадии стабилизации и ректификации изомеризата. В ректификационной колонне – деизогексанизаторе происходит выделение изогексановой фракции, бокового погона и кубового остатка – тяжелого изомеризата. Углеводородный состав изогексановой фракции представлен в основном углеводородами от изобутана до 3-метилпентана, причем 50-56 % составляет 2,2-диметилбутан. В боковом погоне последнего 5-10 %.

Октановые числа отдельных углеводородов представлены в таблице 1.

Таблица 1. – Характеристика углеводородов изогексановой фракции

Название углеводорода	Температура кипения	ОЧ ИМ
i-бутан	-11,7	101
n-бутан	-0,5	94
i-пентан	27,852	92
n-пентан	36,1	62
2,2-диметилбутан	49,74	92,8
циклопентан	49,262	101 (85)
2,3-диметилбутан	57,99	103,5

2-метилпентан	60,27	73,4
3-метилпентан	63,28	74,5
n-гексан	68,74	24,8
метилциклопентан	72	91(80)
циклогексан	81	83(77)
C ₇	98	0-40

В процессе конденсации и охлаждения паров изомеризата в летний период из-за недостаточного охлаждения невозможно полностью сконденсировать пары и для стабилизации давления в колонне не сконденсировавшиеся пары отправляют на факел, что приводит ухудшению экологической ситуации.

В связи с этим, в данной работе предлагается решить проблему недоохлаждения в воздушных холодильниках и конденсаторе-холодильнике паров верха колонны за счет реализации следующих мероприятий: реконструкции холодильно-конденсационного оборудования, модернизации системы водоподготовки и установки абсорбционной холодильной машины.

Для конденсации и охлаждения паров изогексана на установке изомеризации используются аппараты воздушного охлаждения (АВО) перед холодильником. В аппаратах воздушного охлаждения в качестве охлаждающего агента используется поток атмосферного воздуха. Интенсификация процесса теплообмена в АВО осуществляется за счет высоких скоростей воздушного потока, нагнетаемого специально установленными вентиляторами. При повышении температуры окружающей среды (в летний период) в конструкции аппаратов предусматривают систему подачи очищенной воды. При низких температурах (в зимний период) предусмотрено отключение электродвигателя и вентилятора. В этом случае охлаждение и конденсация паров происходят естественной конвекцией. Интенсивность съема тепла регулируют расходом прокачиваемого воздуха за счет изменения угла наклона вентилятора.

Одним из направлений интенсификации процесса теплообмена, особенно в летний период, в аппаратах АВО является совершенствование конструкции рабочих колес. В связи с этим, в работе предлагается провести замену рабочих колес АВО на колеса из композитных материалов.

Одним из способов улучшения охлаждения в холодильнике-конденсаторе является усовершенствование системы водоподготовки.

На сегодняшний день из-за недостаточной очистки воды происходит отложение солей, шламов, образование водорослей на поверхностях аппаратов, что ведет к снижению процесса теплообмена, к необходимости остановки данного холодильника два раза в год на ремонт и очистку, что приводит к экономическим затратам.

В работе предлагается новая схема водоподготовки. Обратная вода, выходящая из холодильников-конденсаторов, сначала подвергается грубой

фльтрации на сетчатом фильтре, затем происходит ее ультрафиолетовое обеззараживание, а на последнем этапе – очистка в насыпном фильтре от взвешенных частиц. Полученная по данной схеме высокоочищенная вода позволит повысить теплообмен в холодильнике, а также увеличить межремонтный пробег оборудования до 4 лет.

В процессе конденсации и охлаждения паров колонны в летний период помимо очистки воды необходимо понижать ее температуру на входе в конденсатор-холодильник. Охлаждение воды можно осуществлять с помощью абсорбционной холодильной машины, которая производит холод за счет испарения жидкого хладагента. В зависимости от рабочих веществ в промышленности применяются водоаммиачные и бромистолитиевые аппараты (АБХМ).

В данной работе предлагается использовать АБХМ для охлаждения воды, которая впоследствии идет в конденсатор-холодильник.

АБХМ обладают следующими преимуществами: минимальное потребление электроэнергии, минимальный уровень шума, экологически безопасны (хладагентом является бромид лития, вода выполняет функцию промежуточного теплоносителя), длительный срок службы (не менее 20 лет), полная автоматизация, пожаро- и взрывобезопасность;

Установка АБХМ позволит подавать в холодильник-конденсатор более холодную воду, что приведет к интенсификации процесса теплообмена и позволит конденсировать продукт, а не сбрасывать на факел.

Таким образом, использование современных решений позволяет улучшить экологическую ситуацию на нефтеперерабатывающих заводах.

Библиографический список

1. Ахметов С. А. Лекции по технологии глубокой переработки нефти и моторные топлива: Учебное пособие. — СПб.: Недра, 2007. — 312 с.
2. Ахметов С. А. Технология глубокой переработки нефти и газа: Учебное пособие для вузов. Уфа: Гилем, 2002,- 672 с.

ОБЗОР ПРОБЛЕМНЫХ АСПЕКТОВ РАБОТЫ ПЕЧЕЙ КАТАЛИТИЧЕСКОГО РИФОРМИНГА

М.В. Воронов¹, К.А. Ветшев¹, Г.И. Мельник², А.Д. Рубцова¹, Д.С. Трункин¹
¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

²Московский политехнический университет, Рязанский институт (филиал),
Рязань

Проведён анализ проблемных мест технологических печей установки каталитического риформинга. Предложены методы устранения недостатков в работе данных печей, в том числе с экологической позиции.

Ключевые слова: технологические печи, каталитический риформинг, змеевик, газовые горелки, дымовые газы.

OVERVIEW OF PROBLEM AREAS IN THE OPERATION OF FURNACES FOR CATALYTIC RIFORMING

M.V. Voronov¹, K.A. Vetshev¹, G.I. Melnik², A.D. Rubtsova¹, D.S. Trunkin¹
¹Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

²Moscow Polytechnic Institute (branch), Ryazan

The analysis of problem areas of technological furnaces of the catalytic reforming process is carried out. Methods for dealing with the shortcomings of these furnaces, including from an environmental point of view, are proposed.

Key words: process furnaces, catalytic reforming, coil, gas burners, flue gases.

Большинство (70-85%), всех работающих на НПЗ России технологических печей и их элементов выработали свои ресурсы и нуждаются в скорой замене с целью повышения энергоэффективности, решения экологических вопросов, а также предотвращения аварий на производстве.

Рассмотрим подробнее печи каталитического риформинга – одного из важнейших процессов нефтепереработки. Печи данного производства были разработаны и введены в эксплуатацию с начала 60-х годов прошлого столетия и не подвергались капитальной замене, поскольку их окупаемость достигает 15-20 лет, что не всегда соответствует требованиям предприятия.

Аргументами за замену данных печей являются:

- превышение наружной стенки труб радиантного змеевика на 80 °С относительно максимально допустимой температуры стенки для стали, из которой изготовлен змеевик (сталь 15X5М);

- низкая герметичность корпуса печи и большие присосы паразитного воздуха в дымовом тракте (примерно 10% воздуха в дымовых газах);

- устаревшая конструкция змеевика обуславливает высокий перепад давления в системе, который препятствует повышению нагрузки печи;

- износ многочисленных элементов конструкции печей, в том числе обгорание, деформация и разрушение элементов крепления труб змеевика, многочисленные нарушения футеровки, повреждения шиберов;
- неудачная конструкция для обтекания конвекционных труб газами;
- эксплуатация выработавшей свой срок футеровки;
- газовые горелки, имеющие устаревшую конструкцию, низкие показатели экологичности, эффективности, имеющие потери топлива 5%.

Высокая температура наружной стенки труб радиантного змеевика обусловлена применением экранов одностороннего обогрева, приводящие к тому, что в зоне максимального нагрева температура стенки трубы может достигать 580 °С. Для сокращения данной температуры следует применять экраны современных конструкций.

Снижение температуры дымовых газов на пути из радиантной камеры в конвекционную говорит о низкой герметичности корпуса печи и больших присосах паразитного воздуха. Содержание кислорода в сухих дымовых газах согласно показаниям газоанализаторов составляет 7-8%, что соответствует коэффициенту избытка воздуха $\alpha = 1,6-1,65$ при допустимых 1,2.

При этом нарушение теплового баланса печи приводит к перерасходу топлива на горение. По большей части это потери организационного характера, их устранение не требует инвестиций.

В камерах радиации используется двухпоточный змеевик печи, в камере конвекции – однопоточный. Для снижения перепада давления необходимо применение многопоточных радиантных змеевиков из труб малого диаметра, соединённых коллекторами, а также змеевиков конвекционных труб с развитой поверхностью, обусловленной наносимым на них оребрением.

Износ элементов конструкции печи является аварийно-опасным фактором, требующим постоянного мониторинга и мгновенного устранения во избежание возникновения аварийной ситуации.

Для улучшения обтекания конвекционных труб дымовыми газами следует применять оребренные трубы. Однако в процессе эксплуатации печи происходит загрязнение оребрения поверхности змеевиков, расположенных в зоне конвекции печи, продуктами разрушения футеровки, сажей от химического недожога топлива на горелках.

Снижение КПД печи за счет использования старой футеровки составляет 1–3%. В процессе длительной эксплуатации кирпичной футеровки в радиантных камерах печи и бетонной в конвекционной камере происходит её разрушение. Горячие дымовые газы через дефекты в футеровке контактируют с наружной стенкой печи, температура которой поднимается до 200 °С.

Потери топлива печи из-за устаревшей конструкции газовых горелок достигают 2–5%. Старые газовые инжекционные горелки соответствуют уровню горелок первого поколения, а в наши дни в мире появились газовые

горелки уже третьего поколения, которые снижают потребление топлива и выбросы. Неэффективное использование топлива старыми инжекционными и дутьевыми горелками печей характеризуется следующим:

- высокий коэффициент избытка воздуха на горение (15–20%);
- содержание кислорода в сухих дымовых газах печи – 7–8% об.;
- постоянный химический «недожог» топлива;
- необходимость внедрения системы очистки дымовых газов от NO_x .

Для современных печей риформинга характерно нижнее расположение форсунок, позволяющее применять инжекционные горелки Low NO_x и Ultra-Low NO_x , характеризующиеся более длинным по сравнению с обычными горелками факелом, при этом также облегчается обслуживание горелок. Применять дутьевые горелки удобнее при нижнем расположении форсунок.

Преимущества новых эффективных инжекционных и дутьевых горелок:

- коэффициент избытка воздуха на горение составляет менее 10%;
- содержание кислорода в сухих дымовых газах печи – 2% об.;
- новый тип форсунок газовых горелок;
- низкая эмиссия NO_x , нет необходимости в очистке дымовых газов;
- минимальные значения выбросов угарного газа;
- быстро окупаемые затраты (2-3 года) при замене старых горелок на существующих печах, экономия топлива – 2–7%;
- снижение теплового износа металла реакционных труб в зоне радиации;
- наличие надежных пилотных горелок для розжига;
- наличие сканеров контроля пламени пилотных и основных горелок.

Технологические печи нефтепереработки ежегодно перерабатывают огромные количества топливного газа, выбрасывая в окружающую среду дымовые газы с высоким содержанием углекислого, угарного газов, а также оксидов азота различных валентностей, что непосредственно приводит к тому, что каждый год в России миллионы людей умирают от болезней, связанных в том числе с загрязнённым воздухом от печей промышленных предприятий.

Для снижения выбросов необходимо:

- заменить старые горелки новыми более эффективными горелками;
- внедрять новые технологии в работу горелок печей;
- обучать персонал предприятий экологическим методам работы печей;
- производить режимную наладку работы печей;
- применять лучшие мировые практики в работе печей [1].

Библиографический список

1. Повышение эффективности и экологии работы технологических печей предприятий нефте- и газохимии России // Химическая техника [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://chemtech.ru/povyshenie-jeffektivnosti-i-jekologii-raboty-tehnologicheskikh-pechej-predpriyatij-nefte-i-gazohimii-rossii/>, свободный – (03.11.2020).

УДК 614.2+658.562

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ АНАЛИЗА РИСКОВ КАК ВАЖНЫЙ
АСПЕКТ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА В МЕДИЦИНСКИХ
ОРГАНИЗАЦИЯХ**

С.А. Винокурова

ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», г. Саратов

Показана важность наличия системы управления рисками в медицинской организации, приведены примеры применения методов анализа рисков в медицинских организациях и обозначены их основные результаты.

Ключевые слова: анализ рисков, риск-менеджмент, FMEA-анализ, медицинские организации.

**APPLICATION OF RISK ANALYSIS METHODS AS AN IMPORTANT
ASPECT OF QUALITY CONTROL IN MEDICAL ORGANIZATIONS**

S.A. Vinokurova

Saratov State University, Saratov

The importance of having a risk management system in a medical organization is shown, examples of the application of risk analysis methods in medical organizations are given and their main results are indicated.

Key words: risk analysis, risk management, FMEA analysis, medical organizations..

При функционировании любой организации в настоящее время крайне важным с точки зрения менеджмента и такой его части, как контроль качества, представляется анализ существующих рисков, а также их оценка. Современная медицинская деятельность также неразрывно связана с риск-анализом, что будет показано далее, в том числе на конкретных примерах.

Риск-ориентированное мышление, которое включено Всемирной организацией по стандартизации в качестве необходимого элемента управления в последние версии стандартов на системы менеджмента, имеет очень широкий набор технологий (методов) для оценки и анализа рисков; в частности, это структурированный анализ сценариев методом «что, если?» (SWIFT), метод «галстук-бабочка», анализ рисков и критических контрольных точек (НАССР), анализ видов и последствий отказов (FMEA) и др.[1] Подобные технологии (методы) представляют различные возможности для организаций в любой области деятельности, причем в зависимости от выбранного метода можно просто идентифицировать риск или дополнительно оценить его.

Следует также отметить, что одним из требований по аккредитации JCI (Joint Commission International) – разработчика стандартов в области качества

и безопасности для медицинских учреждений – является наличие системы управления рисками [2].

В качестве примера применения метода анализа рисков можно привести статью Н.В. Кондратовой [3], где рассматривается опыт применения FMEA-анализа в клинике ОАО «Медицина», г. Москва. Автор описывает проведение исследования в многопрофильном 48-коечном стационаре данной клиники в 2013-2014 гг. с целью улучшения коммуникации между медицинскими работниками при переводе пациента в операционную из палатного отделения. Рабочая группа из 7 человек, оценивающая риски процесса «транспортировка пациента из отделения в операционный блок», выделила на основе интервьюирования сотрудников 32 ошибки и оценила их в соответствии с данным методом (были подсчитаны значения RPN). По итогам оценки и расчетов все ошибки были распределены по 3 группам риска: высокая, средняя, низкая. Основным результатом анализа стало создание рабочей группой чек-листа для проверки пациента перед операцией. Показателем мониторинга выбрали количество ошибок, произошедших в процессе транспортировки пациента в оперблок на 100 транспортировок. В первые 3 месяца после внедрения чек-листа было зарегистрировано большое количество ошибок, т. к. по результатам каждой транспортировки сотрудники должны были заполнять новую форму обратной связи (чек-лист), но далее количество ошибок стало закономерно снижаться, и в заключительном для оценки 4 квартале 2014 г. ошибок зарегистрировано не было. Таким образом, примененный метод анализа рисков позволил проконтролировать качество, связанное с транспортировкой в оперблок, а затем устранить возникающие в данном процессе ошибки [3].

Перспективность применения FMEA-анализа подчеркивается и в статье Е.Н. Захаровой и И.П. Ковалевой [4], причем авторы связывают это с тем, что данный метод позволяет снижать выявленные риски еще до того, как пострадает работник или пациент.

Следующая группа авторов разработала и предложила к внедрению механизм управления рисками в муниципальном автономном учреждении здравоохранения «Детская больница Сагаан-Дали» в г. Улан-Удэ. Выявив с помощью анкетирования работников 23 наиболее значимых риска, исследователи применили метод экспертной оценки Делфи. В результате оценки была проведена градация на риски критической, высокой, средней и низкой степени вероятности. Далее был разработан комплекс дальнейших действий и представлен в форме «организационно-функциональной модели интегрированного риск-менеджмента» [5].

В другом примере авторы, говоря об актуальности применения риск-менеджмента для медицинских лабораторий, выделяют сложности при его внедрении в лабораториях: узкое восприятие задачи по управлению рисками (в частности, ретроспективность применения, использование неподходящих

методов для оценки рисков), отсутствие практики аудитов, человеческий фактор (незнание сути и непонимание пользы) [2].

Таким образом, анализ публикаций позволяет выявить, что в последнее десятилетие исследователи предъявляют значительное внимание к методам анализа и оценки рисков, признают их несомненную важность для медицинских организаций и для соответствующего улучшения качества, а также непосредственно применяют их на практике. В любом случае, сам по себе анализ рисков не представляет ценности, если вслед за ним не будут предприняты действия как по устранению риска постфактум, так и предупреждающие мероприятия, которые позволяют осуществить не только контроль, но и улучшение качества медицинской деятельности.

Библиографический список

1. Винокурова С.А. Методы анализа и оценки риска технических систем // Новые информационные технологии и системы: сборник научных статей XVI Международной научно-технической конференции. Пенза: Изд-во ПГУ, 2019. С. 261-263.
2. Менеджмент рисков как основа системы менеджмента качества медицинской лаборатории / А.В. Эмануэль, Г.А. Иванов, О.В. Черничук и др. // Ремедиум Приволжье. 2016. №4 (144). С. 27-31.
3. Кондратова Н.В. Метод FMEA: проактивный подход к управлению рисками // Здоровоохранение. 2015. № 10. С. 28-35.
4. Захарова Е.Н., Ковалева И.П. Формирование механизмов управления рисками в медицинском учреждении // Вестник Адыгейского государственного университета. Серия 5: Экономика. 2017. №1 (195). С. 108-115
5. Применение технологий риск-менеджмента в системе оказания медицинской помощи / И.С. Кицул . Б.С. Балханов, Н.К.Бадмаева и др. // Менеджер здравоохранения. 2012 № 10. С. 6-14.

УДК 504.4.062.2

ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПОЧВ В ГОРОДЕ КАЗАНИ

К.Е. Тумурзина, И.А. Гафарова, Т.Ю. Гумеров
ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева–КАИ», г.Казань

Почва как депонирующий компонент среды отражает длительность и интенсивность поступления и накопления загрязняющих веществ. Химическое состояние почв это наиболее важный интегральный показатель эффективности природоохранных мероприятий. Очистление и восстановление почв представляет весьма актуальную задачу. Одним из возможных путей решения этой задачи может быть фиторемедиация, то

есть очищение почвенного покрова от загрязнения посредством культивирования растений.

Ключевые слова: почва, фитотоксичность, безопасность, фиторемедиация.

THE ECOLOGICAL ASSESSMENT OF SOILS IN THE OF KAZAN CITY

Tumurzina K.E., Gafarova I.A., T.Yu. Gumerov

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev–KAI»

Soil as a depository component of the environment reflects the duration and intensity of the intake and accumulation of pollutants. The chemical state of soils is the most important integral indicator of the effectiveness of environmental protection measures. Purification and restoration of soils is a very urgent task. One of the possible ways to solve this problem can be phytoremediation, that is, cleansing the soil cover from contamination through plant cultivation.

Keywords: soil, phytotoxicity, safety, phytoremediation.

Фитотоксичность почвы – это свойство, обусловленное наличием загрязняющих веществ и токсинов, подавляющее рост и развитие высших растений. «Дыхание» почв является одним из показателей биологической активности почв и относится к ее метаболизму. Чем быстрее и полнее почва может восстановить запасы веществ, израсходованных во время вегетации растений, тем выше ее биологическая активность.

В работе представлены данные по определению дыхательной активности и фитотоксичности образцов почвы. Образцы почв были взяты из пяти разных районов города Казани: Образец-1 (Вахитовский, ул. Товарищеская 30а); Образец-2 (Советский, ул. Сибирский тракт 35); Образец-3 (Ново-Савиновский, ул. Четаева 18а); Образец-4 (Авиастроительный, ул. Лукина 10); Образец-5 (Приволжский, ул. Лесная 26).

На первом этапе в работе определена дыхательная активность образцов почвы по эмиссии углекислого газа (метод Э.А. Головки). Принцип метода заключается в определении токсичности почвы на основании изменения биологической активности почвенных проб под влиянием содержащихся в них токсичных веществ по сравнению с контрольной пробой. Навеску почвенной пробы 5 г массой взвешивали на аналитических весах в чашках Петри. Затем, в коническую плоскодонную колбу на 250 мл наливали 5 мл 0,1 N NaOH для поглощения выделенного углекислого газа. Подготовленные к эксперименту навески и колбы со щелочью помещали в пластиковые герметически закрывающиеся сосуды, объемом 500 см³. Одновременно колбу со щелочью ставили в пустой сосуд (без навески почвы) для холостого (контроль) определения углекислого газа. Количество выделившегося углекислого газа определяли через 24 часа.

По окончании опыта содержимое колб титровали 0,1 N раствором соляной кислоты в присутствии 1-2 капель фенолфталеина до обесцвечивания. Количество углекислоты определялось разницей в мл НС1, пошедшей на титрование контрольного и опытных образцов. Интенсивность дыхания выражали в мг СО₂ на единицу веса, объема или площади испытуемого материала за 1 час. Скорость эмиссии СО₂ рассчитывали по формуле:

$$K = \frac{44 \cdot (A-B) \cdot N \cdot 100}{S}$$

где $S = \pi \cdot r^2$; A и B - объём, пошедший на титрование холостой пробы и варианта соответственно; N - нормальность раствора; S - площадь поверхности эмиссии углекислого газа. По шкале сравнительно оценки биологической активности почвы установлены следующие показатели скорости эмиссии (г/м³): Образец-1 = 14 г/м³; Образец-2 = 15 г/м³; Образец-3 = 11 г/м³; Образец-4 = 6 г/м³; Образец-5 = 9 г/м³.

Таким образом, проведенный эксперимент позволил оценить биологическую активность почвы, изменяющуюся в результате антропогенных прессов в отдельных районах города. Установлено, что образцы 1, 2 и 3 характеризуются средней, а образцы 4 и 9 слабой биологической активностью почв.

На втором этапе работы определен фитотоксический эффект почвы путем сопоставления показателей тест-функции контрольных и опытных семян. Экспериментальные исследования проводились в 2 этапа: проверялись всхожесть семян и параметры фитотоксичности.

В качестве тест-объекта использовались семена с небольшим запасом питательных веществ, но более подверженные влиянию внешней среды: кресс-салат, редис, горчица, овес. Величина показателя контрольных (L_K) и опытных (L_{Op}) семян вычисляли как среднее арифметическое из совокупности данных о длине корней проростков, полученных в трех повторностях эксперимента. Фитотоксическое действие считается доказанным, если фитозффект (E_T) составляет 20 % и более.

Эксперимент проводили в почвенных пробах массой по 10 г с добавлением 5 мл дистиллированной водой и 25 сухих здоровых семян. Чашки Петри с опытными и контрольными образцами выдерживали в термостате 7 суток. По истечении срока экспозиции измерили длину корней проростков. Определение фитотоксического эффекта проводилось путем сопоставления показателей тест-функции (L_{CP}) контрольных и опытных семян. Величина показателя вычислялась по формуле как среднее арифметическое из совокупности данных о длине корней проростков полученных в трех повторностях эксперимента:

$$L_{CP} = \frac{\sum L_i}{n}$$

где L_i - длина максимального корня каждого семени, мм; n - общее количество семян, взятых в опыт

Считается, что при $L_{CP(ОП)} \geq L_{CP(К)}$ - отсутствует неблагоприятное действие отхода. Величина эффекта торможения определялась по формуле:

$$E_T = \frac{L_K - L_{ОП}}{L_K} \cdot 100\%,$$

где E_T - эффект торможения, %; $L_{ОП}$ - средняя длина корней в опыте, мм; L_K - средняя длина корней в контроле, мм.

Фитотоксическое действие считается доказанным, если фитозффект (E_T) составляет 20 % и более. Установлено, что образец 4 характеризуется как объект с неблагоприятным действием отхода ($L_{CP(ОП)} \leq L_{CP(К)}$). При этом для всех остальных образцов условие $L_{CP(ОП)} \geq L_{CP(К)}$ - выполнимо.

Согласно градации проявления фитотоксического эффекта, эффект торможения для образца 4 составил 28 %, что свидетельствует о слабом токсическом эффекте. Для всех остальных образцов почвы, эффект торможения находится в интервале 6-8 %, что определяет отсутствие токсического эффекта.

Библиографический список

1. Dam monitoring using fiber optical temperature and microwave level sensors. / Proceedings of the Six International Environmental Congress (Eighth International Scientific – Technical Conference) «Ecology and Life Protection of Industrial-Transport Complex» ELPIT 2017 20-24 September, 2017 Samara-Togliatti, Russia: Edition in Publishing House of Samara Scientific Centre, 2017. – p.401. / Elena V. Muraveva, Oleg A. Stepuschenco, Ilnur I. Nureev.
2. Матвеевко, Т.И. Основы токсикологии: практикум / Т.И. Матвеевко, Л.П. Майорова; [науч. ред. И. В. Гладун]. - Хабаровск: Изд-во Тихоокеан. гос. ун-та, 2018.- 100 с.
3. МР 2.1.7.2297-07 Методические рекомендации Почва. Очистка населенных мест. Бытовые и промышленные отходы. Санитарная охрана почвы // Бюллетень нормативных и методических документов Госсанэпиднадзора. Вып. 1(31), март 2008. - 13 с.
4. Привалова, Н.М. Определение фитотоксичности методом проростков / Н.М. Привалова // Успехи современного естествознания. - 2006. - № 10. - С. 45-48.

УДК 004.3

РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ РЕГУЛИРОВАНИЯ КЛИМАТА В КАБИНЕТЕ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

В.О. Черешнев, И.В. Кулешов, А.Р. Аветисян, Г.П. Ильин, Я.И. Шнякина
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет», г.
Тамбов

Представлена разработка макета автоматической системы регулирования микроклимата в кабинете магнитно-резонансной томографии на основе микроконтроллера Atmega.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, регулирование микроклимата, управление.

DEVELOPMENT OF AN AUTOMATIC CLIMATE REGULATION SYSTEM IN THE CABINET OF MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY

V.O. Chereshev, I.V. Kuleshov, A.R. Avetisyan, G.P. Ilyin, Ya. I. Shnyakina
Tambov State Technical University, Tambov

The development of a model of an automatic microclimate control system in a magnetic resonance imaging room based on an Atmega microcontroller is presented.

Key words: magnetic resonance imaging, microclimate regulation, control.

Поддержание климата в кабинете магнитно-резонансной томографии (МРТ) является сложной инженерной задачей, ошибки в которой могут привести к серьезным последствиям [1]. Для решения этой проблемы предложена разработка автоматической системы поддержания микроклимата на примере макета кабинета МРТ.

Параметры микроклимата в техническом помещении должны соответствовать 20...24 °С, а относительная влажность 40...60%, в комнате сканирования температура должна составлять 18...20 °С при относительной влажности 40...60%, а в комнате управления 22...26 °С, влажность 40...70%, при этом необходимо обеспечить вентиляцию всех помещений кабинета МРТ.

Разрабатываемая автоматическая система для поддержания климата в кабинете МРТ должна производить снятие тепловыделений в технической комнате и комнате управления, обеспечивать кондиционирование комнаты сканирования и аварийное удаление гелия из неё, вентиляцию во всех помещениях кабинета, а также с высокой точностью обеспечивать микроклиматические условия, необходимые для нормального функционирования аппаратуры.

Это реализуется благодаря датчикам, считывающим температуру и влажность, данные с которых передаются на микроконтроллер Arduino, после чего система управления, на основе прописанных заранее алгоритмов позиционной системы регулирования, в автоматическом режиме оценивает показания с датчиков и принимает решения на включение или выключение тех или иных исполнительных устройств кабинета (рис. 1).

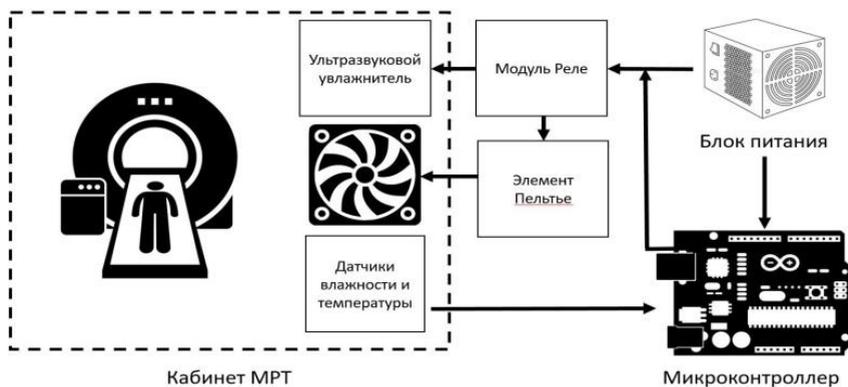


Рис.1 – Структурная схема автоматической системы регулирования климата в кабинете МРТ

Если температура в помещении поднялась или опустилась выше нормы, то включается система, которая пропускает воздух через радиатор, подключенный в общий водный контур с элементами Пельтье, необходимыми для быстрого охлаждения или нагревания теплоносителя. При понижении влажности сухой воздух начинает циркулировать через систему ультразвукового увлажнителя, из-за работы которого создается так называемый «холодный пар» в процессе работы увлажнителя не происходит нагревания жидкости, что не создает дополнительных источников нежелательных тепловыделений [2-4].

Таким образом, была разработана автоматическая система с числовым программным управлением для поддержания климата в кабинете магнитно-резонансной томографии, позволяющая соблюсти необходимые требования СанПиН и рекомендации министерства здравоохранения. В дальнейшей перспективе для повышения презентабельности макета регулирования микроклимата в кабинете МРТ рекомендовано установить дисплей LCD 16x2 для отображения текущих и заданных параметров, а также клавиатуру для регулировки пороговых значений. Для имитации работы аппарата МРТ предлагается разработка упрощенного устройства на базе электромагнита.

Библиографический список

1. Фролов, С. В. Рациональный выбор медицинской техники для лечебно-профилактического учреждения на основе системы поддержки принятия решений / С. В. Фролов, М. С. Фролова, А. Ю. Потлов // Врач и информационные технологии. – 2014. – № 3. – С. 35 – 45
2. Прогнозирование квазигармонического сигнала в пространстве состояний / С. Н. Данилов, Н. А. Кольтюков, С. В. Петров, Т. И. Чернышова // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2016. – Т. 22, №3. – С. 374 – 380.
3. Synthesis of Algorithm for Range Measurement Equipment to Track Maneuvering Aircraft Using Data on Its ynamic and Kinematic Parameters / A. P. Pudovkin, Yu. N. Panasyuk, S. N. Danilov, S. P. Moskvitin // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – V. 1015, Is. 3, article id. 032111.
4. Synthesis of Channel Tracking for Random Process Parameters under Discontinuous Variation / A. P. Pudovkin, Yu. N. Panasyuk, S. N. Danilov, S. P. Moskvitin // Journal of Physics: Conference Series. –2018. – V. 1015, Is. 3, article id. 032112.

УДК 658.5

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА, КАК МЕТОД УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОДУКЦИИ

В.А. Симбирцев, А.В. Губарев

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

Рассмотрены основные этапы разработки технологического процесса, направления совершенствования технологических процессов.

Ключевые слова: *совершенствование, технологический процесс, типовой технологический процесс.*

IMPROVING THE TECHNOLOGICAL PROCESS AS A METHOD OF IMPROVING PRODUCT QUALITY

V.A. Simbirtsev, A.V. Gubarev

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

The main stages of the technological process development and the directions of technological process improvement are considered.

Key words: *improvement, technological process, standard technological process.*

Технологический процесс (ТП) – это совокупность взаимосвязанных действий, после выполнения которых из исходных данных получается необходимый результат. Все технологические процессы состоят из

технологических операций, которые, в свою очередь, могут рассматриваться как части усложненных и перечень более простых ТП. Технологические операции же разбиваются на технологические переходы, в описании которых подробно расписан перечень действий, оборудования и оснащения, с помощью которых будет выполнена технологическая операция. Поэтому, технологическую операцию можно назвать элементарным технологическим процессом.

На предприятиях технологические процессы описываются с помощью маршрутных карт, в которых находится вся необходимая информация по обработке сырья, материалов, заготовок, изделий и т.д. Маршрутные карты оформляются согласно ГОСТ 3.1118-82 «Единая система технологической документации. Формы и правила оформления маршрутных карт».

Можно выделить 4 основных этапа разработки технологического процесса:

- 1) Начальный: сбор исходных данных, проверка их полноты, правдивости, правильности и качества;
- 2) Подготовительный: преобразование и корректировка входной информации в электронный вид с помощью ЭВМ и специализированных программных продуктов;
- 3) Основной: обработка и сортировка собранной информации, создание технологического процесса;
- 4) Заключительный: проверка ТП по всем необходимым параметрам, его утверждение, оформление, печать и подписание.

Совершенствование ТП - важнейшее направление, с помощью которого изменяется соотношение между затратами и результатами в лучшую сторону. Этому может поспособствовать направление типизации технологических процессов, которое в дальнейшем перерастает в разработку типовых технологических процессов (ТПП), с помощью которых упрощается разработка технологий, тем самым сокращается время их разработки и ускоряется подготовка производства по выпуску определённой продукции. ТПП целесообразно применять лишь на крупносерийных, серийных и мелкосерийных предприятиях из-за отношения объема номенклатуры изделий к объему выпуску готовой продукции.

В дальнейшем совершенствование ТП перерастает в групповые технологии (ГТП), которые обеспечивают уменьшение затрат (как трудовых, так и материальных), тем самым давая более продуктивное использование времени, оборудования и средств повышения технологического уровня предприятия.

Так же, развитие технологий может пойти и по пути комбинирования, которое подразумевает собой совокупность различных ТП. Оно обеспечивает использование и переработку отходов, совместную последовательную обработку некоторой продукции, тем самым уменьшая расходы предприятия и, следовательно, улучшая его экономические показатели.

Занимаясь совершенствованием технологических процессов можно положительно повлиять на качество выпускаемой продукции. Происходит это из-за того, что при разработке ТТП (в дальнейшем – ГТП) происходит наиболее подробное и точное описание последовательности действий, используемого оборудования и оснащения, техники безопасности при работе с различным оборудованием и различного рода необходимой информации в маршрутной карте технологического процесса для исполнителей. При таком предоставлении информации в маршрутной карте исполнителю определённого перехода или операции будет более понятен ожидаемый от него результат, тем самым будет минимизирован шанс ошибочного выполнения работы.

Библиографический список

1. ГОСТ 3.1118-82 Единая система технологической документации. Формы и правила оформления маршрутных карт. – М.: Стандартинформ, 2012. – 22 с.
2. Губарев А.В. Улучшение технологического процесса строгания лицевых кож /А.В. Губарев, С.В. Губарева, А.А. Назарцева // Управление качеством в образовании и промышленности. Сборник статей Всероссийской научно-технической конференции. Редколлегия: Белая М.Н. (отв. ред.). 2020. С. 120-126.

УДК 615

ОБЗОР МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ КОРТИКАЛЬНЫХ ЗРИТЕЛЬНЫХ ПРОТЕЗОВ

М.С. Галущка, В.Ю. Вишневецкий

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

Рассмотрены принципы обработки изображений для кортикальных зрительных протезов. Выбран оптимальный метод для обработки изображений в условиях ограниченных ресурсов.

Ключевые слова: обработка изображений, протезирование, зрение, слепота.

OVERVIEW OF IMAGE PROCESSING METHODS FOR CORTICAL VISUAL PROSTHESES

M.S. Galushka, V.Yu. Vishnevetskiy
Southern Federal University, Taganrog

The principles of image processing for cortical visual prostheses are considered. A different image processing method was chosen in limited resource conditions.

Key words: image processing, prosthetics, vision, blindness.

На данный момент в мире все большее число людей страдают от необратимой потери зрения. Уже сейчас около 36 млн. человек поражены слепотой согласно оценке Всемирной организации здравоохранения [1 <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>]. Зрительное протезирование является единственным на данный момент способом частично вернуть зрение при необратимой слепоте.

Зрительное протезирование может производиться на сетчатке (ретиальное протезирование), на зрительном нерве (периневральное протезирование), а также на участке зрительной коры головного мозга (кортикальное или прямое протезирование). Принцип действия во всех этих подходах один – стимулирование участка зрительного пути током при помощи электродов для образования фосфенов. Фосфен – явление образования зрительных ощущений без участия света. В данной работе рассматриваются методы обработки изображений для кортикальных зрительных протезов, однако принципы будут схожими и для ретиальных и периневральных устройств.

Обработка изображения для зрительного устройства включает в себя выполнение следующих задач: сжатие разрешения изображения до разрешения протеза (определяется числом электродов), перевод изображения из цветного в бинарное. Существует 3 основных подхода к обработке изображения:

1. Метод нахождения областей интереса (ROI)
2. Спектральный метод
3. Метод обработки при помощи нейросетей

Метод нахождения областей интереса является наиболее простым алгоритмом обработки изображения. В начале снижается разрешение изображения при помощи масштабного коэффициента. Далее выполняется фильтрация изображения при помощи маски фильтра нижних частот, так как это позволит улучшить детализацию изображения. Следующий этап – перевод изображения из цветного в градации серого. После этого производится поиск границ объектов при помощи фильтра Лапласа и фильтра Собеля и производится перевод изображения в бинарный вид [2].

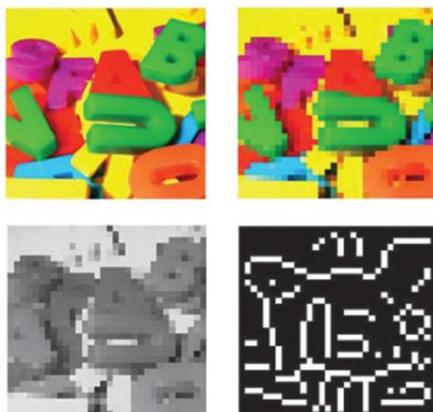


Рис. 1 – Обработка изображения методом ROI: а) оригинальное изображение; б) снижение разрешения с 650×650 до 32×32 ; в) перевод цветного изображения в градации серого; г) определение границ объектов.

Спектральный метод помимо камеры видимого спектра использует еще и камеру ближнего инфракрасного диапазона. Обработка видимых и инфракрасных потоков разделена на четыре основных:

1. Получение и подготовка изображения - получение изображений как с инфракрасных, так и с видимых камер, а также начальная регулировка усиления и выравнивание интенсивности

2. Повышение качества изображения. контраста путем сегментирования сцены - для увеличения эффективного контраста сцены за счет уменьшения нерелевантных функций (требующих сегментации с усилением ИК)

3. Перенацеливание сцены - чтобы вместить больше информации в визуальный туннель путем нелинейного сжатия сцены (требуется сегментация с усилением ИК)

4. Кодирование стимулятора - для окончательного согласованного преобразования видеоизображения в последовательность электрических импульсов стимулятора [3].



Рис. 2 – Изображение, полученное спектральным методом для системы 32×32 электрода

Метод обработки при помощи нейронной сети представляет из себя задачу извлечения структурных краев объектов (SIE) и масок объектов и силуэтов (OMS). Одна из основных проблем распознавания элементов сцены на основе силуэтов - отсутствие чувства масштаба или перспективы. Масштаб и структура сцены могут быть достигнуты путем обнаружения структурных информационных краев (SIE), то есть тех основных краев, образованных пересечением стен, пола и потолка комнаты. После на основе полученных данных строится бинарное изображение. Потенциально данный метод может лучше остальных строить точное бинарное изображение, однако для этого необходимо обучить нейросеть, что может потребовать больших временных и технических ресурсов [4].



Рис. 3 – Оригинал и изображение, полученное при помощи нейросетей

Таким образом, существует 3 способа обработки изображения. Наиболее перспективным является метод обработки при помощи нейросетей, однако и ресурсов он требует гораздо больше, чем в остальных методах. Спектральный метод требует меньших ресурсов, при этом его незначительно отличается по точности от нейросетей. Именно спектральный подход наиболее оптимален в условиях ограниченных ресурсов.

Библиографический список

1. Нарушения зрения и слепота [Электронный ресурс]. URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment> (дата обращения: 09.11.2020).
2. Yili Chen. An image-processing strategy to extract important information suitable for a low-size stimulus pattern in a retinal prosthesis // Biomedical Engineering, 2017, Volume 62: Issue 6
3. Walid Al-Atabany. Extraspectral Imaging for Improving the Perceived Information Presented in Retinal Prosthesis // Journal of Healthcare Engineering, 2018.
4. Melani Sanchez-Garcia, Ruben Martinez-Cantin. Semantic and structural image segmentation for prosthetic vision // J. PLOS ONE, January 29, 2020

УДК 616.31

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ТКАНЕЙ ПАРОДОНТА

С.М. Герашенко, А.В. Демидов, Е.В. Удальцова

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

Разработан алгоритм работы программного обеспечения для анализа джоульметрических показателей тканей пародонта. Данный алгоритм используется для ранней диагностики пародонтита различной степени тяжести. Программа реализована в среде Matlab и позволяет производить расчёт электрохимических показателей, характеризующих состояние биологических тканей на основе информации получаемой с контактных датчиков.

Ключевые слова: *джоульметрические информационно-измерительные системы, заболевания пародонта, пародонтит, диагностика пародонтита.*

DEVELOPMENT OF SOFTWARE FOR ANALYSIS OF JOULMETRIC INDICATORS OF PERIODONTAL TISSUES

S.M. Gerashchenko, A.V. Demidov, E.V. Udaltsova

Penza State University, Penza

Developed software for the analysis of the algorithm dzhoulmetricheskih indicators of periodontal tissues. This algorithm is used for early diagnosis of periodontitis of varying severity. The program is implemented in the Matlab environment and allows you to calculate electrochemical parameters characterizing the state of biological tissues based on information received from contact sensors.

Key words: *joulemetric information-measuring systems, periodontal diseases, periodontitis, periodontitis diagnostics.*

Ранняя диагностика воспалительных заболеваний тканей, является актуальной проблемой в современной медицине и, в частности, в стоматологии. Рост количества заболеваний пародонта связывают не только с наличием у пациентов красного пародонтопатогенного комплекса микроорганизмов, но и с ухудшением общесоматического здоровья популяции, связанного с ухудшением экологических показателей и ведением нездорового образа жизни, что в свою очередь приводит к ранней потере зубов [1-2].

В данной работе для первичной инструментальной диагностики и последующего мониторинга состояния пациентов в постоперационном периоде использовался джоульметрический метод [3-4].

В основу джоульметрического метода положено соответствие между работой, совершаемой внешним источником электрической энергии, и состоянием исследуемого объекта [5-7].

Для расчёта электрохимических показателей, характеризующих состояние биологических тканей на основе информации получаемой с контактных датчиков, была разработана программа в среде Matlab [8-9], в которой реализован следующий функционал:

- импорт входных данных с датчика;
- фильтрация входного сигнала с использованием фильтром Баттерворта;
- визуализация полученных входных данных;
- расчет параметра работы тока на основе импортированных вольтамперных характеристик;
- сохранение результатов расчётов.

Алгоритм работы программы имеет следующий вид. В графическом интерфейсе пользователя при нажатии кнопки «Load data» появляется диалоговое окно для выбора необходимых данных в формате .dat. Затем файл с данными загружается в память программы. Далее сигнал фильтруется и выводится в графический интерфейс пользователя, для визуальной оценки корректности импортированных данных. В случае корректности данных пользователь выбирает команду «Calculation» и происходит расчёт работы тока. Данный показатель выводится в нижней части графического интерфейса пользователя. Затем предлагается сохранить полученные результаты в табличном формате с указанием номера исследования, даты проведения и клинического состояния тканей пародонта обследуемого. Вид графического интерфейса пользователя представлен на рисунке 1.

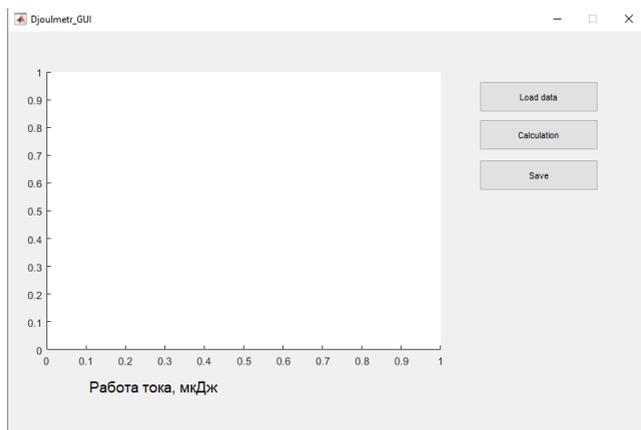


Рис. 1 – Вид графического интерфейса пользователя

Разработанное программное обеспечение предназначено для расчёта джоульметрических показателей тканей пародонта на основе полученных входных данных с датчика. Программа осуществляет фильтрацию сигнала, визуализацию полученных данных, производит расчёт джоульметрических показателей работы тока тканей пародонта и сохраняет результаты работы в специализированную базу данных

Библиографический список

1. Курякина, Н.В., Кутепова, Т.Ф. Заболевания пародонта. — М.: Медицинская книга, Н.Новгород: Изд-во НГМА, 2000. — 162 с.
2. Улитовский, С.Б. Гигиена полости рта в пародонтологии. — М.: Медицинская книга, 2006.
3. Иванов, П.В. Исследование взаимосвязи джоульметрических параметров с воспалительными изменениями тканей пародонта / П.В. Иванов, Л.А. Зюлькина, С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Н.Н. Янкина // Биология и медицина. — Т. 8. — №2. — 2016. — С. 1-4.
4. Удадьцова, Е.В. Использование джоульметрического экспресс-метода для контроля созревания костного регенерата после проведения направленной тканевой регенерации в пародонтологии / Е.В. Удадьцова, Л.А. Зюлькина, С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, П.В. Иванов // Актуальные проблемы медицинской науки и образования (АПМНО-2019): сборник статей по материалам VII Международной научной конференции, посвященной 80-летию Пензенской области и 20-летию Медицинского института ПГУ., Пенза 2019. С. 217-220.
5. Геращенко, С.И. Джоульметрия и джоульметрические системы: теория и приложение: монография / С.И. Геращенко — Пенза: Издательство ПГУ, 2000. — 192 с.
6. Геращенко, С.М. Джоульметрический декомпозиционный метод контроля состояний биологических объектов и его реализация / С.М. Геращенко, А.А. Митин, С.И. Геращенко // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. — 2009. — №4(12). — С. 93-100.
7. Геращенко, С.М. Джоульметрический метод контроля объектов с ионной проводимостью / С.М. Геращенко // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. — 2008. — №2. — С. 106-114.
8. Поршнева С. В. MATLAB 7. Основы работы и программирования: учебник. — М.: ООО «Бином-Пресс», 2011. — 320 с.
9. Бадриев И. Б., Бандеров В. В., Задворнов О. А. Разработка графического пользовательского интерфейса в среде MATLAB: уч. пособие. — Казань: КГУ, 2010. — 113 с.

МЕТОДЫ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ПРОДУКТОВ НА НАЛИЧИЕ ТОКСИКАНТОВ

А.Ф. Надина

ФКОУ ВО «Академия права и управления
Федеральной службы исполнения наказаний», г. Рязань

Учреждения и органы Федеральной службы исполнения наказаний России обеспечивают спецконтингент и сотрудников продуктами питания собственного производства, а также приобретаемыми из различных источников, важно, чтобы эта продукция была высокого качества. Это возможно осуществить, если вся она будет проходить проверку на наличие токсичных для организма веществ.

Ключевые слова: *токсиканты, органолептические методы, физико-химические методы.*

METHODS FOR ASSESSING THE QUALITY OF PRODUCTS FOR THE PRESENCE OF TOXICANTS

A.F. Nadina

Academy of law management of the federal penal service of Russia, Ryazan

Institutions and bodies of the Federal penitentiary service of Russia provide special agents and employees with food products of their own production, as well as purchased from various sources. It is important that these products are of high quality. This can be done if all of it is checked for the presence of toxic substances for the body.

Key words: *toxicants, organoleptic methods, physical and chemical methods.*

Свойство (способность) химических веществ, действуя на биологические системы не механическим путем, вызывать их повреждение или гибель, или, применительно к организму человека, способность вызывать нарушение работоспособности, заболевание или гибель называется токсичностью.

При нормировании качества продуктов питания используют такой показатель как ПДК вредного вещества в продуктах питания, иначе называемый максимально допустимым уровнем (МДУ), а для веществ, которые использовались в процессе получения продукции – допустимое остаточное количество (ДОК).

Продовольственная безопасность – важный фактор развития органов и учреждений ФСИН [1]. Для ее осуществления проводят различные исследования поступающей продукции на наличие токсинов с помощью органолептических и физико-химических методов [2,3].

Органолептические методы используют для оценки комплекса показателей, определяющих пищевую ценность сырья и продуктов,

оцениваемых с помощью органов чувств: зрения, обоняния, вкусовых ощущений и осязания.

Серьезное преимущество органолептического анализа – возможность за короткий срок получить представление о комплексе таких свойств пищевых продуктов, как внешний вид, цвет, вкус, запах, консистенция и др. Данные показатели имеют решающее значение при оценке качества продукции. Органолептический метод оценки продуктов предусматривает очередность в определении показателей качества в соответствии с естественной последовательностью восприятия. В первую очередь зрительно оценивают такие качественные характеристики продукта, как внешний вид, форма, цвет; затем с помощью обоняния определяют запах и, наконец, оценивают ощущения, возникающие в полости рта при приеме пищи, – вкус, консистенцию (нежность, жесткость) и сочность. С учетом того что запах и вкус влияют на усвояемость продукта, значение этих показателей при оценке качества очевидно.

За последние годы в организации и проведении контроля качества продуктов питания произошли существенные изменения. В промышленность внедрены новые правила приёмки и отбора проб, которые основаны на методах статистического приёмочного контроля, введены также новые стандарты на методы определения физико-химических показателей пищевых продуктов [4].

Для более детального и точного определения количества или качества отдельных органических и неорганических веществ, входящих в состав пищевых продуктов, используют лабораторные (измерительные) методы. По сравнению с органолептическим анализом они более длительные и сложные, но лишены субъективности эксперта.

При экспертизе качества пищевых продуктов в уголовно-исполнительной системе применяют физико-химические методы для определения сахаров, жиров, некоторых витаминов и других веществ. С помощью спектральных методов анализа определяют элементарный и молекулярный состав продуктов, в том числе содержание микро- и макроэлементов, витаминов А, К, В1, В6 и др. [5].

Применение хроматографических методов анализа позволяет определить аминокислотный и жирно-кислотный состав мясных продуктов, содержание летучих органических токсических веществ – нитрозаминов.

В практике определения свойств мяса широко используют рНметрию – метод измерения активной кислотности водных экстрактов из мышечной ткани мяса, основанный на потенциометрическом определении концентрации ионов водорода. Показатель рН позволяет судить о стабильности свойств мясного сырья в отношении развития микробиологических процессов, окислительных изменений, а также об уровне гидратации белков, способности системы удерживать влагу [5].

При приёмке учреждения уголовно – исполнительской системы оценивают

безопасность пищевых продуктов по количественному и качественному содержанию в них микроорганизмов, продуктов их жизнедеятельности, а также веществ химической и биологической природы. Исследование любого пищевого продукта представляет собой сложную аналитическую задачу, которая требует от сотрудника определенный уровень знаний, умений, навыков и опыта.

Библиографический список

1. Жильников А.А. Выявление скрытых примесных металлов в пищевой продукции и сырье // В сб. тез. выступ. и докл. участников к 140-летию уголовно-исполнительной системы России и 85-летию Академии ФСИН России: в 10 т. 2019. С. 70-71.
2. Питюрина И.С., Наприс Ж.С., Черникова О.В. Оценка качества продукции животного происхождения, поставляемой для нужд УИС // Учебное пособие по дисциплине "Товароведение и экспертиза товаров (поставляемых для нужд УИС)". – Курск. – 2019. – 133 с.
3. Питюрина И.С., Черникова О.В. Методика оценки показателей контроля качества и безопасности продовольственных товаров, поставляемых для нужд УИС // В сборнике: Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2019 Сборник трудов XXXII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. Под общей редакцией В.И. Жулева. – 2019. – С. 325-328.
4. Питюрина И.С., Черникова О.В. Оценка содержания нитратов и тяжелых металлов в основных видах круп//В сборнике: Технологические аспекты возделывания сельскохозяйственных культур. Сборник статей по материалам XVI Международной научно-практической конференции, посвященный 100-летию кафедры земледелия. Беларусь. – 2020. – С. 165-168.
5. Chernikova O., Pityurina I., Terentyev A., Rakhmaev E. Analysis of safety indicators for poultry products produced in subsidiary farms in penitentiary facilities //Agronomy Research. 2020. T. 18. № Special Issue 3.C. 1640-1648.

**АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРОДОВОЛЬСТВЕННОЙ
БЕЗОПАСНОСТИ РАСТЕНИЕВОДЧЕСКОЙ ПРОДУКЦИИ,
ПОСТАВЛЯЕМОЙ ДЛЯ НУЖД УИС**

О.А. Давронова, И.С. Питюрина

ФКОУ ВО «Академия права и управления Федеральной службы исполнения наказаний», г. Рязань

Рассмотрены показатели качества и безопасности растениеводческой продукции, поставляемой для нужд УИС, проведены исследования по содержанию нитратов в овощах, а именно в картофеле, моркови и свекле.

Ключевые слова: *продовольственная безопасность, растениеводческая продукция, содержание нитратов, ионометрический метод.*

**ANALYSIS OF FOOD SAFETY INDICATORS OF CROP PRODUCTS
SUPPLIED FOR THE NEEDS OF UIS**

O.A. Davronova, I.S. Pityurina

Academy of Law and Management of the Federal Penitentiary Service, Ryazan

The indicators of the quality and safety of plant products supplied for the needs of the UIS are considered, studies on the content of nitrates in vegetables, namely, in potatoes, carrots and beets, are carried out.

Key words: *food security, crop production, nitrate content, ionometric method.*

На современном этапе развития общества обеспечение продовольственной безопасности УИС приобретает все большую актуальность, становясь одной из ключевых проблем глобального характера. Решение данной проблемы является важным условием создания атмосферы стабильности и благополучия в учреждениях УИС[1].

Под продовольственной безопасностью учреждений УИС следует понимать такую ситуацию, при которой все учреждения будут иметь физический и экономический доступ к достаточному количеству безопасной пищи, необходимой для поддержания нормальной жизнедеятельности организма спецконтингента и личного состава [2-4].

Главная цель достижения продовольственной безопасности – гарантированное и устойчивое снабжение учреждений УИС продовольствием, не подверженного влиянию внешних и внутренних неблагоприятных воздействий.

Важнейшими условиями достижения продовольственной безопасности являются:

- потенциальная физическая доступность продуктов питания для всех учреждений УИС;
- возможность приобретения продовольствия всеми учреждениями УИС;

- потребление продуктов надлежащего качества в количестве, достаточном для рационального питания.

В современных условиях значение продовольственного обеспечения учреждений УИС возрастает, а задачи продовольственной службы усложняются. Своевременное и полноценное питание сотрудников и спецконтингента является важнейшим фактором, обеспечивающим восстановление и поддержание физических сил, выносливости и работоспособности, устойчивого морально-психологического состояния, а также успешному выполнению служебно-боевых задач [5].

Система продовольственного обеспечения УИС на сегодняшний день находится как на самообеспечении, что предусматривает собственное производство важнейших видов сельскохозяйственной продукции, сырья и продовольствия, так и частично закупается с соблюдением всех норм по ФЗ №44 [6].

Значительную роль в рационе занимает овощная продукция, поэтому ее выращиванию уделяется пристальное внимание. Овощи занимают особое место в организации питания, обеспечивая организм человека полезными питательными веществами.

Среди самых распространенных выращиваемых овощных культур в учреждениях УИС выделим картофель, морковь, свеклу.

Каждый из данных культур имеет свои качественные характеристики, регламентированные государственными стандартами (ГОСТами), отраслевыми стандартами (ОСТ), техническими условиями (ТУ), а также договорными условиями, если на продукцию отсутствуют стандарты или технические условия.

Так как сельское хозяйство является источником снабжения учреждений УИС растениеводческой продукцией, стоит говорить о качестве и безопасности выращиваемой продукции. На качество продукции растениеводства влияют такие факторы как качество посевного материала, агротехнические условия вегетации растений, условия сборки урожая и его транспортировки с полей, качество первичной обработки, а также условия хранения продукции в хранилищах учреждений УИС.

Одним из требований качества растениеводческой продукции является предельно допустимая концентрация нитратов. Допустимые уровни содержания нитратов в продуктах растительного происхождения определены в СанПиН 42-123-4619-88 от 30 мая 1988 года [1].

В связи с этим контроль этих показателей безопасности является весьма актуальным аспектом при приемке плодоовощной продукции в учреждения уголовно-исполнительной системы.

Продукция растениеводства учреждений УИС должна соответствовать требованиям представленным в таблице 1.

Таблица 1 - Требования, предъявляемые к овощам, поставляемым для нужд УИС по содержанию нитратов

Продукция растениеводства	Содержание нитратов, мг/кг
Картофель	250
Морковь столовая	250
Свекла столовая	1400

Были проведены исследования по содержанию нитратов в овощах. Для определения концентрации нитратов в овощах, выращенных в учреждениях УИС, нами был выбран ионометрический метод определения нитратов. Объектами исследования явилась плодоовощная продукция (картофель, свекла, морковь) урожая 2020 года, выращенная в подсобных хозяйствах учреждений Рязанской области. На момент измерений все продукты являлись абсолютно свежими. Результаты проводимых измерений представлены в таблице 2.

Таблица 2 - Содержание нитратов в овощной продукции, выращенной учреждениями уголовно-исполнительной системы

Овощная культура	Содержание нитратов, мг/кг	Вывод	
	Норма по ГОСТ	Фактическое значение	
Картофель	250	110	Не превышает предельно допустимые значения
Морковь	250	90	Не превышает предельно допустимые значения
Свёкла	1400	198	Не превышает предельно допустимые значения

Данные таблицы 2 свидетельствуют о том, что полученные результаты измерений содержания нитратов в овощных культурах, выращиваемых в учреждениях УИС, находятся в пределах допустимых норм.

Таким образом, можно сделать вывод, что выращиваемая продукция уголовно-исполнительной системы соответствует нормам содержания нитратов и является безопасной для потребления. Полный переход на самообеспечение плодоовощной продукцией позволит максимально

эффективно задействовать материальные ресурсы учреждений и уменьшить траты государственного бюджета.

Библиографический список

1. СанПиН 42-123-4619-88 от 30 мая 1988 года «Методические указания по определению нитратов и нитритов в продукции растениеводства».
2. Черникова О.В., Мажайский Ю.А. Основные проблемы самообеспечения продовольствием в учреждениях УИС // IV Международный пенитенциарный форум «Преступление, наказание, исправление» : сб. тез. выступлений и докладов участников (г. Рязань, 20–22 нояб. 2019 г.), Т. 9 : Материалы международных научно-практических конференций и круглых столов. – Рязань: Академия ФСИН России, 2019. – С.258 – 262.
3. Питюрина И.С., Черникова О.В. Методика оценки показателей контроля качества и безопасности продовольственных товаров, поставляемых для нужд УИС / И.С. Питюрина, О.В. Черникова// В сб.: Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства робототехнические комплексы – Биомедсистемы – 2019. Сб. трудов ХХХПВсероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. Под общей редакцией В.И. Жулева. 2019. С.325-328.
4. Жильников А.А. Выявление скрытых примесных металлов в пищевой продукции и сырье // В сб. тез. выступ. и докл. участников к 140-летию уголовно-исполнительной системы России и 85-летию Академии ФСИН России: в 10 т. 2019. С. 70-71.
5. Курочкина Е.Н., Питюрина И.С. Оценка материальной базы сельхозпроизводителей в рамках обеспечения продовольственной безопасности страны / Е.Н. Курочкина, И.С. Питюрина// В сборнике: Технологические аспекты возделывания сельскохозяйственных культур. Сборник статей по материалам XIVМеждународной научно-практической конференции, посвященной сто100-летию кафедры ботаники и физиологии растений. 2019. С.103-106.
6. Амплеева Л.Е., Черникова О.В. Влияние различных форм селена на адаптацию и урожайность картофеля ранних сортов / Л.Е. Амплеева, О.В. Черникова// В сборнике: Инновационные научно-образовательное обеспечение агропромышленного комплекса, материалы 69-ой Международной научно-практической конференции. 2018. С.9-13.

ЛИНЕАРИЗАЦИЯ ИММУННОГО ПИД-РЕГУЛЯТОРА

А.И. Бобиков, Т.С. Бубнова

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

В данной работе описана методика линеаризации иммунного ПИД-регулятора, который представляет собой нелинейное устройство. Линеаризация осуществляется при помощи разложения нелинейных функций в ряд Тейлора. Полученная в результате линеаризации линейная модель позволяет анализировать свойства замкнутой системы управления с иммунным ПИД-регулятором при малых отклонениях от состояния равновесия, в том числе дает возможность исследовать устойчивость системы в малом.

Ключевые слова: *иммунный ПИД-регулятор, ряд Тейлора, линеаризация, устойчивость в малом.*

PID IMMUNE REGULATOR LINEARIZATION

A.I. Bobikov, T.S. Bubnova.

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

This paper describes a technique for linearizing an immune PID controller, which is a non-linear device. Linearization is carried out using the expansion of nonlinear functions in a Taylor series. The linear model obtained as a result of linearization makes it possible to analyze the properties of a closed-loop control system with an immune PID controller at small deviations from the equilibrium state, including making it possible to study the stability of the system in a small one.

Key words: *immune PID controller, Taylor series, linearization, stability in the small.*

Во многих технических устройствах наиважнейшей задачей стоит сохранение устойчивости автоматической системы управления. Особенно важен этот вопрос в медицинской сфере, где автоматические устройства встраиваются все чаще в том числе и в медицинские роботы. Поэтому в данной работе рассмотрен вопрос линеаризации иммунных ПИД-регуляторов, что позволит осуществить анализ устойчивости таких систем управления.

Нелинейные характеристики непрерывного иммунного ПИД-регулятора [1] в значительной степени усложняют анализ свойств замкнутой системы, в том числе анализ устойчивости системы, так как для нелинейных систем не применимы классические критерии устойчивости линейных систем, что вынуждает исследовать систему в рамках L_2 -устойчивости [2,3]. Анализ

системы с использованием L_2 -устойчивости позволяет получить лишь достаточное условие устойчивости замкнутой системы, однако наиболее важно наличие необходимого и достаточного условий устойчивости такой системы, которые для линейных замкнутых систем найти сравнительно просто.

Наиболее популярной методикой для линеаризации нелинейных устройств является разложение описывающих их поведение нелинейных функций в ряд Тейлора в окрестности установившегося состояния. Этот подход использован в данной работе для линеаризации нелинейной модели иммунного ПИД-регулятора, которая имеет вид [1, 2]:

$$u(t) = u_{pid}(t) + u_{im}(t).$$

Здесь $u_{im}(t) = K(1 - \eta f[u_s(t)])u_{pid}(t)$ есть уравнение (выходной сигнал) иммунного регулятора, $u_{pid}(t)$ есть выходной сигнал ПИД-регулятора, $f(u_s(t)) = \frac{\exp(-cu_s(t))-1}{\exp(-cu_s(t))+1}$ и $u_s(t) = \exp(-t/T)*u(t)$.

Полагая, что модель объекта управления не содержит интегрирующих звеньев и описывается передаточной функцией (ПФ) $W(p)$, можно найти его коэффициент усиления $k_1 = W(0)$. При этом для установившегося режима определяем соотношения $u_{s0} = u_0$, $u_0 = \{1 + K[1 - \eta f(u_0)]\}u_{pid0}$, $u_{pid0} = \frac{u_0}{1 + K(1 - \eta f(u_0))}$, $u_0 = \frac{y_0}{k_1}$, $f(u_0) = \frac{\exp(-cu_0)-1}{\exp(-cu_0)+1}$. Здесь y_0 есть установившееся значение управляемой величины. Если считать, что задающее воздействие $v = v_0 = const$, то при известном v_0 можно найти установившееся значение u_{pid0} выходного сигнала ПИД-регулятора, решая нелинейное алгебраическое уравнение:

$$u_{pid0} = \frac{v_0}{1 + k_1 K \left(1 - \eta f \left(\frac{v_0}{k_1} \right) \right)},$$

обеспечивающее в установившемся режиме равенство $y_0 = v_0$.

Представим уравнение иммунного регулятора в виде:

$$u_{im}(t) = m(t)u_{pid}(t),$$

где $m(t) = K(1 - \eta f[u_s(t)])$. Иммунный регулятор включает в себя два нелинейных элемента, один из которых описывается моделирующей функцией $q(t) = f[u_s(t)]$, а другой определяет произведение сигналов $m(t)$ и $u_{pid}(t)$. Введем в рассмотрение отклонения этих сигналов от установившихся значений как $\Delta m(t) = m(t) - m_0$, $\Delta u_{pid}(t) = u_{pid}(t) - u_{pid0}$ и $\Delta u_{im}(t) = u_{im}(t) - u_{im0}$, причем $m_0 = K(1 - \eta f[u_s(0)])$. Тогда $\Delta u_{im}(t) = m_0 u_{pid0} + m_0 \Delta u_{pid}(t) + u_{pid0} \Delta m(t) + \Delta m(t) \Delta u_{pid}(t)$.

Пренебрегая при малых отклонениях четвертым слагаемым и учитывая, что $u_{im0} = m_0 u_{pid0}$, находим уравнение иммунного ПИД-регулятора в отклонениях от состояния равновесия

$$\Delta u_{im}(t) = m_0 \Delta u_{pid}(t) + u_{pid0} \Delta m(t).$$

Функция $m(t)$ является нелинейной функцией от переменной $u_s(t)$. Разлагая эту функцию в ряд Тейлора и пренебрегая нелинейными членами разложения в виду их малости при небольших отклонениях, получаем:

$$\Delta m(t) = \left(\frac{\partial m}{\partial u_s} \right) \Big|_0 \Delta u_s(t) = -K\eta \left(\frac{\partial f}{\partial u_s} \right) \Big|_0 \Delta u_s(t),$$

где $\left(\frac{\partial f}{\partial u_s} \right) \Big|_{u_s = u_{s0}} = \frac{[c \exp(-cu_{s0})(\exp(-cu_{s0}) - 1)]}{(\exp(-cu_{s0}) + 1)^2} - \frac{[c \exp(-cu_{s0})]}{\exp(-cu_{s0}) + 1}$.

Подставляя выражение $\Delta m(t)$ в $u(t)$, находим линеаризованную модель иммунного регулятора

$$\Delta u_{im}(t) = m_0 \Delta u_{pid}(t) - u_{pid0} K\eta \left(\frac{\partial f}{\partial u_s} \right) \Big|_0 \Delta u_s(t)$$

или

$$\Delta u_{im}(t) = m_0 \Delta u_{pid}(t) + K_{s0} \Delta u_s(t),$$

где $K_{s0} = -u_{pid0} K\eta \left(\frac{\partial f}{\partial u_s} \right) \Big|_0$. При этом отклонение управляемой величины

$$\Delta u(t) = \Delta u_{pid}(t) + \Delta u_{im}(t) u(t) = (m_0 + 1) u_{pid}(t) + K_{s0} \Delta u_s(t).$$

Отбрасывая символ Δ и применяя преобразование Лапласа, определяем ПФ иммунного ПИД-регулятора

$$W_{impid}(p) = \frac{u(p)}{e(p)} = \frac{m_0 + 1}{1 - K_{s0} W_s(p)} W_{pid}(p),$$

где $W_s(p) = \frac{u_s(p)}{u(p)} = \frac{1}{Tp+1}$ – ПФ фильтра обратной связи, $e(p)$ – преобразование Лапласа ошибки управления.

Итак, была осуществлена линеаризация непрерывного иммунного ПИД-регулятора. Использование линеаризованной модели иммунного ПИД-регулятора позволяет в рамках линейной теории анализировать устойчивость замкнутой системы управления в малом и оценить ее качество.

Библиографический список

1. Бобиков А.И., Бубнова Т.С., Попова А.А. Непрерывный иммунный самонастраивающийся ПИД-регулятор для объекта с запаздыванием. — Рязань. Вестник РГРТУ №59, 2017.
2. Fu Dongmei, Zheng Deling. The analysis of stability of immune control system based on small gain theorem, IEEE, 2005.
3. Georgiou T.T., Khammash M., Megretski A. On a large-gain theorem Syst. Control Letters, 32 (4) (1997), pp. 231-234.

**АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ПОТОКА
БИОЛОГИЧЕСКОЙ ЖИДКОСТИ СКВОЗЬ ПЛОСКОСТЬ
ОКТ-СКАНИРОВАНИЯ НА ИНТЕРФЕРЕНЦИОННЫЙ СИГНАЛ**

С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет,
г. Тамбов

Проведена серия физических и компьютерных экспериментов для выявления закономерностей, связывающих изменения в детектируемом интерференционном сигнале с характеристиками кровотока.

Ключевые слова: *ОКТ-сканирование, фантомы, кровоток.*

**ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF THE CHARACTERISTICS OF
BIOLOGICAL FLUID FLOW THROUGH THE PLANE
OCT SCAN TO INTERFERENCE SIGNAL**

S.V. Frolov, A. Yu. Potlov, T.A. Frolova
Tambov State Technical University, Tambov

A series of physical and computer experiments have been carried out to reveal the regularities connecting changes in the detected interference signal with the characteristics of blood flow.

Key words: *OCT scan, phantoms, blood flow.*

Для выявления закономерностей, связывающих изменения в детектируемом интерференционном сигнале с характеристиками кровотока, была проведена серия физических и компьютерных экспериментов. Компьютерные эксперименты проводились таким образом, чтобы как можно точнее соответствовать реальным лабораторным исследованиям, и подтверждать, либо опровергать полученные результаты. Физические эксперименты сводились к формированию и изучению методом ОКТ потоков с различными характеристиками. Поэтому описание физических экспериментов целесообразно разбить на две части: фантомы кровеносных сосудов и устройство для формирования потоков в них.

Фантомы на протяжении исследований изготавливались и использовались с явной тенденцией к усложнению. В начальных экспериментах использовались 10-и сантиметровые в длину микротрубки заданного диаметра (от 20 до 750 микрон) с заданной толщиной стенок (от 20 до 150 микрон). Микротрубки изготавливались по технологии 3D-печати с использованием 3D-принтера с LCD-засветкой «Anycubic Poton S». В качестве расходного материала использовались фотополимерные смолы фирмы «eSUN» двух типов «Standard Resin» и «PLA Resin». Первый тип лучше пропускал низкокогерентное излучение ОКТ-системы и создавал

меньше шумов, чем второй (более приближенный к реальным биологическим тканям). В качестве кровезамещающей жидкости использовались низкоконцентрированные (0.5% - 1.5%) растворы интралипида в воде, по оптическим свойствам похожие на артериальную и венозную кровь с различным содержанием форменных элементов. Первым шагом по усложнению фантомов было расположение вышеуказанных микротрубок в толще иммитатора биологической ткани. Часть микротрубок напрямую печаталась внутри протяженных геометрических объектов, таким образом, чтобы концы трубок имели выходы на его границу и формировалась полость, пригодная для прокачивания кровезамещающей жидкости. Несмотря на повышение сложности эксперимента, получаемые результаты при таком подходе были лучше, чем в начальных экспериментах, т.к. цилиндрическая форма внешней границы микротрубки создавала переотражения и даже разрывы в получаемых изображениях, относительно ровная поверхность фантома делала сигнал более устойчивым. В дальнейших экспериментах отпечатанные на 3D-принтере микротрубки помещались в специальные формы для литья, заполненные двухкомпонентным прозрачным силиконом «Sorta Clear 40» со специальными добавками. В качестве поглощающего агента был использован спектральный краситель «Indian Ink», в качестве рассеивателей применялся мелкодисперсный порошок диоксида титана (TiO₂). Силиконовые фантомы сканировались с расположенными в их толще микротрубками с потоками имитаторов биологических жидкостей с различными характеристиками. Затем микротрубки аккуратно извлекались и более реалистичные потоки формировались и исследовались уже в полостях силиконового фантома. Отдельная группа экспериментов была посвящена частичной закупорке исследуемого сосуда. Изучались бифуркации сосудов, при этом геометрические модели необходимые для формирования послойных моделей, формировались на основе распознавания реальных ОКТ-сканов сетчатки глаза. Напечатанные микротрубки использовались для формирования протяженных многослойных фантомов, причем каждый слой наносился на микротрубку вручную, обладал соответствующими реальным биофизическим данным толщиной и оптическими свойствами.

Важной физиологической особенностью человека является то, что кровеносные сосуды при небольших внутренних (мышечных) или внешних (деформирующая сила) не перекрываются. Просвет сосуда уплощается, но кровоток в нем продолжается, что обеспечивает нормальное функционирование организма. На этот случай были разработаны и протестированы отдельные фантомы, имитирующие не только оптические, но и частично механические свойства кровеносных сосудов. В поздних экспериментах использовались полноценные фантомы сетчатки глаза. Эта анатомическая структура моделировалась многослойной. Матриком для каждого слоя являлся двухкомпонентный прозрачный жидкий силикон. Для придания каждому из слоев характерных оптических свойств использовались

специальные добавки. В качестве поглощающего агента применялся спектральный краситель «Indian ink». Частицы диоксида титана служили рассеивателями. Слои формировались последовательно от нижнего (сосудистая оболочка) до верхнего (внутренняя пограничная мембрана). Для устойчивости формируемого фантома нижний слой располагается на прочной основе толщиной в несколько сантиметров. Для защиты тонких структур в составе фантома он накрывается специальной крышкой, которая имитировала хрусталик и роговицу. Расстояние от верхней поверхности крышки до верхнего слоя фантома подбиралось таким образом, чтобы соответствовать реальному расстоянию от роговицы до сетчатки глаза. Форма крышки также делалась физиологичной. Основание и защитная крышка сочленяются с помощью специальных защелок. Из основания берут начало имитируемые кровеносные сосуды, пронизывающие сосудистую оболочку сетчатки глаза. Все кровеносные сосуды представлены в виде протяженных полостей. Все эти полости являются связанными. Имитатор центральной артерии сетчатки глаза делится на несколько ответвлений, который ветвятся еще раз. Имитатор центральной вены сетчатки глаза построен аналогичным образом. Причем, все мелкие ответвления сосудов попарно соединены. Входы в имитаторы центральной артерии и центральной вены сетчатки глаза снабжены стандартными катетерами. Формирование основания и выступающей из него сложной сети моделируемых кровеносных сосудов осуществлено посредством технологии 3D-печати прозрачной фотополимерной смолой на основе полилактида. Защитная крышка изготавливается аналогичным образом. Все слои сетчатки глаза наносились на эту основу вручную с использованием миниатюрной кисточки и специального увеличительного стекла.

На рисунке 1 представлена обобщенная схема процесса моделирования кровотока в сосудах фантома сетчатки глаза. Для формирования пульсирующих потоков в имитаторах кровеносных сосудов разработано специальное устройство, включающее в себя: В1 – впускной клапан, В2 – насос с регулируемым потоком, В3 – гибкую трубку, В4 – электромотор для деформаций гибкой трубки по ходу часовой стрелки, В5 – вибромотор, В6 – электромотор для деформаций гибкой трубки против хода часовой стрелки, В7 – ультразвуковой расходомер, В8 – выпускной клапан, В9 – блок управления работой устройства, В10 – источник питания.

Фантом фиксируется в специальной подставке. Полая модель кровеносного сосуда одним своим концом с помощью гибкой трубки соединяется с выходным клапаном устройства для формирования пульсирующих потоков в фантомах кровеносных сосудов [1,2]. Второй конец полой модели кровеносного сосуда с помощью другой гибкой трубки соединяется с емкостью для отработанной кровезимитирующей жидкости. Входной клапан для формирования пульсирующих потоков в фантомах кровеносных сосудов с помощью еще одной гибкой трубки соединяется с

емкостью, в которой имеется достаточный запас кровеимитирующей жидкости [3]. Производится включение блока управления устройства для формирования пульсирующих потоков в фантомах кровеносных сосудов. Запускается насос с регулируемым потоком, который обеспечивает прокачку кровеимитирующей жидкости через гибкую трубку из емкости с кровеимитирующей жидкостью в виде ламинарного потока.

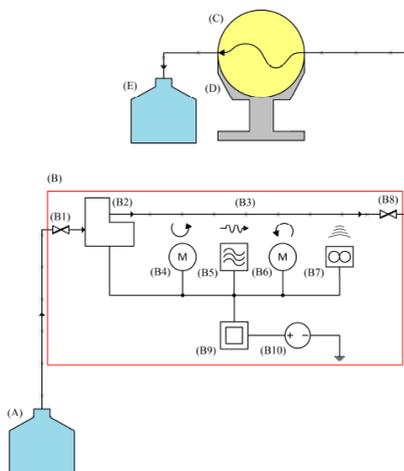


Рис. 1 – Схематичное описание проводимых экспериментов по формированию потоков со сложной структурой.

Перечень элементов на схеме: А -емкость с кровеимитирующей жидкостью; В- устройство для формирования пульсирующих потоков в фантомах с кровеносными сосудами; С- фантом сетчатки глаза; Д – подставка для фиксации тканеимитирующего фантома с кореносным сосудом; Е – емкость для отработанной кровеимитирующей жидкости.

Комбинация из также запустившихся электродвигателя для регулируемых деформаций гибкой трубки по ходу часовой стрелки, вибромотора для формирования регулируемых вибраций стенок гибкой трубки и электродвигателя для регулируемых деформаций гибкой трубки против хода часовой стрелки обеспечивает трансформацию ламинарного потока кровеимитирующей жидкости в гибкой трубке в турбулентный поток. Ультразвуковой расходомер бесконтактно контролирует поток перед выпускным клапаном. В случае, если характеристики потока нуждаются в корректировке блок управления посылает электрические сигналы насосу с регулируемым расходом, электродвигателям для деформаций гибкой трубки и вибромотору для динамического изменения параметров их работы. Турбулентный поток через выходной клапан и гибкую трубку доставляется в полые модели кровеносных сосудов в составе фантома сетчатки глаза,

проходит сквозь них и через еще одну гибкую трубку вытекает в емкость для отработанной кровеимитирующей жидкости [2].

Обобщением результатов многочисленных экспериментов являются локальные закономерности, связывающие условия эксперимента (характеристики потока, интервал между сканированиями и т.п.) с изменениями в интерференционном сигнале.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проект № 18-01-00786 А).

Библиографический список

1. Potlov, A.Yu., Frolov, S.V., Proskurin, S.G., "Color mapping of one specific velocity of a biological fluid flows with complex geometry using optical coherence tomography," Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE. 10716, 107160A (2018).
2. Proskurin, S.G., Potlov, A.Yu., Frolov, S.V., "One specific velocity color mapping using optical coherence tomography," Journal of Biomedical Optics. 20(5), 051034 (2015).
3. Potlov, A.Yu., Frolov, S.V., Proskurin, S.G., "An algorithm for improving the quality of structural images of turbid media in endoscopic optical coherence tomography," Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE. 10716, 1071609 (2018).

УДК 612.13.601.1

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОДУЛЯ УПРУГОСТИ II-ГО РОДА ДЛЯ СТЕНКИ ЦЕРЕБРАЛЬНОГО СОСУДА С АНЕВРИЗМОЙ

С.В. Фролов С.В., А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова

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

Разработан способ определения модуля упругости II-го рода (модуля сдвига) для стенки церебрального сосуда с аневризмой посредством оценки смещений в структурных изображениях спектроскопической ОКТ получаемых с помощью эндоскопического зонда для исследуемого участка сосудистой стенки для моментов времени, соответствующих систоле и диастоле. Программная реализация способа определения модуля сдвига для стенки кровеносного сосуда в среде LabVIEW.

Ключевые слова: модуль упругости, ОКТ-изображение, стенка кровеносного сосуда.

PRINCIPLES OF SIGNAL TREATMENT WITH NON-INVASIVE MEASUREMENT OF GLUCOSE LEVEL USING THE INFRARED SPECTROSCOPY METHOD

S.V. Frolov, A. Yu. Potlov, T.A. Frolova
Tambov State Technical University, Tambov

A method has been developed for determining the modulus of elasticity of the second kind (shear modulus) for the wall of a cerebral vessel with an aneurysm by assessing displacements in structural images of spectroscopic OCT obtained using an endoscopic probe for the investigated area of the vascular wall for points in time corresponding to systole and diastole. Software implementation of the method for determining the shear modulus for the blood vessel wall in the LabVIEW environment.

Key words: *elastic modulus, OCT image, blood vessel wall.*

Разработан способ определения модуля упругости II-го рода (модуля сдвига) для стенки кровеносного сосуда, включающий в себя получение структурных ОКТ-изображений для исследуемого участка мягкой биологической ткани, выполнение трехмерного сегментного анализа структурных ОКТ-изображений, обнаружение на сегментированных слоях структурного ОКТ-изображения исследуемой мягкой биологической ткани и входящих в ее состав структур, отслеживание распространения сдвиговой волны в сегментированных слоях, соответствующих структурам мягкой биологической ткани, определение модуля сдвига для мягкой биологической ткани. Исследуемой мягкой биологической тканью служит стенка кровеносного сосуда. Единственным деформирующим воздействием на исследуемую мягкую биологическую ткань считается пульсовая волна, площадь поверхности на которую оказывается деформирующее воздействие считают равной площади сканирования используемого интраваскулярного ОКТ-зонда. Сдвигающую силу, с которой пульсовая волна воздействует на исследуемую мягкую биологическую ткань вычисляют на основе значений систолического и диастолического давления, которые в свою очередь получают с помощью датчика кровяного давления, встроенного в интраваскулярный зонд используемой ОКТ-системы. Из совокупности структурных ОКТ-изображений исследуемой мягкой биологической ткани выбирают первое структурное изображение, соответствующее отсутствию сдвиговой деформации, характерному для момента детектирования диастолического давления на датчике кровяного давления, и второе структурное изображение, соответствующее максимальному усредненному смещению для всех структур исследуемой мягкой биологической ткани относительно первого структурного изображения. Причем для выбора второго структурного изображения из последовательности структурных

изображений исследуемой мягкой биологической ткани удаляют первое структурное изображение, усредненные смещения структур исследуемой мягкой биологической ткани для каждого структурного изображения усеченной последовательности вычисляют как среднее арифметическое по смещениям центров тяжести на каждом из сегментированных слоев, соответствующих структурам исследуемой мягкой биологической ткани, относительно центров тяжести аналогичных сегментированных слоев первого структурного изображения. Толщину деформируемой мягкой биологической ткани вычисляют как среднее арифметическое между суммой толщин всех сегментированных слоев, соответствующих структурам исследуемой мягкой биологической ткани на первом структурном изображении, и аналогичной суммой толщин на втором структурном изображении. Величину модуля сдвига для исследуемой мягкой биологической ткани вычисляют как частное от деления произведения сдвигающей силы и толщины деформируемой мягкой биологической ткани на произведение площади деформирующего воздействия и усредненного максимального смещения для всех структур исследуемой мягкой биологической ткани.

Технической задачей способа является повышение точности определения модуля сдвига для стенки кровеносного сосуда посредством использования в качестве деформирующего воздействия пульсовой волны, что позволяет точнее определить связь между смещениями в структурах исследуемой биологической ткани или ее части и оказанным на нее деформирующим воздействием, т.к. существенно искажающей результаты расчетов суперпозиции вынужденных деформаций и деформаций, вызванных пульсовой волной при таком подходе нет.

С использованием фантомов кровеносных сосудов с пульсирующими потоками кровеимитирующей жидкости была проведена серия экспериментов по определению модуля сдвига в соответствии с предложенным способом.

Оценочные величины модуля сдвига были проверены по результатам теоретических расчетов на основе величин модуля Юнга и коэффициента Пуассона. Эксперименты и теоретические расчеты показали, что точность определения модуля сдвига составляет более 91%, что свидетельствует о выполнении поставленной технической задачи.

Разработаны и программно реализованы (программа для ЭВМ №2019666246) в среде LabVIEW два варианта способа высокоточного определения модуля сдвига для стенки кровеносного сосуда. В первом варианте, производится считывание и сегментация методом управляемого водораздела структурных ОКТ-изображений исследуемого участка стенки кровеносного сосуда. Выполняется идентификация основных слоев исследуемого объекта на всех сегментах. В идентифицированных слоях отслеживается распространения сдвиговой волны, причем вычисление

скорости ее распространения в каждом слое сосудистой стенки производится по углу наклона сдвиговой волны в привязке к моментам времени соответствующим достижению соответствующего сегментированного слоя передним фронтом пульсовой волны. Модуль сдвига вычисляется на основе скорости распространения сдвиговой волны и плотности исследуемой ткани. Эластограмма по модулю сдвига строится и визуализируется совместно с доплеровскими картограммами. Начальные этапы (считывание, сегментация, идентификация) второй реализации идентичны первому варианту. Далее площадь поверхности, на которую оказывается деформирующее воздействие, приравнивается площади сканирования используемого интраваскулярного ОКТ-зонда. Сдвигающая сила вычисляется на основе значений систолического и диастолического давления, а также коэффициента, характеризующего сдвигающую составляющую деформирующего воздействия пульсовой волны.

Усредненные смещения структур исследуемого участка стенки кровеносного сосуда вычисляют как среднее арифметическое по смещениям центров тяжести на каждом из сегментированных слоев структурного ОКТ-изображения с максимальным уровнем деформаций, относительно центров тяжести аналогичных сегментированных слоев на структурном изображении в момент диастолы. Толщина деформируемой мягкой биологической ткани вычисляется как среднее арифметическое между суммой толщин всех сегментированных слоев. Величину модуля сдвига для исследуемого участка стенки кровеносного сосуда вычисляют с использованием классической формулы.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

Библиографический список

1. Potlov A., Frolov S., Proskurin S. Features of diffuse photon migration in soft biological tissue // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – Vol. 1084. – art. No. 012012.
2. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. An algorithm for localization of optical disturbances in turbid media using time-resolved diffuse optical tomography // Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIX - Proceedings of SPIE.– 2018.– Vol. 10716, art. No. 107160B.
3. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Specific features of movement of the photon density normalized maximum in highly scattering media with tissue-like optical properties // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE.– 2017.– Vol. 10336, art. No. 103360Y.

УДК 519.67:614.48

СИСТЕМА ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ЭПИДЕМИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА В СРЕДЕ GEOGEBRA

П.С. Будылина, Р.П. Косов, М.В. Косова

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

В работе рассмотрены принципы моделирования эпидемического процесса в среде GeoGebra с последующим анализом взаимосвязи входных условий и выходных параметров.

Ключевые слова: математическое моделирование, эпидемия, COVID-19, озонирование.

MATHEMATICAL MODELING SYSTEM OF EPIDEMICS WITH GEOGEBRA

P.S. Budylina, R.P. Kosov, M.V. Kosova

Scientific adviser O. V. Melnik

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

The paper considers the principles of epidemic process modeling in GeoGebra environment with analysis of the relationship between input conditions and output parameters.

Key words: mathematical modeling, epidemic, COVID-19, ozonation.

Математические модели, описывающие распространение инфекции в популяции, начали появляться еще в начале XX века. Основателями одной из таких простейших моделей являются эпидемиологи Кермак и МакКендрик. В 1927 году они опубликовали статью [1], идеи которой ныне известны нам под именем SIR-модель (по первым буквам английских слов susceptible – восприимчивый, infected – инфицированный и removed или recovered – выбывший или выздоровевший). И не смотря на то, что для большей точности и детальности прогнозирования эпидемической обстановки данная модель должна пройти несколько стадий усложнений, она актуальна и сегодня – в период пандемии COVID-19, в случаях, когда нужно понимать общую динамику сложившейся ситуации и возможные варианты развития событий.

На рисунке 1 отражен результат работы модели SIR в условиях распространения коронавирусной инфекции внутри условного клинического санаторно-курортного комплекса страны с общей численностью постояльцев и обслуживающего персонала – 3000 человек. В каждый момент времени каждый человек из санатория принадлежит одной из трех групп: в группе S состоят все люди, которые еще не подверглись инфекции, по мере

распространения вируса они переходят в группу I инфицированных, а затем — в группу R (скончавшиеся от вируса либо выздоровевшие с приобретенным иммунитетом).

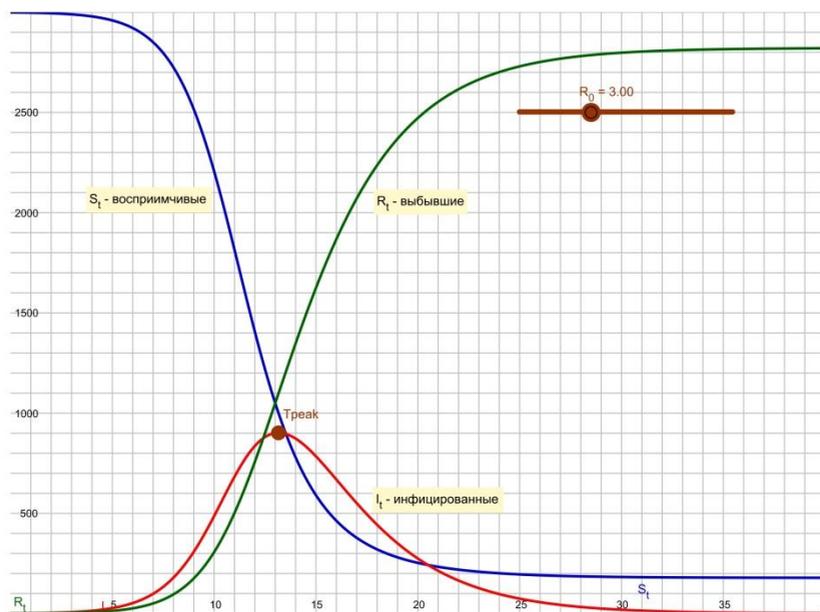


Рис.1 – Модель SIR в GeoGebra.

Эпидемическая модель чувствительна к двум входным параметрам. Первый – T_{inf} – время, в течение которого человек является заразным, и по истечении которого перемещается в группу R. Второй параметр – это количество здоровых людей, которых в среднем успевае заразить инфицированный за время болезни – R_0 ; его также называют базовым репродуктивным числом инфекции [2]. Построение модели происходит в результате решения системы дифференциальных уравнений с помощью встроенной функции NSolveODE() среды GeoGebra [3].

Точкой Треак на рисунке обозначен момент пика эпидемии: при общем количестве людей $N = 3000$ и всего лишь одном зараженном среди них, времени инфицирования равном трем и средним для коронавируса базовым репродуктивным числом своего максимума эпидемия достигнет спустя 13-14 дней с количеством одновременно зараженных около 900 людей.

Имея данные о времени наступления пика заболеваемости и количестве людей, которое она охватит, можно оценить готовность санатория к предполагаемой нагрузке на его медицинскую систему, если предположить, что даже небольшой доле заболевших потребуется особый уход.

Из двух входных параметров системы наиболее эффективно человек может повлиять только на R_0 . Параллельно со снижением так называемой «заразности» инфекции увеличивается время до наступления ее пика с соответствующим понижением числа заболевших. Достигнуть уменьшения этого параметра можно разными способами: соблюдением социальной дистанции, ношением средств индивидуальной защиты и дезинфекцией помещений, а лучше – всеми ими в совокупности.

Применяемые на сегодняшний день меры дезинфекции помещений на основе использования химических препаратов, преимущественно хлорсодержащих, обладают рядом ограничений, связанных с токсичностью используемых средств для человека и развитием устойчивости микроорганизмов к типу дезинфицирующего препарата.

По сравнению с хлорсодержащими продуктами применение инженерных систем на основе озона имеет ряд преимуществ: при использовании его для санитарной обработки и дезинфекции материалов, поверхностей, инструментов и оборудования на протяжении 60 минут наступает полная гибель микроорганизмов на них [4].

Более того, озонирование – это наиболее эффективное и безопасное средство сухой дезинфекции воздуха в помещениях и стерилизации технологического оборудования.

Библиографический список

1. W.O. Kermack, A.G. McKendrick, «A Contribution to the Mathematical Theory of Epidemics», Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character, Volume 115, Issue 772 (Aug. 1, 1927), 700-721.
2. Basic reproduction number [Электронный ресурс]. From Wikipedia, the free encyclopedia. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Basic_reproduction_number (дата обращения: 1.11.2020).
3. Mathematical modeling : applications with GeoGebra / Jonas Hall, Thomas Lingefjärd. Description: Hoboken, New Jersey : John Wiley & Sons, Inc., [2017].
4. Возможности применения озона для уничтожения патогенных штаммов микроорганизмов при борьбе с внутрибольничной инфекцией. О.В. Мельник, Р.П. Косов, М.В. Косова// Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019[текст]: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. Ученых и спец., 4-6 декабря 2019г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2019. – 700с., ил. С. 265-268.

УДК 621.31

**ВЛИЯНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ БАЗОВЫХ СТАНЦИЙ СВЯЗИ НА
ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ОТ СМАРТФОНОВ,
ИСПОЛЬЗУЮЩИХ РАЗЛИЧНЫХ ОПЕРАТОРОВ СОТОВОЙ СВЯЗИ**

С.А. Нагина, Н.А. Чугунов, А.В. Сперанский, Т.Г. Авачева,
Т.В. Моталова, В.А. Кирюшин

ФГБОУ ВО Рязанский государственный медицинский университет им.
академика И.П.Павлова Министерства здравоохранения РФ, г. Рязань

Проведен сравнительный анализ по данным ПРТО г. Рязани, произведена оценка электромагнитного излучения от вышек сотовой связи и влияние ЭМИ от смартфонов различных моделей на человека.

Ключевые слова: *смартфоны, связь, электромагнитное излучение.*

**INFLUENCE OF LOCATION OF BASIC COMMUNICATIONS
STATIONS ON ELECTROMAGNETIC RADIATION FROM
SMARTPHONES USING DIFFERENT CELLULAR OPERATORS**

Nagina S.A., Chugunov N.A., Speransky A.V.
Avacheva T.G., Motalova T.V., Kiryushin V.A.
Ryazan State Medical University, Ryazan

A comparative analysis was carried out according to the data of the PRTO of Ryazan, the assessment of electromagnetic radiation from cell towers and the effect of EMR from smartphones of various models on a person was made.

Key words: *smartphones, communications, electromagnetic radiation.*

Ежегодно количество мобильных телефонов имеет тенденцию к значительному росту, за 2019г. в России официально зарегистрировано 2403,9 сотовых телефонов на 1000 населения.

Изначально основные цели были:

- сформировать при помощи анкет несколько групп сотовых телефонов для последующего исследования, оценить и зафиксировать уровни электромагнитного излучения для конкретного смартфона, который входит в данную группу;
- оценить и сравнить результаты;
- сформировать советы по правильной и безопасной эксплуатации сотовых телефонов исходя из значений их электромагнитного излучения.

Нами было отмечено, что значения ППЭ (плотности потока энергии), которые были измерены на одних и тех же сотовых телефонах, которые использовали разных сотовых операторов (Теле 2, Мегафон, МТС) значительно различаются.

Была сформирована другая цель для дальнейшей работы, а именно: задействовать данные о БСС (базовых станций связи), выявить существует ли

разность между данными, которые были получены при замерах, и данными по расположению относительно точки измерения.

При организации измерений наиболее интересными и показательными моделями сотовых телефонов оказались: SamsungGalaxynote 6, iPhoneXS, Honor 10

С целью последующего изучения расположения базовых сотовых станций нами было определены следующие операторы связи: Билайн, ПАО Мегафон, МТС и Ростелеком (Теле 2). Данные измерения по определению максимальной плотности потока энергии (ППЭ) от исследуемых сотовых телефонов исследовалось при помощи системы ПЗ-633, на сотовых телефонах были установлены режимы работы, которые соответствовали повседневному использованию: разговор, фоновый режим, входящий и исходящий звонок, использования социальных сетей (Инстаграмм, В контакте), использование браузера для поиска, просмотр мультимедийного контента с использованием сотовой сети 3G/4G (LTE). Все исследования проводились в соответствии с Методическими указаниями 4.3.2501-09 [1]. Фиксировался уровень максимального значения плотности потока энергии, где нормативное значение было 10 мкВт/см^2 [2]. Все сотовые телефоны перед применением устанавливались к общему стандарту. Информация о работающих и принятых в эксплуатацию базовых сотовых станций была взята из заключений, которые были составлены специалистами-экспертами и внесены в ГАСУ СЭ заключений на технические задания – документацию по введенным в эксплуатацию базовых сотовых станций главного управления Роспотребнадзора по Рязанской области.

ОСС ПАО Мегафон: самая ближняя базовая сотовая станция располагается в 512 м от приемника (т. замера – ул. Высоковольная д.7). Но при учете зоны жилой и нежилой застройки и направления лепестков, сигнал начинает перескакивать на ближайшие базовые станции, что соответственно ведет к увеличению энергии для отправки пакетов данных и провоцирует рост максимальной плотности потока энергии.

ОСС Билайн: для всех базовых сотовых станций, которые были взяты для анализа, очень характерно незначительное количество ретрансляторов для заниженные цифры усиления сигнала на выходе; базовые станции находятся далеко от места измерения, а лепестки от «ближайших» станций обладают несоответственным углом направления, что ухудшает прохождение сигнала.

ОСС МТС: самая близка базовая сотовая станция располагается в 194 м от приемника, путь для самого сигнала без каких либо препятствий один из лепестков имеет азимут 130^0 (расположение приемника), эти условия формируют лучший сигнал и значения максимальной плотности потока энергии находятся в нормальном диапазоне.

ОСС Tele2: Базовые станции значительно удалены от приемника, по расположению азимутов находится зона жилой застройки, это является значительным препятствием прохождения сигнала. Несмотря на это

показатели максимальной плотности потока энергии незначительно превышают норматив, т.к. базовая станция располагает значительным количеством ретрансляторов, значительные усиления сигнала на выходе, диапазон частот включает основные и дополнительные частоты, на которых реализуется связь 4G, что позволяет приемнику затрачивать меньшее количество энергии для связи с БСС.

Выводы:

1. На показатели электромагнитного излучения от сотового телефона значительно влияет как расстояние до базовой станции, так и сами значения параметров станции.

2. При повышенной нагрузке рядом стоящей базовой станции сигнал от сотового телефона начинает перекидываться на соседние базовые станции, что является причиной роста максимальной плотности потока энергии.

3. Если имеется преграда на пути сигнала от передатчика (жилая застройка, рельеф местности), то соответственно требуется увеличение энергии для передачи данных.

Библиографический список

1. Измерение электромагнитных полей персональных подвижных систем сотовой связи: Методические указания: МУК 4.3.2501-09 от 20.06.2009
2. Гигиенические требования к размещению и эксплуатации средств сухопутной подвижной радиосвязи: СанПиН 2.1.8/2.2.4.1190-03 от 26.03.2003.
3. Гуськова А.А., Карпенко Ю.А., Архарова О.Н., Трутнева Е.А., Акулина М.В. Возможности электромиографии в диагностике нарушений зубочелюстной системы // Наука молодых (EruditioJuvenium). 2019. Т. 7, №4. С. 623-630.
4. Панюшова Е.П., Кирюшин В.А. Гигиеническая оценка условий труда и состояния здоровья медицинских работников параклинических отделений // Наука молодых (EruditioJuvenium). 2019. Т. 7, №1. С. 129-138.
5. Ухов Ю.И., Крапивникова О.В, Косицин Н.С. Исследование реакции регуляторных систем на магнитный стимул с изменяющимися параметрами у здоровых лиц 18-19 лет // Наука молодых (EruditioJuvenium). 2013. № 1 С. 14-23

ОПТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЛЯРИЗАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

В.В. Дрёмин, Е.В. Жарких
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Разработана модель поляризационной системы визуализации, промоделирована зависимость степени остаточной поляризации прошедшего через биоткань излучения от состояния поляризации и коэффициента рассеяния.

Ключевые слова: поляризационная визуализация, круговая и линейная поляризация, биофотоника, моделирование.

OPTICAL SIMULATION OF A POLARIZATION IMAGING SYSTEM

V.V. Dremin, E.V. Zharkikh
Orel State University, Orel

A model of a polarization imaging system is developed, and the dependence of the degree of residual polarization of radiation transmitted through the biological tissue on the state of polarization and the scattering coefficient is modeled.

Key words: polarization imaging, circular and linear polarization, biophotonics, simulation.

Благодаря высокой чувствительности поляризованного света к вариациям рассеяния в среде поляризационная спектроскопия обладает большим потенциалом для скрининга патологических процессов и других структурных изменений в образцах биологических тканей [1]. В данной работе мы анализируем оптическую схему ранее разработанной системы визуализации с круговым состоянием поляризации зондирующего излучения [2,3].

Исходной информацией для решения большинства задач компьютерного моделирования и разработки оптических систем являются их конструктивные параметры и параметры среды, с которыми взаимодействует система. На этапе анализа оптическая система описывается расчетными параметрами в приближении, достаточном для математического моделирования ее работы. Основной вычислительной процедурой является расчет прохождения световых лучей через оптическую систему, а также их взаимодействие со средой, а именно с биологическими тканями в задачах биомедицинской оптики.

Целью данного исследования является разработка модели системы поляризационной визуализации в программной среде для светотехнического моделирования TracePro (Lambda Research Corporation), оценка возможностей данной среды для анализа поляризационных характеристик биологических тканей, а также моделирование зависимости степени

остаточной поляризации (*DOP*) прошедшего через биоткань излучения от состояния поляризации (кругового и линейного) и коэффициента рассеяния μ_s . TracePro сочетает в себе трассировку лучей и анализ методом Монте-Карло и экспорт/импорт CAD моделей.

Анализируемая экспериментальная система состоит из двух основных каналов: освещения и детектирования. В канале освещения свет может быть изменен полуволновой пластиной в желаемое состояние линейной поляризации, а четвертьволновая пластина обеспечивает круговую поляризацию. Световой луч фокусируется объективом на образце под углом 55° . Используются неравные углы падения и обнаружения для устранения зеркального отражения. Диффузно отраженный свет от образца собирается измерительным каналом под углом 30° на переменном расстоянии между двумя каналами (подробнее см. [2,3]). Моделирование данной системы проводилось в диапазоне длин волн 450–650 нм, который определяется диапазоном работы акустооптического перестраиваемого фильтра, используемого в экспериментальных исследованиях для фильтрации света суперконтинуумного лазера.

В качестве модельной среды была выбрана кожа человека и учтены её оптические характеристики [4]. На рисунке 1 представлена разработанная модель в среде TracePro.

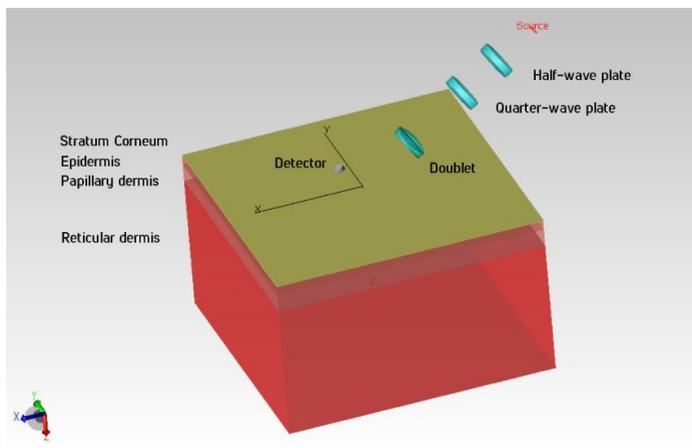


Рис. 1 – Модель экспериментальной системы в сочетании с четырёхслойной моделью кожи

Вначале было оценено влияние типа поляризации канала освещения на *DOP* в диапазоне 450–650 нм. Было установлено, что свет с круговой поляризацией способен сохранять свои поляризационные свойства для большего количества событий рассеяния, чем линейно поляризованный свет, что согласуется с предыдущими знаниями, полученными в данной области.

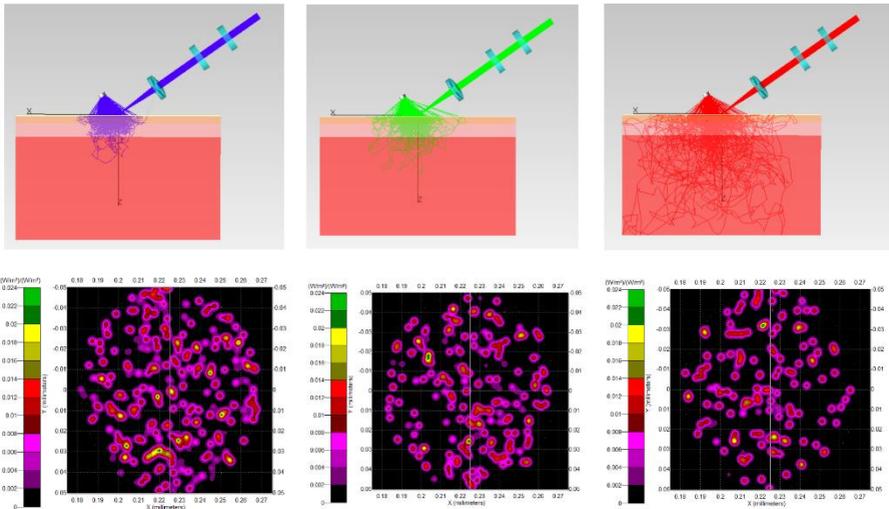


Рис. 2 – Результаты Монте-Карло моделирования в среде TracePro:
 верхний ряд – распространение излучения с длинами волн 450, 550 и 650 нм;
 нижний ряд – карты распределения интенсивности излучения
 соответствующих длин волн на детекторе

Далее также в диапазоне 450-650 нм было проанализировано влияние коэффициента рассеяния μ_s слоев кожи на *DOP* при взаимодействии с тканью света с круговой поляризацией. Было установлено, что *DOP* и коэффициент рассеяния μ_s имеют обратную корреляционную связь.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект № 19-79-00082).

Библиографический список

1. Polarized light interaction with tissues / V.V. Tuchin // Journal of Biomedical Optics, 2016. 21(7).
2. Colon cancer detection by using Poincaré sphere and 2D polarimetric mapping of *ex vivo* colon samples / D. Ivanov, V. Dremin, A. Bykov, E. Borisova, T. Genova, A. Popov, R. Ossikovski, T. Novikova, I. Meglinski // Journal of Biophotonics, 2020, 13(8).
3. Imaging of early stage breast cancer with circularly polarized light / V. Dremin, D. Anin, O. Sieryi, M. Borovkova, J. Nöpänkangas, I. Meglinski, A. Bykov // Proc. SPIE, 2020, 11363.
4. Influence of blood pulsation on diagnostic volume in pulse oximetry and photoplethysmography measurements / V. Dremin, E. Zherebtsov, A. Bykov, A. Popov, A. Doronin, I. Meglinski // Applied Optics, 2019, 58(34).

**СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ
ОРГАНИЗМА НА ОСНОВЕ ОБРАБОТКИ ЭКГ И EDR-СИГНАЛА
ДЫХАНИЯ**

О.В. Мельник, А.Ю.Федотов

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

Изложены механизмы взаимодействия сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма. Рассмотрены принципы совместной обработки сигналов ЭКГ и дыхания для оценки функционального состояния организма.

Ключевые слова: ЭКГ, дыхание, EDR-сигнал, функциональное состояние организма, сердечно-дыхательный синхронизм

**SYSTEM FOR ASSESSING THE FUNCTIONAL STATE OF THE
ORGANISM BASED ON ECG AND EDR-SIGNAL PROCESSING**

O.V. Melnik, A.Y. Fedotov

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

The mechanisms of interaction of the cardiovascular and respiratory systems of the body are described. The principles of joint processing of ECG signals and respiration for assessing the functional state of the body are considered.

Keywords: ECG, respiration, EDR-signal, functional state of the body, cardio-respiratory synchronism

У здорового человека сердце сокращается с определенным интервалом и с заданной на генетическом уровне частотой ударов в минуту. У взрослых людей нормальная частота сердечных сокращений составляет от 55 до 90 в минуту, в то время как у детей может достигать 120 в минуту. Частота сердечных сокращений регулируется рядом нейро-гуморальных факторов. Один из них – иннервация сердца веточками вегетативных нервов – блуждающего нерва и симпатических волокон, что объясняет тесную взаимосвязь сердцебиения и акта дыхания. Кроме этого, возникновение дыхательной аритмии обусловлено анатомической близостью легких и сердца.

Синусовая дыхательная аритмия характеризуется учащением частоты сердцебиения в момент вдоха, особенно глубокого, и урежением сердцебиения в момент выдоха [1]. Степень выраженности дыхательной аритмии напрямую зависит от функционального состояния организма – дыхательные волны в сердечном ритме выражены при активной парасимпатической регуляции и низком уровне стресса. Существует ряд работ, направленных на выявление степени взаимодействия сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма как меры стресса и

напряженности регуляторных систем [2, 3, 4]. В данных работах предполагается регистрация сигналов ЭКГ и дыхания человека в покое либо в условиях повседневной жизнедеятельности.

Совместное использование параметров сердечно-сосудистой и дыхательной систем является перспективным, но трудоемким подходом к оценке функционального состояния организма. Создание автоматизированной системы, реализующей процедуру выделения дыхательного сигнала непосредственно из ЭКГ, позволит облегчить процесс проведения исследований.

Функциональная схема разрабатываемой системы представлена на рис. 1.

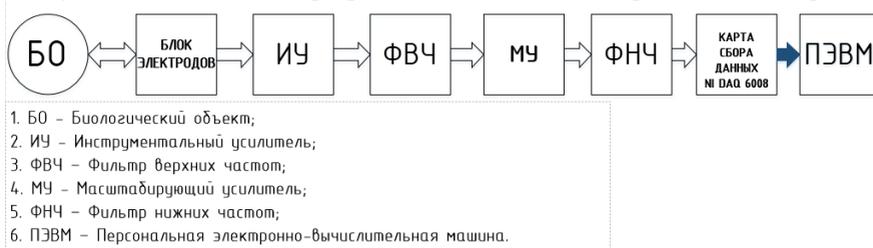


Рис. 1 – Функциональная схема системы

Аппаратный ЭКГ-модуль осуществляет регистрацию ЭКГ по стандартной схеме подключения электродов и его предварительную обработку. Далее сигнал подается на карту сбора данных NI DAQ Card 6008. Это устройство позволяет преобразовывать аналоговый сигнал в дискретный код и передавать его на дальнейшую обработку в ПЭВМ. Программное обеспечение, разработанное в среде NI LabVIEW, используется для формирования дыхательного сигнала и комплексной оценки функционального состояния организма.

Техника EDR (ECG-Derived Respiration) основана на том, что при вдохе и выдохе положение электродов ЭКГ на поверхности грудной клетки смещается относительно сердца, а трансторакальный импеданс изменяется, так как легкие заполняются и опорожняются. Из этого следует, что положение электрической оси сердца меняется в разных точках дыхательного цикла, и любое достаточно точное измерение средней электрической оси сердца отражает изменения, которые коррелируют с дыханием. Этот метод особенно эффективен, если для анализа доступны два или более отведений ЭКГ, но достаточно и одного отведения.

Одним из наиболее эффективных подходов является выделение EDR-сигнала дыхания по амплитудам R-зубцов QRS-комплекса [5]. Медленные изменения амплитуды ЭКГ используются для извлечения респираторного сигнала путем интерполяции сигнала между амплитудами последовательных R-зубцов относительно изолинии. После устранения дрейфа изолинии при

помощи пикового детектора выделяются вершины R-зубцов, и по этим пикам проводится огибающая, которая в точности повторяет сигнал дыхания.

На рис. 1 представлены записи сигнала дыхания, зарегистрированные прямым методом с помощью терморезистивного датчика (рис. 1, а), и сформированного EDR-сигнала (рис. 1, б).

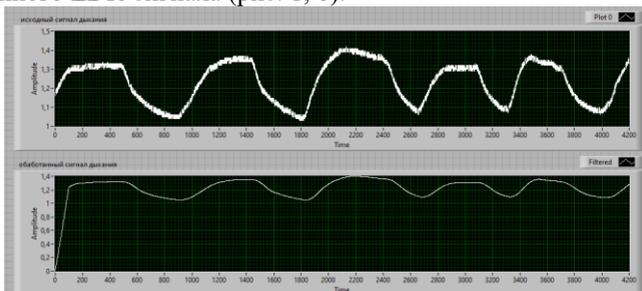


Рис.1 – Сигналы дыхания: а – прямое измерение, б – EDR-сигнал

Для определения сердечно-дыхательного синхронизма использовался индекс Хильдебрандта [6]:

$$Q = \text{ЧСС}/\text{ЧД},$$

где ЧСС – частота сердечных сокращений (уд./мин.), ЧД – частоты дыхания (циклов/мин.).

Коэффициент от 2,4 до 4,9 свидетельствует о нормальных межсистемных соотношениях. Отклонение от этих показателей свидетельствует о степени рассогласования в деятельности отдельных висцеральных систем.

Таким образом, разработанная система, регистрируя только сигнал ЭКГ, позволяет объективно и количественно оценивать функциональное состояние нервной системы и организма в целом.

Библиографический список

1. Yasuma F., Hayano J. Respiratory Sinus Arrhythmia. Why Does the Heartbeat Synchronize With Respiratory Rhythm? // Chest. – 2004. – V. 125. – №2. – P. 683-690.
2. Даниченко М. Ю., Мельник О. В., Михеев А. А., Шувалов П. Л., Соломаха В. Н. Оценка синхронизированности деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма. Биотехносфера. № 1 (25), 2013. С. 2-6.
3. Патент РФ № 2392848. Лапкин М.М., Карасев Р.П. Способ диагностики стресса у человека.
4. Патент РФ № 2195163. Михайлов В.М. Способ оценки функционального состояния человека на основе анализа variability ритма сердца и variability длительности дыхательного цикла.
5. Widjaja, Devy & Taelman, Joachim & Vandeput, Steven & Braeken, Marijke & Otte, R.A. & Bergh, Bea & Huffel, Sabine. (2010). ECG-Derived Respiration: Comparison and New Measures for Respiratory Variability. Computing in cardiology. 37. 149-152.
6. Покровский В.М. Сердечно-дыхательный синхронизм в оценке регуляторноадаптивного статуса организма. – Краснодар, – 2010. – 243 с.

МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ КАПНОГРАММЫ

К.А. Степанова

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

Рассмотрены методы регистрации капнограммы в дыхательном потоке и вне дыхательного потока.

Ключевые слова: капнометрия, капнограмма, дыхательный поток, вне дыхательного потока.

CAPNOGRAM REGISTRATION METHODS

K. A. Stepanova

Scientific adviser O. V. Melnik

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

Methods of capnogram recording in the main respiratory stream and outside the respiratory stream are considered.

Key words: capnometry, capnogram, mainstream analysis, sidestream analysis.

Безопасность и эффективность лечения больных в большой мере зависит от полноты динамической информации, которой располагает лечащий врач. Одним из наиболее важных источников такой информации является капнометрия. Метод анализа выдыхаемого воздуха человека в настоящее время приобрел широкое распространение в различных отраслях медицинской практики для определения нарушений дыхания. Капнометрия – это измерение и цифровое отображение концентрации или парциального давления углекислого газа во время дыхательного цикла пациента. Графической реализацией капнометрии является капнография.

В отличие от капнометрии, капнография, помимо анализа, проводит непрерывную регистрацию концентраций диоксида углерода (CO₂) в выдыхаемом воздухе (в виде записей или волновых графиков). Регистрируемые при капнографии волновые графики могут быть основаны на оценке изменений концентраций CO₂ с течением времени или при изменениях объема. Кривая изменения концентрации CO₂ во времени называется капнограммой (рисунок 1).

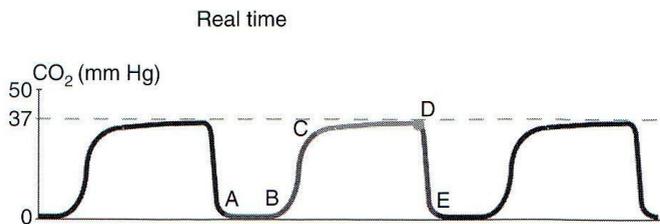


Рис. 1 – Вид капнограммы

Капнограмма является важным диагностическим средством, так как имеет схожую форму у здоровых людей. Поэтому следует анализировать любое изменение формы капнограммы. Капнография применяется для выявления острых нарушений дыхания: в анестезиологической практике, реанимационных отделениях и палатах интенсивной терапии, где необходимо следить за быстро меняющимся состоянием больного. В функциональной диагностике дыхания – для выявления признаков хронической легочной недостаточности, гипокапнических и гиперкапнических вентиляционных расстройств, гипервентиляционного синдрома и т.д. [1]. Для анализа газовой смеси, а именно определения концентрации углекислого газа, разработано довольно большое количество методов [2].

Капнометрия в дыхательном потоке (mainstream analysis).

Газоанализаторы, работающие по этому принципу, называют также капнографами прямого потока, так как сам датчик (измерительная камера) измерения концентрации CO₂ устанавливается непосредственно в дыхательном контуре, между интубационной трубкой и тройником контура, и измерение концентрации CO₂ происходит в месте контакта датчика с дыхательной смесью. Адаптер датчика представляет собой кювету, через которую проходит весь вдыхаемый и выдыхаемый газ пациента. На адаптер снаружи надевается съёмный капнографический датчик с источником монохроматического инфракрасного излучения и фотодетектором, расположенными на противоположных разъемах датчика. В адаптере имеются два сапфировых окошка, прозрачных для инфракрасного излучения, и соответствующих по своему расположению источнику инфракрасного излучения и фотодетектору датчика. Таким образом капнограф измеряет степень абсорбции инфракрасных лучей в процессе их прохождения через поток газа, и на дисплее отображается концентрация CO₂.

Так как конденсации паров воды на сапфировых окошечках может отразиться на точности измерения, адаптер специально подогревается до 40°C.

Расположение датчика и сам принцип измерения обуславливают повышенное быстродействие mainstream-капнографов (время реакции 30-

60мс). Отсутствие в необходимости постоянного отбора проб газа и помпы делает mainstream-капнометрию наиболее оптимальной при анестезии по закрытому контуру. Кроме того, в отличие от sidestream-капнографов при mainstream-капнометрии нет необходимости в обезвоживании газовой смеси.

Капнометрия вне дыхательного потока (sidestream analysis).

Sidestream-капнографы получили наиболее широкое распространение. Их также еще называют аспирационными капнографами, или капнографами бокового потока. Такое название вытекает из способа доставки проб газа в измерительную камеру. Из потока вдыхаемого и выдыхаемого газа с помощью специальной помпы по тонкой пластиковой трубке-магистрале непрерывно откачивается с постоянной скоростью часть газа и подаётся в измерительную камеру, расположенную внутри монитора. После выполнения анализа пробный газ либо сбрасывается в атмосферу, либо с помощью специальных магистралей возвращается в дыхательный контур. Пробы газа забираются из бокового порта специального адаптера, расположенного на интубационной трубке, и по специальной магистрале поступают в измерительную камеру, находящуюся внутри монитора. При анестезии по закрытому контуру газ из капнографа возвращается в дыхательный контур по другой магистрале. В этом случае перед возвратом в наркозный аппарат газ обязательно должен проходить через бактериальный фильтр. Такой подход к проблеме измерения концентрации CO₂ дает целый ряд существенных преимуществ перед методом mainstream-капнометрии, самое главное из которых – возможность одновременного определения концентрации нескольких газов в одной пробе. Стало также возможным проводить мониторинг у неинтубированных пациентов (адаптер между тройником и маской; специальные маски; носовые канюли).

Довольно высокая скорость откачки пробного газа (примерно 150-200 мл/мин) при sidestream-капнометрии обусловлена большим объемом измерительной камеры инфракрасного капнографа. Снижение скорости забора пробного газа существенно отражается на точности измерения концентрации CO₂ и корректности капнограммы. К сожалению, такие объемы пробного газа ограничивают использование метода sidestream-капнометрии у новорожденных и детей [3].

Таким образом, при выборе капнографических методов необходимо учитывать задачу, для которой используется аппаратура капнографии. Например, в задачах автоматизированной обработки капнограммы для функциональной диагностики предпочтение следует отдать mainstream-методам, поскольку они обеспечивают возможность регистрации тонкой структуры капнограммы, что необходимо для диагностики заболеваний системы внешнего дыхания.

Библиографический список

1. Бяловский Ю.Ю., Абросимов В.Н. Капнография в общеврачебной практике. – Рязань: РязГМУ, 2006. 150 с.
2. Терехов, В. А. Выбор первичного измерительного преобразователя для автоматизированной диагностической медицинской аппаратуры на основе капнометрии / А.В.Терехов // Ползуновский альманах. – 2012. – №.2. – С. 171- 175.
3. Филиппович Г.В. Эволюция в технологиях капнометрии. Микроструйная капнометрия (microstream technology). Электронный ресурс: <https://www.critical.ru/consult/pages/microstream1.htm>.

УДК 681.2.083

СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БРОНХИАЛЬНОЙ ПРОВОДИМОСТИ АКУСТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

Е.Б. Пастухов

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

Рассмотрены методы акустической диагностики, предложен подход к созданию автоматизированной системы исследования бронхиальной проводимости с использованием программных средств NI LabVIEW.

Ключевые слова: *трахеофонография, аускультация, форсированный выход, бронхиальная проводимость.*

SYSTEM FOR STUDYING BRONCHIAL CONDUCTIVITY BY THE ACOUSTIC METHOD

E.B.Pastykhov

Scientific adviser O. V. Melnik

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

The methods of acoustic diagnostics are considered, an approach to the creation of an automated system for studying bronchial conductivity using NI LabVIEW software is proposed.

Key words: *tracheophonography, auscultation, forced exit, bronchial conduction.*

Методы акустической диагностики используется в различных отраслях медицинской практики для определения нарушений дыхания около 200 лет. Аускультация – физический метод медицинской диагностики, заключающийся в выслушивании звуков, образующихся в процессе функционирования внутренних органов.

Одним из вариантов аускультации является выслушивание дыхательных звуков на трахее. Трахеофонография форсированного выдоха – перспективный диагностический метод для оценки состояния бронхиальной проходимости. Форсированный выдох (ФВ) – дыхательный маневр, при котором после полного вдоха выполняется резкий и максимально полный выдох. Обжатие дыхательных путей при ФВ представляет собой нагрузку, на фоне которой становятся заметными даже незначительные отклонения вентиляционной функции легких, и, прежде всего, нарушения бронхиальной проходимости (НБП), являющиеся признаком таких распространенных заболеваний, как бронхиальная астма и хронический обструктивный бронхит, а так же бронхиальной обструкции (клинический синдром, являющийся одной из форм дыхательной недостаточности, возникающей в результате нарушения проходимости бронхиального дерева, приводящая к неадекватной лёгочной вентиляции и затруднению отхождения слизи из бронхов) [1].

Продолжительность шума форсированного выдоха является одним из информативных показателей, позволяющих дифференцировать норму и нарушения бронхиальной проходимости. Время выдоха здоровых людей составляет в среднем 0,6 с, максимальное время не превышает 1 с, огибающая обычно имеет колоколообразную форму (рис. 1) [2].

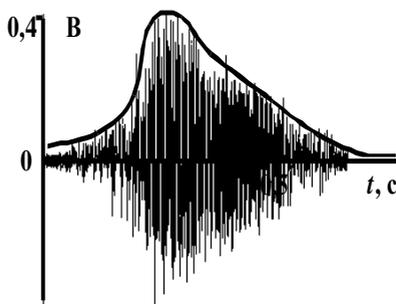


Рис. 1 – Характеристики выдоха здорового человека – акустический сигнал и его огибающая

К значимым для диагностики НБП акустическим параметрам ФВ относят также продолжительность среднечастотных узкополосных шумов (свистов) ФВ, появление высокочастотных свистов ФВ [1].

Для оценки полученной информации можно использовать автоматизированную систему, которая регистрирует специфические акустические феномены, возникающие при дыхании, с помощью датчика, обладающего высокой чувствительностью в широком диапазоне частот, включая частоты, которые не выявляются при аускультации, но имеют важное диагностическое значение. Анализ респираторных звуков существенно дополняет и объективизирует информацию для клинического

использования, чем просто аускультация. Исследование акустических свойств респираторной системы позволяет существенно улучшить диагностику, скрининг и мониторинг респираторных заболеваний [3].

Разрабатываемая система содержит акустический датчик (электретный микрофон со стетоскопической насадкой), подключаемый к микрофонному персональному компьютеру, и специализированное программное обеспечение в среде NI LabVIEW. Акустический датчик устанавливается сидящему пациенту на область гортани, накладывается носовой зажим. После инструктирования пациент выполняет маневр ФВ. Ввод сигналов в компьютер осуществляется через микрофонный вход звуковой карты. После следует обработка полученных сигналов форсированного выдоха. Амплитудно-частотная характеристика реального микрофона корректируется при цифровой обработке.

Программное обеспечение позволяет отобразить регистрируемый сигнал ФВ во временной и частотной областях и провести анализ значимых для диагностики параметров форсированного выдоха.

Библиографический список

1. Коренбаум В. И., Почекутова И. А., Костив А. Е., Тагильцев А. А. Акустическая диагностика бронхиальной обструкции на основе анализа трахеальных шумов форсированного выдоха // Альманах клинической медицины. 2008. №17-1.
2. БИОФИЗИКА для инженеров: учеб. пособие. В 2-х томах. Том II «Биомеханика, информация и регулирование в живых системах»/ под ред. С.П. Вихрова и В.О. Самойлова. М.: Горячая линия – Телеком, 2008.
3. Компьютерная бронхофонография респираторного цикла. Под ред. Гепше Н.А., Малышева В.С. М.: Медиа Сфера, 2016, 108 с.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ДЛЯ СИСТЕМЫ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАВЫКОВ ХОДЬБЫ ПОСЛЕ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ АППАРАТЕ

Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова, И.В. Тихомиров

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

Доклад посвящен разработке алгоритма для информационно-измерительной системы для обучения ходьбе после операций на опорно-двигательном аппарате.

Ключевые слова: опорно-двигательный аппарат, обучение ходьбе, компьютерный анализ.

THE DEVELOPMENT OF THE ALGORITHM FOR POST-OPERATIVE GAIT TRAINING SYSTEM

F.O. Durnev, E.A. Daminova, I.V. Tikhomirov
Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

The paper deals with developing an algorithm for the information and measuring system for gait training after operations on locomotor system.

Key words: *locomotor system, gait training, computer analysis*

Травмы, связанные с опорно-двигательным аппаратом, в частности повреждения стоп, зачастую носят серьезный характер и часто требуют оперативного вмешательства, в то время как любые операции – это всегда стрессовое состояние для организма, как непосредственно во время их протекания, так и после – в постоперационный период [1-3]. Не редки ситуации, когда в постоперационный период пациентам необходимо заново обучиться ходьбе и выработать правильную модель походки. Устройства, применяемые в механотерапии и кинезотерапии, громоздки, что делает возможным их использование лишь в стационарных условиях и требуют постоянного контроля со стороны врача. Применение различных костылей и тростей оказывает лишь вспомогательный эффект – уменьшение нагрузки на травмированную конечность.

Исходя из вышенаписанного, предлагается разработать специализированную информационно-измерительную систему для обучения ходьбе после оперативного вмешательства на ОДА, применение которой возможно вне стационара и без прямого наблюдения со стороны врача. Предполагается выполнить данную систему в виде специализированной стельки с системой датчиков, которые будут регистрировать информацию о походке пациента, и носимого на теле прибора для обработки получаемых данных. На основе специально отобранных критериев будет использоваться алгоритм, позволяющий оценить верность модели походки пациента и предупредить пациента о каких-либо отклонениях во время его обучения ходьбе, как визуальными, так и звуковыми сигналами.

В качестве критериев предполагается использовать информацию о парциальных нагрузках на различные отделы стопы. Стопу человека можно условно разделить на зоны: носочную, пучковую, сводную и пяточную; в свою очередь каждая из зон подразделяется на медиальную (m) и латеральную (l) [4,5]. Принцип деления представлен на рисунке 1.



Рис. 1 – Разделение стопы на зоны



Рис.2 – Алгоритм определения правильности походки

Для определения правильности походки во время использования разрабатываемой системы необходимо проводить сравнение парциальных нагрузок на стопу у пациента с эталонной моделью походки, т.е. с распределением нагрузок у здорового человека во время ходьбы. Производить замер и сравнение необходимо на каждый шаг. При

отклонениях, возникающих при обучении ходьбе, пациент будет информироваться с помощью визуальных сигналов на дисплее прибора и звуковых сигналов, передаваемых пациенту через наушники.

Таким образом, разрабатываемая система и применяемый в ней алгоритм позволят использовать информационно-измерительную систему для обучения ходьбе после оперативного вмешательства на ОДА в повседневной жизни вне стационара, благодаря малым габаритам и простоте устройства в использовании.

Библиографический список

1. Бейдик, О. В., Казаков, В. Д., Маркелов, А. Г., Левченко, К. К., Любицкий, А. П., & Цыплаков, А. Ю. (2004). Плантографическое исследование результатов лечения пациентов с деформациями и травмами костей стопы методом комбинированного наружного чрескостного остеосинтеза. *Гений ортопедии*, (1), с. 98-104.
2. Скворцов Д.В. Биомеханические методы реабилитации патологии походки и баланса тела. Автореферат. – Москва, 2008.
3. Анатомия опорно-двигательного аппарата: Учеб. пособие / П.Г. Пивченко, Д.В. Ковалева. - Мн.: БГМУ, 2003. – 138 с.
4. Смирнова Л.М., Джомардлы Э.И., & Кольцов А.А. (2020). Межзональное распределение нагрузки на плантарную поверхность стопы при ходьбе пациентов с ДЦП как объективный критерий тяжести функциональных нарушений. *Травматология и ортопедия России*, 26 (3), с. 80-92.
5. Смирнова Л.М. Методология и унифицированная технология оценки функциональной эффективности протезирования и ортезирования пациентов с патологией нижних конечностей. Автореферат. – СПб., 2010.

УДК 615.47

О ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДА ПРЯМОЙ ПОТЕНЦИОМЕТРИИ ДЛЯ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ С КОРОНОВИРУСОМ

Г.А. Машевский

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

Рассмотрены вопросы связанные с диагностикой патологических процессов, возникающих при заболевании коронавирусной пневмонией. Показано, что использование метода прямой потенциометрии позволит эффективно выявлять развитие у пациента гипоксии тканей и других последствий COVID-19.

Ключевые слова: COVID-19, прямая потенциометрия гипоксия тканей, коагуляция, интоксикация двухвалентным железом.

THE POSSIBILITY OF USING THE DIRECT POTENTIOMETRY METHOD FOR MONITORING OF THE CONDITION OF PATIENTS WITH COVID-19

G. A. Mashevskiy

Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

The issues related to the diagnosis of pathological processes arising from coronavirus pneumonia are considered. It has been shown that the use of the direct potentiometry method will effectively detect the development of tissue hypoxia in a patient and other consequences of COVID-19.

Key words: COVID-19, direct potentiometry tissue hypoxia, coagulation, ferrous iron intoxication.

Эпидемия коронавирусной пневмонии, вспыхнувшая в 2020 году поставила перед современной медициной новые проблемы и вызовы. Одной из них стала организация эффективного мониторинга состояния пациентов, и оперативного выявления развития у них тяжёлых жизнеугрожающих состояний. По нашему мнению, одним из перспективных методов мониторинга состояния подобных пациентов мог бы стать потенциометрический анализ из биосубстратов, прежде всего мочи.

В ряде зарубежных публикаций был отмечен специфический феномен, наблюдаемый у некоторых пациентов, т. н. «счастливая гипоксия», проявляющая себя в субъективно удовлетворительном самочувствии пациентов при значениях сатурации крови ниже 93%. Т. е. данные пациенты испытывали нарастающую гипоксию органов и тканей, которая определённое время не сопровождалась заметными изменениями в самочувствии пациента. На практике подобная ситуация может создавать у пациента ощущение ложного благополучия, и отсрочить начало проведения эффективных лечебных мероприятий. Т. о. выявление данного состояния приобретает большую важность. В настоящее время вопрос диагностики «счастливой гипоксии» решается путём использования пульсоксиметров, однако данный подход не лишён недостатков. В частности существуют различные факторы, способные повлиять на результаты измерений – уровень освещённости помещения, поза пациента и т. п. Поэтому, основе разового замера сделать надёжный вывод о состоянии пациента затруднительно.

Анализируя метаболические изменения в организме, которые будут наблюдаться в состоянии «счастливой гипоксии», можно предположить, что она повлечёт за собой угнетение процессов выработки энергии в организме. Это обстоятельство можно использовать в качестве основы для диагностики данной патологии. В наших исследованиях была сформулирована гипотеза, о том, что изменение концентрации ионов натрия в моче пациента отражают изменения в состоянии его энергетики [2]. Она базируется на работе мембранного белка Na^+/K^+ -АТФазы, отвечающего за поддержание

неравновесного распределения ионов натрия и калия по обе стороны клеточной мембраны. При нехватке организму энергии работа этого белка угнетается, и натрий начинает постепенно диффундировать внутрь клетки. Чтобы скомпенсировать падение его содержания в плазме крови почки увеличивают реабсорбцию натрия что приводит также к уменьшению концентрации данного иона в моче. Анализ данных, полученных при мониторинге состояния водно-солевого обмена у пациентов ТАХ ГБ № 26 г. Санкт-Петербурга показал, что существуют три диапазона значений потенциала натрийселективного электрода в моче, характеризующих состояние организма. Диапазон 75...100 мВ характерен для здоровых людей, диапазон 40...75 мВ, для людей, организм которых ослаблен патологией, диапазон 0..40 мВ формируют пациенты, находящиеся в остром состоянии либо умирающие. Таким образом, подобный подход может быть применён к выявлению наличия у пациентов скрытой гипоксии – снижение содержания натрия в моче у данных пациентов ниже нормы на фоне видимого благополучия может свидетельствовать о развитии у них данного патологического процесса.

Как показывают клинические данные, частым случаем при тяжёлом течении заболевания коронавирусом является тромбообразование у пациента [3]. Для лечения подобных пациентов используется антикоагуляционная терапия при помощи гепарина. Важной особенностью фармакокинетики данного препарата является короткая длительность его действия. Таким образом, очень важным для подобных пациентов является организация эффективного мониторинга их коагуляции – и с точки зрения выявления патологии, и с точки зрения контроля дозировки и действия антикоагулянтов.

В наших исследованиях было показано, что контроль состояния гемостаза человека возможно осуществлять при помощи плёночных мембранных электродов на основе четвертичных аммонийных оснований (ЕМ) [4]. Данная возможность была подтверждена путём сопоставления результатов измерений электрода с данными коагулограмм. На рисунке 1 представлены результаты сопоставления показаний электрода со значениями содержания фибриногена и протромбина в крови пациентов.

Как можно видеть прослеживается явная взаимосвязь параметров между собой, и различные диапазоны значений потенциалов электрода ассоциируются либо с гипо- либо с гиперкоагуляцией. Таким образом, использование данного электрода позволит оперативно выявлять развитие у пациентов с коронавирусом нарушений коагуляции в их крови, а также контролировать проводимую терапию.

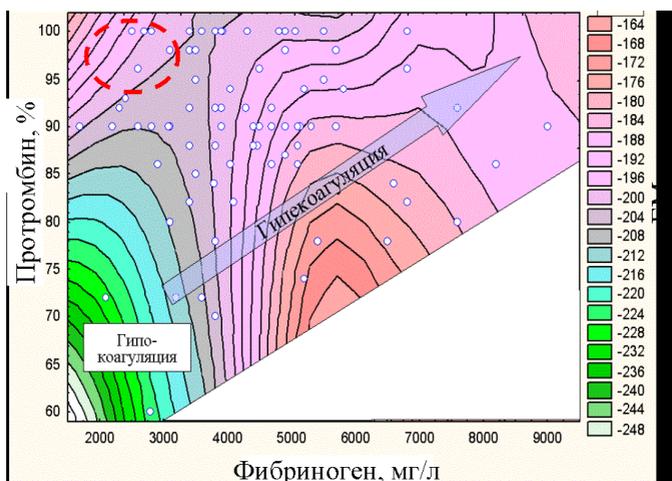


Рис. 1 – Взаимосвязь потенциалов EM - электрода с результатами коагулограммы

По данным ряда отечественных учёных, заболевание коронавирусом может сопровождаться интоксикацией организма катионами двухвалентного железа [5]. Это достаточно тяжёлая патология требующая немедленного проведения соответствующий детоксикационной терапии. Однако, поскольку большинство из её симптомов являются неспецифическими, и могут быть следствием отравления организма другими веществами (в частности ионами гидросульфида, возникающими в следствии распада белковых соединений), то её выявление может быть затруднено. Поэтому возникает потребность в методике инструментального определения наличия у пациента данной интоксикации.

Нами была предложена подобная методика на основе использования Pt и Ag_2S электродов[6]. Она базируется на зависимости показателей электродов друг от друга в присутствии ионов гидросульфида, отклонения от которой могут быть вызваны присутствием в биосубстрате ионов Fe^{2+} . Нами был предложен показатель, позволяющий диагностировать наличие у пациента интоксикаций ионами двухвалентного железа или гидросульфида:

$$\Delta pS = EAg_2S - (-208 + Pt), \text{ мВ} \quad (1)$$

Если данный показатель принимает положительные значения, то можно предполагать наличие у пациента интоксикации ионами двухвалентного железа.

Разумеется, описанные проблемы можно решить и другими методами. Однако в каждом рассмотренном случае это потребует использования отдельных технических средств, работающих на различных физических

принципах. Применение же метода прямой потенциометрии позволит контролировать все рассмотренные выше патологии в рамках единого мультисенсорного комплекса, и повысить эффективность лечения больных COVID-19.

Библиографический список

1. <https://www.medicalnewstoday.com/articles/covid-19-how-do-we-explain-happy-hypoxemia#Silent-hypoxemia>
2. Машевский Г.А., Юлдашев З.М. Оценка энергетического потенциала организма человека по данным ионометрии мочи // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 11. С. 40-44.
3. В. В. Савостьянов Особенности клинического течения COVID-19 Научный журнал 2020 №4 (49)
4. Машевский Г.А. Использование пленочных мембранных электродов для диагностики нарушений гемостаза: тр. XXIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы (Биомед-системы –2010)» // РГРТУ. Рязань: ООО НПЦ Информационные технологии, 2010. С. 146-151.
5. <https://iz.ru/1060085/olga-kolentcova/okazalsia-iadovitym-covid-19-predlagaiut-lechit-kak-otravlenie>
6. Машевский Г.А., Юлдашев З.М. Использование математического моделирования для распознавания и мониторинга интоксикации человеческого организма // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 4. С. 73-78.

УДК 621.317.616

ПРИНЦИПЫ ОЦЕНКИ УРОВНЯ СТРЕССА ПО ДАННЫМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

О.В. Аникина

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

Рассмотрен принцип оценки уровня стресса по данным сигнала фотоплетизмограммы на основе анализа variability сердечного ритма.
Ключевые слова: фотоплетизмография, variability сердечного ритма (BCR), индекс напряжения регуляторных систем (стресс-индекс).

PRINCIPLES FOR ASSESSING THE LEVEL OF STRESS FROM PHOTOPLETHYSMOGRAPHY DATA

O.V. Anikina

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

The principle of assessing the level of stress according to the photoplethysmogram signal based on the analysis of heart rate variability is considered.

Key words: *photoplethysmography, heart rate variability (HRV), stress index of regulatory systems.*

Стресс является причиной многих заболеваний современного человека и скрыться от этого невозможно, поэтому так важны инструментальные методы для оценки уровня стресса.

В настоящее время широкое распространение получили устройства (фитнес-браслеты или фитнес-трекеры), которые контролируют различные показатели организма, такие как количество пройденных шагов, качество сна, частота пульса и т.д. Помимо этих стандартных показателей существуют показатели «Энергия», «Стресс» или «Напряжение». За их расчётами стоит кардиологическая методология анализа вариабельности сердечного ритма (BCP), или Heart Rate Variability — HRV - это изменения в сердечном ритме, характеризующие функциональное состояние регуляторных систем организма [1].

BCP даёт качественный и количественный анализ уровня стресса и физической активности. Показатели BCP отличаются высокой индивидуальностью, а о нарушении регуляции говорят, когда показатели выходят за пределы значений индивидуальной нормы[4]. Анализ показателей BCP не позволяет поставить точный диагноз, но позволяет выделить группу больных с высоким риском возникновения внезапной сердечной смерти, а также прогнозировать развитие заболевания. Повышенная активность симпатического отдела нервной системы приводит к снижению BCP, в то время как повышенная активность парасимпатического отдела нервной системы приводит к увеличению BCP.

Современные фитнес-трекеры производят оценку параметров пульса по данным фотоплетизмографии. Фотоплетизмограф - это прибор, который позволяет регистрировать пульсовые волны (распространяющиеся по сосудам волны повышенного давления) за счет изменения светопропускания (светоотражения) тканей в зависимости от кровенаполнения крупных сосудов (артерий и артериол) в течение сердечного цикла. Во время выброса крови сердцем (систола) пульсовая волна распространяется от аорты к капиллярам, увеличивая кровоток в тканях и вызывая расширение сосудов, как результат - ткани сильнее поглощают свет. Изменение поглощения светового излучения тканями отражает форма пульсовой волны.

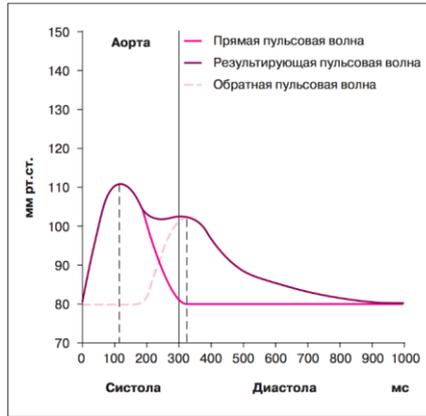


Рис. 1 – Пульсовая волна.

В России подход к измерению уровня стресса был разработан академиком Р. М. Баевским. Он ввёл понятие индекс напряжения регуляторных систем (стресс-индекс). ИН - индекс напряжения регуляторных систем, отражает степень централизации управления сердечным ритмом. Чем меньше величина ИН, тем больше активность парасимпатического отдела и автономного контура. Чем больше величина ИН, тем выше активность симпатического отдела и степень централизации управления сердечным ритмом.

Индекс напряжения регуляторных систем рассчитывается по формуле:

$$ИН = АМо/2*Мо*MxDMn,$$

где $MxDMn$ - вариационный размах гистограммы распределения кардиоинтервалов, Mo – мода, $АМо$ – амплитуда моды.

В норме ИН колеблется в пределах 80 – 150 условных единиц. Этот показатель чрезвычайно чувствителен к усилению тонуса симпатической нервной системы. Небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает ИН в 1,5 – 2 раза. При значительных нагрузках он растет в 5 – 10 раз. У больных с постоянным напряжением регуляторных систем ИН в покое равен 400 – 600 усл. ед.. У больных с приступами стенокардии и инфарктом миокарда ИН в покое может достигать 1000 – 1500 усл. ед. [2,3].

Библиографический список

1. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний, 1997 г.
2. Агаджанян Н.А., Баевский Р.М., Берсенева А.П. Учение о здоровье и проблемы адаптации. - Ставрополь: Изд-во СГУ, 2000. - 204 с.

3. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. М., 2000.
4. О.С. Сычев, О.И. Жаринов "Вариабельность сердечного ритма: физиологические механизмы, методы исследования, клиническое и прогностическое значение" [Электронный ресурс]. <https://medbe.ru/materials/diagnostika/variabelnost-serdechnogo-ritma-fiziologicheskie-mekhanizmy-metody-issledovaniya-klinicheskoe-i-progn/> ©MedBe.ru

УДК 004.932.4

МЕТОДЫ ПРИМЕНЕНИЯ ФИЛЬТРАЦИИ ВЕРХНИХ ЧАСТОТ ТЕПЛОВИЗИОННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЦИФРОВЫМ И ДИСКРЕТНО-АНАЛОГОВЫМ СПОСОБАМИ

О.А. Павлова, А.Н. Севодина

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

Рассмотрены методы фильтрации верхних частот тепловизионных изображений двумя способами: цифровым и дискретно-аналоговым, для проведения качественного сравнительного анализа. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: *фильтрация верхних частот, цифровая обработка, ИК изображения, МПЗС.*

METHODS FOR APPLYING HIGHEST FREQUENCY FILTERING OF THERMAL IMAGES BY DIGITAL AND DISCRETE-ANALOG METHODS

O.A.Pavlova, A.N.Sevodina

Tambov State Technical University, Tambov

For conducting a qualitative comparative analysis are considered methods of filtering the high frequencies of thermal images in two ways: digital and discrete-analog. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: *high-pass filtering, digital processing, infrared images, CCD matrix.*

В современной медицинской диагностике тепловидение имеет важную роль, оно позволяет определить различные патологии на ранних стадиях. При помощи тепловизионной диагностики возможно обнаружить заболевания, которые плохо поддаются обнаружению другими методами [1,5].

Однако, при формировании, хранении или передачи любых изображений, в том числе и инфракрасных (ИК), сигнал, который несет полезную

информацию, может подвергаться воздействию помех различных типов.

Для уменьшения или почти полного устранения влияния помех применяется фильтрация изображений. В зависимости от области выделения интереса по полю изображения применяются фильтры различных типов, в частности для выделения мелкоразмерных структур и границ объектов применяются фильтры верхних частот. Это позволяет устранить мешающие факторы крупных объектов и более детально воспринимать мелкие детали изображений.

Методы цифровой фильтрации, которые выполняют различные преобразования элементов изображения, принято называть методами пространственной фильтрации[2-3].

Сам же процесс фильтрации заключается в перемещении маски с заданными коэффициентами по исходному изображению, от одного пикселя к другому. Новое отфильтрованное изображение получается путем отклика фильтра в каждом пикселе исходного изображения. Отклик вычисляется с использованием заранее заданных связей.

Если расфокусировка - это процесс усреднения, который аналогичен интегрированию, то повышение резкости – этот обратный процесс, достигаемый пространственным дифференцированием [4].

Более подробно был исследован фильтр повышения резкости, основанный на двумерной второй производной. Результат данного фильтра аналогичен фильтру с подъемом верхних частот.

В итоге был получен общий алгоритм использования оператора Лапласа для обработки изображения, который представлен следующим выражением:

$$G(x, y) = \begin{cases} S(x, y) - F(x, y), & \text{если } W(x_0, y_0) < 0 \\ S(x, y) + F(x, y), & \text{если } W(x_0, y_0) \geq 0 \end{cases}^{(1)}$$

где $W(x_0, y_0)$ – значение центрального коэффициента маски лапласиана.

Далее следует улучшить контраст, чтобы сделать обработанное изображение более удобным для сравнения с исходным. Для этого проводится нормировка. Она обеспечивает растяжку наиболее информативной части. Под информативной частью понимается набор пиков, которые чаще остальных встречаются на изображении, то есть максимумы и минимумы значений.

Для реализации цифрового фильтра с подъемом высоких частот на базе лапласиана была использована среда Mathcad.

Реализация дискретно-аналогового способа фильтрации проводилось на базе МПЗС.

Организация функционирования МПЗС реализуется за счёт подачи пачек фазных импульсов управления на соответствующие регистры и секции матрицы. Под действием напряжения фазного импульса должной полярности формируется потенциальная яма в области под электродом соответствующей фазы запоминающей ячейки, т.е. фиксируется определённое фазное

состояние МПЗС [5].

Комбинируя нужным образом чередование фазных состояний в МПЗС, можно реализовать различные режимы работы, которые обеспечивают необходимую фильтрацию.

Для того чтобы реализовать пространственную фильтрацию (интерполяцию) изображений на МПЗС, сначала производится двукратная инверсия фазных состояний МПЗС по вертикальной координате. Пространственная интерполяция позволяет смешивать пиксели изображения. Так решается задача формирования новых пикселей изображения на вакантных местах.

В итоге было разработано устройство для обработки изображения, представленное на рисунке 1, которое содержит три матричных прибора с зарядовой связью (МПЗС) – МПЗС 1, МПЗС 6 и МПЗС 11, селектор синхроимпульсов 16, блок управления 17, шесть логических элемента ИЛИ 18, 21, 22, 23, 24 и 25, два логических элемента ИСКЛЮЧАЮЩЕЕ ИЛИ 19 и 20 и вычитающее устройство 24.

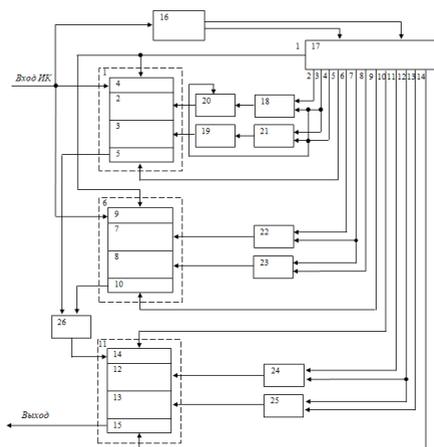


Рис. 1 – Функциональная схема устройства

Результаты анализа показали что, каждый из методов фильтрации имеет свои преимущества. Таким образом, с целью повышения достоверности диагностических исследований, целесообразно будет использовать оба метода с выводом обработанных изображений на общий экран.

Библиографический список

1. Заяц Г.А., Коваль В.Т. Медицинское тепловидение – современный метод функциональной диагностики // Здоровье. Медицинская экология. Наука. – 2010. – Т.43.№3. – С.27-33.

2. Грузман И.С., Киричук В.С., Косых В.П., и др. Цифровая обработка изображений в информационных системах: Учебное пособие.- Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2000. - 168.
3. Лебедев Д. С. Цуккерман И. И. Телевидение и теория информации. — М.: Госэнергоиздат, 1974.—218с.
4. Anderson B. D., Jury E. L, Stability Test for Two-Dimensional Recursive Filter, IEEE Trans. Audio and Electro acoustics, AU-21, 4, p. 366-372 (August 1973).
5. Агафонова Н.И., Фролова Т.А. Эффективность тепловизионных систем в медицине //Энергосбережение и эффективность в технических системах: Материалы IV Международной научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Тамбов: Изд-во Першина Р.В., 2017.С.453-454.

УДК 004.932

НЕЙРОННЫЕ СЕТИ В ЗАДАЧАХ РАСПОЗНАВАНИЯ ОБРАЗОВ НА ИЗОБРАЖЕНИИ

А.В. Акинина

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

Рассмотрено применение сверточных нейронных сетей в задачах распознавания образов, разработана архитектура улучшенной сети U-Net с использованием блоков inception module, ReLu – нейронов, box-свертки.

Ключевые слова: сверточная нейронная сеть, распознавание образов

CONVOLUTIONAL NEURAL NETWORKS IN THE PROBLEMS OF IMAGE RECOGNIZING

A.V. Akinina

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

The application of convolutional neural networks in image recognized is considered, the architecture of the improved U-Net network is developed. Inception module blocks, ReLu - neurons, box-convolution blocks are used.

Key words: convolutional neural network, image recognizing

Распознавание образов – это процесс выделения образов объектов на изображении и их дальнейшая классификация, то есть отнесение образов объектов к одному из набора семантически значимых классов. Алгоритмы распознавания образов используются для решения прикладных задач в различных областях науки и техники.

С увеличением вычислительных мощностей компьютеров выросла популярность нейронных сетей, поэтому для задач распознавания образов все

чаще выбираются методы, основанные на нейронных сетях. Для задач обработки изображений чаще всего применяются сверточные нейронные сети (англ. Convolution neural network, CNN).

Архитектура улучшенной сети U-Net представлена на рисунке 1. В качестве основных блоков сети используются блоки Inception Module, структура которых представлена на рисунке 1. На вход Inception Module поступает выход с предыдущего слоя, после чего вместо традиционно одной применяются несколько сверток, которые затем объединяются, как показано на рисунке 4. Вместо обычной свертки применяется бок-свертка.

К входящему изображению применяется бок-свертка, затем результат поступает на блок ReLu и производится операция максимального объединения для понижения разрешения (maxpool). Операции maxpool позволяют выделять важные особенности на изображении. В отличие от операций свертки на этом этапе происходит лишь выбор максимального значения из заданного окна. Каналы свойств удваиваются на каждом этапе понижающей дискретизации. Карта свойств в сужающемся направлении получается обрезанной за счет потери граничных пикселей.

В ходе развертывания изображения происходят операции, повышающие дискретизацию карты свойств (стрелки upconv). За каждой такой операцией следует объединение с соответствующим образом из обрезанной карты свойств (стрелки copy+crop), бок-свертка (уменьшается количество матриц свойств) с нелинейным блоком ReLu.

На последнем слое выполняется свертка 1×1 вместе с softmax для сопоставления каждого вектора свойств с желаемым количеством классов. На выходе - дискретное распределение, обладающее свойствами нормального распределения. Слой softmax задает распределение вероятностей, сумма всех выходных сигналов равна 1.

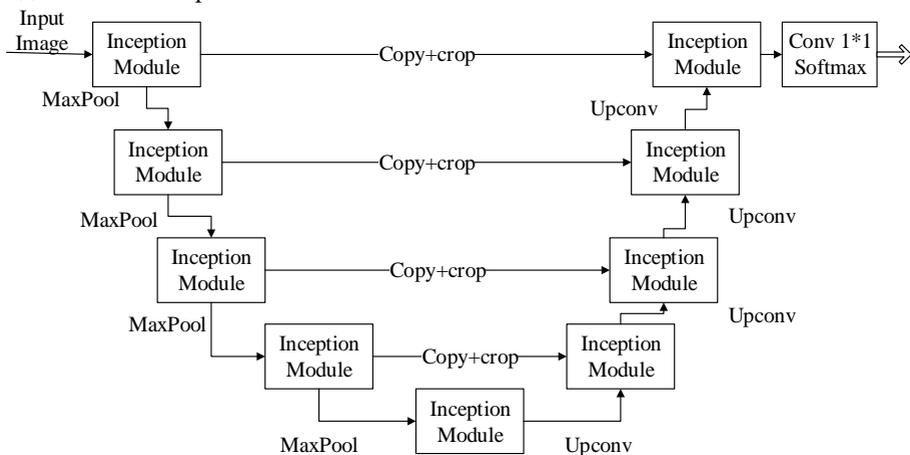


Рис. 1 – Архитектура улучшенной сети U-Net

Библиографический список

1. Ronneberger O., Fischer P., Brox T. U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation //International Conference on Medical image computing and computer-assisted intervention. – Springer, Cham, 2015. – С. 234-241.
2. А.В. Акинина, В.В. Кузнецов, М.Б. Никифоров Интеллектуальное сегментирование спутниковых снимков с использованием математического подхода, основанного на сверточных нейронных сетях// XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс Т.9 №2 (50) – Пенза: Издательство ПензГТУ – 2020. – с.109-112

УДК 658.652

ДИСТАНЦИОННЫЙ АУДИТ СИСТЕМЫ МЕНЕДЖМЕНТА КАЧЕСТВА

М.С. Ежова, С.Н. Дьяков

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

Рассмотрен принцип проведения аудита в дистанционной форме. Также были рассмотрены принципы автоматизации аудиторского процесса и внедрение различных платформ информационно-коммуникационных технологий для обеспечения проведения дистанционного аудита. Предложена методика проведения дистанционного аудита.

Ключевые слова: *дистанционный аудит, система менеджмента качества, информационно-коммуникационные технологии.*

REMOTE AUDIT OF THE QMS

M.S. Ezhova, C.N. Dyakov

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

The principle of remote audit is considered. The principles of automation of the audit process and the introduction of various information and communication technology platforms to ensure remote audit were also considered. The proposed methodology for conducting the remote audit.

Key words: *remote audit, quality management system, information and communication technologies.*

Дистанционный аудит стал нормой во время пандемии Covid-19 и является одним из методов аудита, предписанных в стандарте ISO 19011:2018 – «Руководство по аудиту систем менеджмента». Хотя дистанционный аудит резко возрос из-за ограничений, связанных с пандемией, этот метод работы, несомненно, может получить распространение в качестве устоявшейся

практики метода аудита.

Во время дистанционного аудита аудиторы взаимодействуют с компанией с помощью технологии для оценки ее СМК. Аудит охватывает обычные этапы, включая документированный обзор информации, интервью и представление результатов с использованием различных платформ информационно-коммуникационных технологий (ИКТ).

Дистанционные аудиты можно разделить на:

- полностью удаленный аудит за пределами объекта;
- частичный выездной удаленный аудит;
- дистанционный аудит на месте.

В случае полностью удаленного аудита за пределами объекта оценочный аудит проводится полностью за пределами объекта. Частичные выездные аудиты проводятся в виде комбинации дистанционных и выездных проверок для установки соответствия требованиям. Что касается дистанционного аудита на месте, то аудит проводится на месте объекта, но с помощью синхронных ИКТ-платформ.

Виды ИКТ могут варьироваться от телеконференций, веб-совещаний и совместной работы до видеотехнологий и приложений. Некоторые из вариантов включают Skype, Zoom, Microsoft Teams, Facetime – аудитор может рекомендовать некоторые платформы для обмена видео и экранами.

Как и в случае внутреннего аудита на месте, информация, относящаяся к целям аудита, получается путем соответствующей выборки и проверяется, чтобы стать аудиторским доказательством. Методы сбора информации одни и те же (интервью, наблюдение за процессами и деятельностью, анализ документации и записей), но только в заочной форме.

Для некоторых процессов может оказаться невозможным удаленно проверить их эффективность в рамках СМК. В этом случае последующая проверка на месте должна быть завершена в будущем. Это все же предпочтительнее, чем отменить или отложить аудит на месте.

Проведение удаленного аудита.

Первоначальное совещание и заключительное заседание должно проводиться так же, как если бы аудитор находился на месте, поэтому должно присутствовать назначенное руководство и полностью настроена и проверена ИКТ. При дистанционном аудите отправляется запрос на предоставление определенных документов по электронной почте за неделю до даты проведения аудита. Также при необходимости проводится экскурсия по лабораториям и местам хранения образцов. Проверяется документация на месте соответствующих процедур системы менеджмента качества. Необходимо управлять темпом аудита, но при этом планировать некоторое время простоя для сбора записей, сбора образцов или для любых непредвиденных задержек.

Преимущество внутреннего аудита.

Одним из преимуществ является возможность предоставлять аудиторам

возможность получать и обмениваться данными, просматривать документацию и процессы, проводить интервью и делать замечания без необходимости ездить на место проведения аудита.

С сокращением времени, затрачиваемого на поездки на работу, аудиторы могут также тратить больше времени на то, чтобы делать вещи, которые повышают ценность, такие как просмотр документации, чтобы определить, какие моменты следует подробно изучить, и тратить время на написание аудиторских отчетов, протоколов на более высоком уровне, которые четко определяют результаты аудита, такие как выводы, возможности для улучшения.

Использование технологии для проведения аудита удаленно также экономит время и деньги.

Конечно существуют риски дистанционного аудита, которые заключаются в достоверности и качестве собранных объективных доказательств или в ненадежности технологии или интернета.

Но тем не менее дистанционный аудит - это тенденция, которая быстро набирает обороты, и максимизация этого вида аудита может быть только позитивной вещью.

Четкое и хорошо спланированное планирование аудита и хорошая коммуникация необходимы всем сторонам для обеспечения того, чтобы процесс проходил как можно более гладко.

Удаленные аудиты необязательно должны брать на себя всю аудиторскую деятельность, но они могут по крайней мере одну треть аудиторской деятельности выполнять удаленно.

Библиографический список

1. ГОСТ Р ИСО 19011-2012 «Руководящие указания по аудиту систем менеджмента». ГОСТ Р ИСО 19011-2003; введ. 01.02.2013.- М.: Стандартиформ, 2013. – 42 с.
2. ГОСТ Р ИСО 9001-2015 «Системы менеджмента качества. Требования». ГОСТ Р ИСО 9001-2008; введ. 01.11.2015.- М.: Стандартиформ, 2015. – 32 с.
3. ГОСТ Р 56570-2015 «Системы менеджмента качества организаций авиационной, космической и оборонной промышленности. Требования к проведению аудита». введ. 01.07.2015.- М.: Стандартиформ, 2015. – 81 с.

СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 612.789.1

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ КАНАЛОВ ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ НА ВЕРОЯТНОСТЬ ДИСТАНЦИОННОЙ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ ПО ПАРАМЕТРАМ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

С.Н. Кириллов, Д.Ю. Мамушев,

Научный руководитель – Кириллов С.Н., д-р техн. наук, профессор, зав.
кафедрой

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

Рассмотрено влияние таких кодеков речи, как AMR-NB, AMR-WB (G.722.2), CELP (G.728), G.723.1, ADPCM (G.726), широко используемых в сетях сотовой связи на вероятность дистанционной диагностики заболеваний верхних дыхательных путей (ВДП) по параметрам речевого (РС). Установлено снижение вероятности правильного диагностирования заболеваний ВДП при прохождении РС через каналы передачи информации на 7,4 – 12,7 % для кодеков AMR-NB CELP, G.723.1, при этом для кодеков AMR-WB, ADPCM - на 5,5 – 8,5 %.

Ключевые слова: заболевания верхних дыхательных путей, параметры речевого сигнала, кодеки речи, неинвазивная дистанционная диагностика.

A STUDY OF THE INFLUENCE OF TRANSMISSION CHANNELS ON THE PROBABILITY OF REMOTE DIAGNOSTICS OF RESPIRATORY DISEASES IN THE PARAMETERS OF THE SPEECH SIGNAL

S. N. Kirillov, D.U.Mamushev

Scientific supervisor Kirillov S. N - doctor of engineering, Professor, head of the department

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

The influence of such speech codecs as AMR-NB, AMR-WB (G. 722.2), CELP (G. 728), G. 723.1, and ADPCM (G. 726), widely used in cellular networks, on the probability of remote diagnosis of upper respiratory tract diseases (VDP) by speech (RS) parameters is considered. A decrease in the probability of correct diagnosis of VDP diseases during the passage of MS through information transmission channels was found by 7.4 – 12.7% for the AMR-NB CELP, G. 723.1 codecs, while for the AMR-WB, ADPCM codecs - by 5.5 – 8.5 %.

Key words: upper respiratory tract infections, parameters of the speech signal, the speech codec, non-invasive remote diagnostics.

Заболевания ВДП, такие как искривление носовой перегородки, полипозный синусит, ринит, тонзиллит приводят к нехватке кислорода, что негативно отражается на функционировании головного мозга и других органов человека. Важно иметь возможность предварительной, дистанционной неинвазивной оценки состояния заболевания обследуемого на основе параметров РС на выходе каналов передачи информации (КПИ). Основное влияние на параметры РС в тракте передачи данных сетей сотовой связи оказывают кодеки речи, осуществляющие сжатие с потерями исходного цифрового потока РС.

Цель работы - исследовать влияния кодеков речи в КПИ на вероятность дистанционной диагностики заболеваний ВДП по параметрам РС.

Вероятность правильной дистанционной диагностики заболеваний ВДП определялась на основе метода группового учета аргументов (МГУА) [1..3], позволяющего учитывать влияние совокупности параметров на принятие решения о диагнозе заболевания и составляла 89 – 95,5 % без КПИ [1,2].

Выборки параметров РС сформированы на основании групп пациентов, поступавших на операционное лечение в лор-отделение Государственного бюджетного учреждения «Областная клиническая больница им. Н.А. Семашко», г. Рязань (ГБУ РО «ОКБ им. Н.А. Семашко») [1,2]. В исследовании приняли участие 294 пациента (167 мужчин и 127 женщин). Возраст испытуемых находился в пределах от 18 до 75 лет. Речевая база дикторов, не имевших клинически диагностированных заболеваний ВДП, определяющая контрольную выборку включала 499 человек, 282 мужчин и 217 женщин.

Исследовались следующие группы параметров РС [1,2]: параметры частоты основного тона; параметры формантных частот; энергетические характеристики РС; коэффициенты линейного предсказания; мел-частотные кепстральные коэффициенты; параметры нелинейной модели РС [1,2], позволяющей рассматривать речевой тракт, как нелинейную систему, воздействующую на воздушный поток исходящий из легких и соответственно анализировать параметры РС, как во временной, так и спектральной областях.

Рассматривались следующие, наиболее широко применяемые в системах базовых станций сотовой связи кодеки РС: AMR-NB, AMR-WB (G.722.2), CELP (G.728), G.723.1, ADPCM (G.726), обеспечивающие скорости передачи РС в потоке данных от 4,47 до 48 кбит/с для широкополосных сетей стандартов 2G, 3G, 4G [4].

Анализ результатов исследований показывает снижение вероятности правильного диагностирования заболеваний ВДП при прохождении РС через КПИ на 7,4 – 12,7 % для кодеков AMR-NB CELP, G.723.1, а для кодеков AMR-WB, ADPCM - на 5,5 – 8,5 %. Тем не менее, при снижении вероятности правильного диагностирования возможность дистанционной диагностики заболеваний ВДП с приемлемой надежностью сохраняется.

Библиографический список

1. С.Н. Кириллов, А.Н.Кучуркин, Д.Ю. Мамушев. Метод поддержки принятия диагностических решений при заболеваниях верхних дыхательных путей по параметрам речевого сигнала. «Биомедицинская Радиоэлектроника», Т. 22. № 4. 2019 г. С. 68–76.
2. С.Н. Кириллов, Д.Ю. Мамушев, А.Н. Кучуркин, Е.В. Бань. Неинвазивная диагностика одновременно нескольких заболеваний верхних дыхательных путей по параметрам речевого сигнала. «Медицинская техника», № 3. 2020 г. С. 46–48.
3. С.Н. Кириллов, Д.Ю. Мамушев. Дистанционное диагностирование заболеваний верхних дыхательных путей на основе анализа параметров речевого сигнала. «Биомедицинская Радиоэлектроника», Т. 23. № 3. 2020 г. С. 68–74.
4. Речевые кодеки. [Электронный ресурс]: Retrieved from <http://celnet.ru/vocod.php> 04.04.20

УДК 616.71

**ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВ СБОРА ДАННЫХ И ТЕХНОЛОГИИ
ВИРТУАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ В РЕГИСТРАТОРЕ ТРЕМОРА ДЛЯ
ПРЕДРЕЙСОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ОСМОТРА ВОДИТЕЛЯ**

М.Б. Каплан, Д.И. Устюков

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

Рассмотрен структура регистратора тремора, базирующаяся на устройстве сбора данных NI PCIe-6321 и технологии виртуальных приборов. Ключевые слова: тремор, предрейсовый осмотр, устройство сбора данных, виртуальный прибор.

**APPLICATION OF DATA COLLECTION DEVICES AND VIRTUAL
DEVICE TECHNOLOGY IN TREMOR RECORDER FOR PRE-TRIP
MEDICAL EXAMINATION OF THE DRIVER**

M.B. Kaplan, D.I. Ustyukov

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

The structure of a tremor recorder based on an NI PCIe-6321 data acquisition device and virtual instrument technology is considered.

Key words: tremor, pre-trip inspection, data collection device, virtual device.

Для обеспечения безопасности дорожного движения для водителей автотранспортных средств проводятся медицинские осмотры [1]. К состоянию здоровья водителя в настоящее время предъявляют повышенные

требования в виду повышенной физической и психоэмоциональной нагрузки, возникающей при длительном управлении автотранспортным средством в условиях высокой интенсивности движения. Особую опасность вызывают водители, находящиеся в состоянии алкогольного, наркотического опьянения и под действием иных психоактивных веществ. Одним из показателей, свидетельствующим о недопустимом для вождения автомобилем состоянием здоровья водителя является повышенный уровень тремора.

Высокий уровень тремора наблюдается у людей с невротическими нарушениями, вегетативной дистонией, а также с некоторыми формами психопатологии. Кроме того значительная изменчивость частоты и амплитуды дрожания напрямую зависит от эмоционального состояния человека.

Предлагаемое устройство регистрации уровня тремора позволяет определить уровень статического и динамического тремора. На структурном уровне устройство состоит из трехконтактной измерительной мишени, измерительного щупа, блока защиты и сопряжения, устройства сбора данных, ЭВМ и виртуального прибора (рис. 1).



Рис. 1 – Структура регистратора тремора

Общий принцип работы основан на подсчете количества касаний щупом измерительной мишени в течении заданного интервала времени, с последующим сравнением в пороговыми величинами количества касаний. Факт касания фиксируется при замыкании цепи измерительная мишень-измерительный щуп, в результате чего устройство сбора данных выявляет скачок напряжения. Благодаря блоку защиты и сопряжения осуществляется подача напряжения на измерительный щуп и передача сигналов с измерительной мишени, а кроме того блок выполняет защиту от статического напряжения. В качестве устройства сбора данных использована плата NI PCIe-6321 благодаря которой проводится не только процедура подсчета количества фронтов, определяемых скачками напряжения при замыкании измерительной мишени и щупа, но и измерение временных интервалов между касаниями контактов измерительной мишени. Эффективность измерительного контура обеспечивается применением технологии виртуального прибора, построенного в среде LabVIEW [2]. В частности для повышения точностных характеристик использовался драйвер DAQmx,

который обеспечивал надежное управление аппаратной частью устройства сбора данных при измерениях.

Базовым шаблоном виртуального прибора являлась машина состояний. Особое внимание уделено интерфейсу пользователя, который кроме полей настройки и результатов измерений содержит ряд индикаторов и подсказок для пользователя, повышающих удобство при работе конечного программного продукта. При исследовании динамического тремора виртуальный прибор переводится в режим многоканальной системы сбора данных, когда для регистрации сигналов старта и завершения используются отдельные измерительные каналы. Результаты исследования могут быть сохранены на носителе информации, переданы на печать или по сети на удаленных компьютер.

В перспективе программно-аппаратная связка, состоящая из устройства сбора данных, драйвера DAQmx и виртуальных приборов, позволит с минимальными техническими затратами расширить количество регистрируемых параметров, характеризующих состояние водителя, что в конечном итоге окажет положительное действие на повышение объективности выводов медицинского осмотра.

Библиографический список

1. Медицинское обеспечение безопасности дорожного движения (Организация и порядок проведения предрейсовых медицинских осмотров водителей транспортных средств). Методические рекомендации. – <Письмо> Минздрава РФ от 21.08.2003 N 2510/9468-03-32.
2. Лупов С.Ю., Муякшин С.И., Шарков В.В. LabVIEW в примерах и задачах. – Нижний Новгород: Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, 2007. – 101 с.

УДК 616.71

КАНАЛ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ДЛЯ СИСТЕМЫ ПРЕДРЕЙСОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ОСМОТРА ВОДИТЕЛЯ

М.Б. Каплан, А.В. Шуляков

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

Рассмотрены особенности использования бесконтактного датчика серии MLX90614 для построения канала контроля температуры.

Ключевые слова: *контроль температуры, предрейсовый осмотр, MLX90614.*

TEMPERATURE CONTROL CHANNEL FOR DRIVER PRE-TRIP MEDICAL EXAMINATION SYSTEM

M.B. Kaplan, A.V. Shulyakov

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

Considered the features of using a proximity sensor of the MLX90614 series for building a temperature control channel

Key words: *temperature control, pre-trip inspection, MLX90614.*

Предрейсовый медицинский осмотр водителя является обязательной процедурой [1]. Состояние водителя представляет собой фактор однозначно влияющий на безопасность дорожного движения. Среди множества показателей температура выступает в качестве универсальной характеристики в системах контроля уровня текущего самочувствия человека.

На основе анализ возможных способов измерения температуры для определения индивидуальных показателей предрейсового функционального состояния водителя сделан вывод о предпочтительности бесконтактного способа измерения. Основными достоинствами этого способа является отсутствие необходимости проведения дезинфекции измерителя, а также высокая скорость измерения температуры по сравнению с контактными термометрами.

Выбор был сделан в сторону цифровых датчиков температуры серии MLX90614, представляющих собой интеллектуальные инфракрасные термометры, содержит малошумящий усилитель аналогового сигнала, 17-битный АЦП, DSP контроллер и встроенный интерфейс I2C.

В ходе макетирования были рассмотрены два варианта конструкции с использованием трубки диаметром 20 мм и трубки диаметром 40 мм.

Для проверки работоспособности измерителя температуры был реализован измерительный канал на базе персонального компьютера и разработан виртуальный прибор в среде LabVIEW. В ходе исследований установлено, что высокая точность и избирательность датчика температуры к регистрируемому инфракрасному излучению, формируемому участком поверхности объекта приводит к заметному изменению показаний датчика (+- 1 градус) при незначительном изменении его положения (+- 5 мм). Этот факт характерен при исследования распределения температуры по поверхности тела человека. Кроме того наличие волосяного покрова в том числе щетины также приводит к искажению показаний датчика. В связи с этим по результатам исследования были сделаны выводы, что в обследованиях предпочтительнее использовать датчик на базе узкой трубы, а измерения температуры проводить в области яремной ямки. Кроме того методической особенностью бесконтактного измерения температуры является регистрация температуры с поверхности кожи, которая обладает

более низким значением по сравнению с температурой мышц. Сравнение со специализированными медицинскими измерителями температуры JPD-FR302, MC-341-RU подтвердило данное положение. Поэтому при разработке канала контроля температуры на базе датчика MLX90614 была проведена градуировка [2], в ходе которой в среде MadCAD определялись корректирующие коэффициенты. В результате исходная функция датчика была модифицирована при помощи степенного полинома второй степени. При градуировке в качестве образцового измерителя использовался медицинский термометр JPD-FR302, работающий в режиме Body.

Результатом работы стал действующий макет канала контроля температуры на базе датчика MLX90614ESF-DCC-000-SP.

Библиографический список

1. Медицинское обеспечение безопасности дорожного движения (Организация и порядок проведения предрейсовых медицинских осмотров водителей транспортных средств). Методические рекомендации. – <Письмо> Минздрава РФ от 21.08.2003 N 2510/9468-03-32.
2. Клаассен. К. Основы измерений. Датчики и электронные приборы. – М.: Интеллект, 2012. – 352 с.

УДК 621.317.7

КАНАЛ КОНТРОЛЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ДЛЯ СИСТЕМЫ ПРЕДРЕЙСОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ОСМОТРА ВОДИТЕЛЯ

М.Б. Каплан, А.В. Шуляков

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

Рассмотрены особенности построения измерителя артериального давления на основе осциллометрического метода для системы предрейсового медицинского осмотра водителя

Ключевые слова: *измерение артериального давления, осциллометрический метод, показатели сердечного ритма, предрейсовый осмотр.*

BLOOD PRESSURE AND HEART RATE MONITORING CHANNEL FOR THE DRIVER PRE-TRIP MEDICAL EXAMINATION SYSTEM

M.B. Kaplan, A.V. Shulyakov

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

The features of constructing an arterial pressure meter based on the oscillometric method for the driver pre-trip medical examination system are considered

Key words: *blood pressure measurement, oscillometric method, heart rate indicators, pre-trip examination.*

Определение уровня артериального давления и параметров сердечного ритма водителя является обязательной процедурой предрейсового контроля состояния водителей в организациях, имеющих автотранспорт [1].

В основу разработки измерителя положен манжетный осциллометрический метод, реализующих достаточную точность определения артериального давления при относительно несложной схемотехнической реализации [2].

В качестве прототипа взята разработка, описанная в [3]. Измерительное устройство реализовано на базе микроконтроллера PIC24FJ64GC006 (рис. 1). Данное устройство является частью системы пульта предрейсового медицинского осмотра водителя.

Нагнетание воздуха в манжету осуществляется с помощью воздушной помпы, управление которой, осуществляется посредством ШИМ сигнала от микроконтроллера, что обеспечивает задание нужной скорости накачки воздуха в манжету. Выпуск воздуха из манжеты контролируется с помощью клапана, управление которым, также, осуществляется посредством ШИМ сигнала от микроконтроллера, что обеспечивает задание нужной степени закрытия клапана. Давление в манжете регистрируется интегральным датчиком MP3V5050GP имеющим внутренний усилитель и формирующим выходное напряжение пропорциональное прикладываемому давлению в соответствии с функцией преобразования датчика.

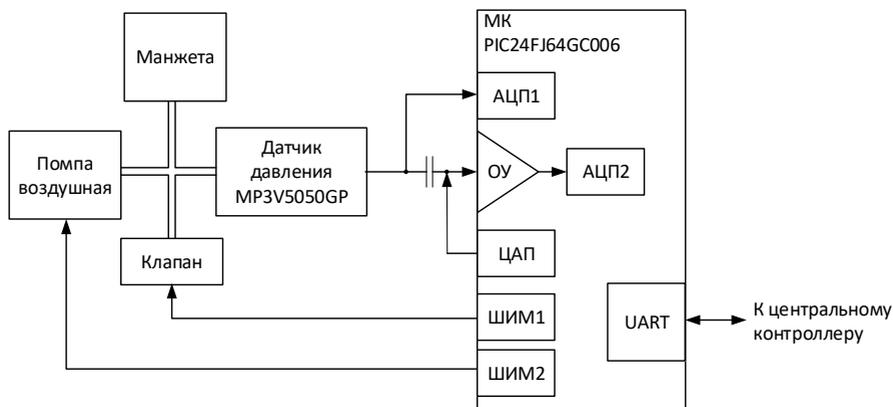


Рис. 1 – Структура устройства измерения давления и показателей сердечного ритма

Особенностью схемы является использование встроенного в микроконтроллер аппаратного блока операционного усилителя, на базе которого реализована схема фильтра верхних частот с заданным коэффициентом усиления в полосе пропускания и смещения переменного сигнала осцилляций давления в положительную область на постоянную

величину напряжения равную 1В, задаваемую встроенным в микроконтроллер ЦАП.

В цикле измерения микроконтроллер регистрирует сигнал с датчика давления (огibaющую давления) 12-ти разрядным АЦП микроконтроллера с частотой дискретизации 250Гц (АЦП1). Одновременно микроконтроллер регистрирует переменную составляющую сигнала давления (осцилляции давления) 12-ти разрядным АЦП микроконтроллера с частотой дискретизации 1000Гц (АЦП2).

Цикл измерения включает следующие этапы:

1. Нагнетание воздуха в манжету, до заданного центральным контроллером значения.

2. Стравливание воздуха через выпускной клапан. При этом реализуется заданная скорость стравливания воздуха путем управления открытием выпускного клапана с помощью ПИД регулятора. Для этого регистрируется скорость уменьшения давления в манжете и формируется управление на ШИМ1 для изменения степени открытия выпускного клапана. В процессе стравливания воздуха из манжеты регистрируются огibaющая и осцилляции давления, а также, по осцилляциям, выделяются моменты ударов пульса и определяются периоды пульса – формируется пульсограмма.

3. По достижении заданной нижней границы стравливания давления (порядка 40 мм рт. ст.), стравливание останавливается и удерживается текущее давление в манжете для регистрации заданного количества ударов пульса (минимально 100 ударов) (рис. 2). После чего, клапан открывается и воздух из манжеты полностью спускается.

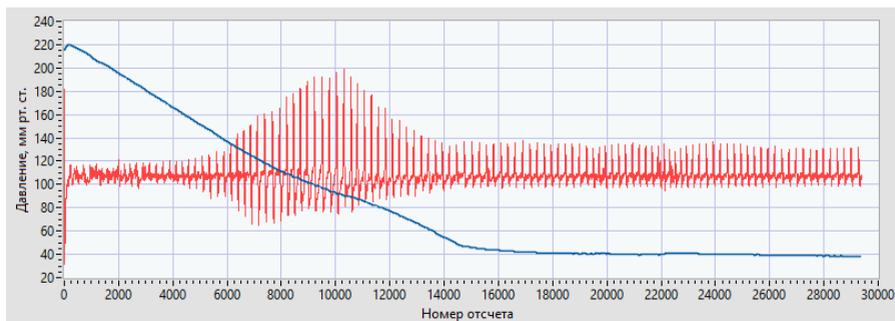


Рис. 2 – Зарегистрированные сигналы давления и осцилляций давления

По зарегистрированным сигналам давления и осцилляций давления определяется систолическое и диастолическое давление с помощью алгоритма с фиксированным соотношением амплитуды осцилляций систолического, среднего и диастолического давлений [2].

Сформированная пульсограмма используется для вычисления ряда показателей variability сердечного ритма, а также выделяются признаки нарушения ритма сердца.

Результаты измерения давления, показатели ВСР и признаки аритмии передаются по разработанному протоколу обмена на центральный контроллер, для выработки решения о допуске водителя в рейс.

Результатом работы стал действующий макет канала регистрации артериального давления и параметров сердечного ритма водителя в системе пульты предрейсового медицинского осмотра водителя.

Библиографический список

1. Медицинское обеспечение безопасности дорожного движения (Организация и порядок проведения предрейсовых медицинских осмотров водителей транспортных средств). Методические рекомендации. – <Письмо> Минздрава РФ от 21.08.2003 N 2510/9468-03-32.
2. Forouzanfar M, Dajani HR, Groza VZ, Bolic M, Rajan S, Batkin I. Oscillometric Blood Pressure Estimation: Past, Present, and Future. Ieee Reviews in Biomedical Engineering. 2015, 8: 44-63. PMID 25993705, DOI: 10.1109/RBME.2015.2434215.
3. Kevin Feng. Blood Pressure Meter Design Using Microchip's Analog Devices and PIC24F Microcontrollers. Application Notes AN1556. 2015. [Электронный ресурс] – URL: <https://www.microchip.com/wwwAppNotes/AppNotes.aspx?appnote=en565742> (дата обращения: 3.11.2020).

УДК 612.17, 004.891.3

РЕЗУЛЬТАТЫ ТЕСТИРОВАНИЯ НЕЙРОСЕТЕВОГО КЛАССИФИКАТОРА ДИАБЕТА ПО ЭКГ

А.А. Ананьева, Р.В. Исаков

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

Сахарный диабет 2 типа (СД) является одной из самых актуальных проблем современной медицины. Медико-социальная значимость СД 2 типа определяется несколькими факторами, одним из которых является высокая распространенность заболевания во всем мире. В статье предложена разработка нейросетевого классификатора, как новый способ к диагностике сахарного диабета 2 типа.

Ключевые слова: сахарный диабет 2 типа, нейросетевой классификатор, электрокардиография.

RESULTS OF TESTING THE NEURAL NETWORK CLASSIFIER OF DIABETES BY ECG

A.A. Ananeva, R.V. Isakov

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir *Type 2 diabetes mellitus (DM) is one of the most pressing problems of modern medicine. The medical and social significance of type 2 diabetes is determined by several factors, one of which is the high prevalence of the disease throughout the world. The article proposes the development of a neural network classifier as a new way to diagnose type 2 diabetes mellitus.*

Key words: *type 2 diabetes mellitus, neural network classifier, electrocardiography.*

В настоящее, во всем мире наблюдается рост распространения сахарного диабета (СД). Преждевременная смертность от диабета возросла на 5% за период с 2000 по 2016 г [1]. Основное распространение происходит за счет сахарного диабета 2 типа, на который приходится 85-95 % всех случаев заболевания.

Еще стремительнее увеличивается доля населения с метаболическим синдромом и предиабетом (нарушенной толерантностью к глюкозе) — на данный момент их число составляет около 500 млн человек. И именно эта группа «условно здоровых» людей ежегодно пополняет число больных СД на 15 %.

Из-за своей распространенности сахарный диабет относят к пандемии неинфекционного характера 21 века.

Сахарный диабет 2 типа - хроническое заболевание, которое возникает, когда клетки поджелудочной железы, вырабатывающие инсулин, становятся неспособными производить его в достаточном количестве или, когда выработанный инсулин не воспринимается организмом — это состояние также известно, как резистентность к инсулину [2].

Одной из наиболее значимых проблем диагностики диабета 2-го типа заключается в том, что диабет 2 типа развивается медленно и незаметно, поэтому у многих людей диагноз остается не установленным до появления различного рода осложнений. Примерно у одной трети людей с диабетом, диагноз не поставлен. В свою очередь из-за гипергликемии происходит поражение различных органов, в том числе сердца [2].

Это определяет актуальность разработки доступных подходов к диагностике СД 2 типа, основанных на неинвазивных и распространенных в клинической практике методах, например, электрокардиографии (ЭКГ).

Для анализа данных в работе использован нейросетевой метод. Нейросетевой подход требует наличия экспериментальных данных. Для этого была использована база данных одноканальных ЭКГ в I стандартном отведении телеметрической системы CardioQVARK [3]. Диагноз подтверждался врачами на основе стандартных клинических тестов. База

данных состояла из 631 записи аннотированных ЭКГ, из которых 312 записи были сняты с больных диабетом 2-го типа.

В качестве исходного сигнала для нейронной сети использовался усредненный кардиоцикл, отражающий типовую форму кардиоциклов во всей записи. Усреднение осуществлялось специальным алгоритмом, исключающим попадание в синхронный ансамбль искаженных кардиоциклов и дыхательных изменений. Полученный классификатор прошел валидацию на независимой выборке и показал высокие значения значения эффективности классификации: чувствительность 88%, специфичность 92%.

Для оценки стабильности модели было проведено исследование на 4 условно здоровых добровольцах. В начале исследования для подтверждения отсутствия СД 2 типа они измеряли уровень глюкозы, общего холестерина натошак и гликированного гемоглобина. Измерение проводилось системами: CardioCheck (измерение глюкозы и холестерина) и A1CNow (измерение гликированного гемоглобина и риска СД). Так как измерительные системы обладают низкой погрешностью определения риска СД (3%) результаты были использованы за эталон. Затем в течении 10 месяцев производились разовые измерения ЭКГ в I отведении.

Полученные данные проходили нейросетевую обработку на обученном классификаторе. Результат данной обработки можно видеть рис.1, где метрикой «Вероятность диабета (ДБ)» обозначен выход обученного нейросетевого модуля.

В результате тестирования нейроклассификатор показал стабильность показаний вероятности СД у условно-здоровых людей.

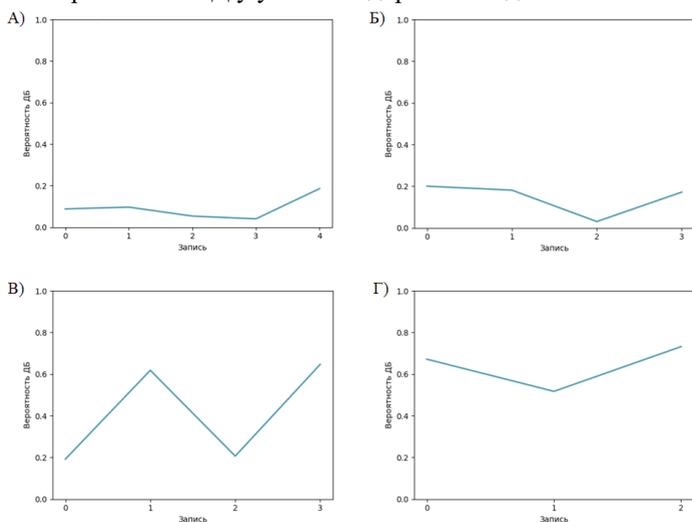


Рис. 1 – Вероятность развития диабета у испытуемых (рисунки А, Б, В, Г соответствуют результатам от 1, 2, 3 и 4 испытуемых, соответственно)

У некоторых испытуемых (рис. 1 В, Г) отмечался более высокий уровень вероятности ДБ, чем у остальных. Сопоставляя с данными первоначальных измерений у данных людей отмечался немного больший уровень общего холестерина, который негативно влияет на состояние сердца при СД [4].

Результатом использования нейронных сетей станет раннее и быстрое отнесение людей к группе риска по СД, а также удобная оценка эффективности лечения. Полученные в данной работе результаты позволяют быстро и эффективно выявить группу риска у широкого круга лиц без использования инвазивных методов. Достоинством выбранного подхода является использование широко используемого в рамках медицинских осмотров метода электрокардиографии.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. – URL: <https://www.who.int/ru>.
2. Rosenbloom A.L., Silverstein J.H., Amemiya S. et al. Type 2 diabetes in the child and adolescent // Pediatric Diabetes. 2008. Vol. 9. PP. 512–526.
3. Официальный сайт медицинского проекта CardioQVARK. – URL: www.cardioqvark.ru.
4. Джанашия П.Х., Мирина Е.Ю. Нарушение липидного обмена при сахарном диабете 2 типа и варианты его коррекции - Российский медицинский журнал, №11, 2008, стр. 1561.

УДК 617-7

ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА В РАДИОЛОГИИ, ДЕРМАТОЛОГИИ, ОНКОЛОГИИ И КАРДИОЛОГИИ

В.В. Шорохова, Н.В. Миних

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

Рассмотрено успешное применение искусственного интеллекта в области радиологии, дерматологии, онкологии и кардиологии.

Ключевые слова: *искусственный интеллект, медицина, врачи, применение.*

APPLICATION OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN RADIOLOGY, DERMATOLOGY, ONCOLOGY AND CARDIOLOGY

V. V. Shorokhova, N.V. Minikh

Ufa state aviation technical University, Ufa

The successful application of artificial intelligence in the field of radiology, dermatology, oncology and cardiology is considered.

Key words: *artificial intelligence, medicine, doctors, application.*

В последнее десятилетие информационные технологии все больше включаются в медицину. Машины помогают упростить работу врачей и медицинского персонала. Искусственный интеллект (ИИ) позволяет сделать процедуру постановки правильного диагноза быстрее и проще.

Пример применения искусственного интеллекта в радиологии. В 2018 году был разработан алгоритм на основе глубокого облучения с использованием более 50 тысяч снимков грудной клетки здоровых людей и почти 7 тысяч сканирований с активной формой туберкулеза. Алгоритм стал настолько хорошо, что в тестах производительности он легко превзошел рентгенологов. Конечно у него есть недостатки, но этот тест показывает, что даже сегодняшний ИИ может быть полезным для врачей, как дополнительный помощник, в то время как ИИ в ближайшее время может позволить выполнять точную диагностику даже в мало развитых районах и сельской местности, где нет медицинских работников.

Пример применения искусственного интеллекта в дерматологии. Исследователи из Германии, США и Франции обучили нейронную сеть глубокого обучения выявлять рак кожи, обучив его на более 100000 изображениях злокачественных меланом и доброкачественных родинок. После обучения они сравнили его эффективность с эффективностью 58 международными дерматологами и результаты превзошли все ожидания.

Хотя дерматологи точно выявили более 86% меланом, нейронная сеть обнаружила 95%.

Пример применения искусственного интеллекта в онкологии. Одно из самых больших ожиданий от ИИ заключается в том, что однажды он сможет взломать код индивидуальной диагностики и лечения рака. Сейчас в области онкологии, в основном используется и тестируется ИИ IBM, Watson [1]. В США десятки больниц применяют эту технологию, и она используется совместно с медицинскими заключениями.

Несмотря на то, что от него многого ожидают, он еще не смог оправдать ожидания в борьбе с раком.

Пример применения искусственного интеллекта в кардиологии. Сердечно-сосудистые заболевания – самая распространенная причина смерти во всем мире. Для людей, страдающих от этих заболеваний раннее выявление этой болезни, имеет решающее значение, как для лечения, так и для прогнозирования. А в будущем прогнозы на основе ИИ могут спасти жизни.

Поскольку исследования показали, что маркеры сердечно-сосудистых заболеваний часто могут проявляться в глазах, ученые используют методы глубокого обучения для определения факторов риска, таких как возраст, пол, курение, а артериальное давление проверяется через глаза.

Библиографический список

1. IBM Watson для онкологии: только факты // [<https://evercare.ru/watson-facts>].

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СТИМУЛЯЦИЯ МЫШЦ ПРИ ПАРАЛИЧЕ БЕЛЛА

В.В. Шорохова, Н.В. Миних

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

Рассмотрены стадии паралича по шкале Хауса-Бракманна, а также то, в какой ситуации необходимо применять электростимуляцию мышц, а в какой паралич может излечиться сам по себе.

Ключевые слова: паралич, электростимуляция мышц, пациент, стадия.

ELECTRICAL MUSCLE STIMULATION IN BELL'S PALSRY

V. V. Shorokhova, N.V. Minikh

Ufa state aviation technical University, Ufa

The stages of paralysis according to the Haus-Brackmann scale, as well as in which situation it is necessary to use electrical muscle stimulation, and in which paralysis can be cured by itself, are considered.

Key words: paralysis, electrical muscle stimulation, patient, stage.

Когда пациент с параличом Белла впервые посещает врача, в назначении на лечение чаще всего можно увидеть электрическую стимуляцию мышц (ЭСМ), и пациенту дают понять, что незамедлительное начало такого лечения, очень важно для выздоровления.

Электростимуляция мышц – это метод восстановительного лечения, в основе которого лежит электрическая стимуляция нервов и мышц, осуществляемая посредством передачи тока с заданными характеристиками от миостимулятора к телу человека через электроды [1]. ЭМС можно приравнять к генератору, в случае отключения электроэнергии.

Обычно, когда здоровый человек хочет сделать какое-либо движение, его мозг посылает сигналы тем мышцам, которые необходимо двигать, что показано на рисунке 1а. У пациентов с параличом Белла воспаляется/повреждается седьмой черепной нерв (лицевой нерв), из-за чего сигналы, посылаемые мозгом, не могут достичь целевых мышц, что мы и видим на рисунке 1б. Из-за этого пациенту трудно двигать одной стороной лица. И из-за паралича, когда мышцы одной стороны лица долго не могут сокращаться, они с каждым днем становятся все слабее и тоньше, что также называется атрофией мышц.

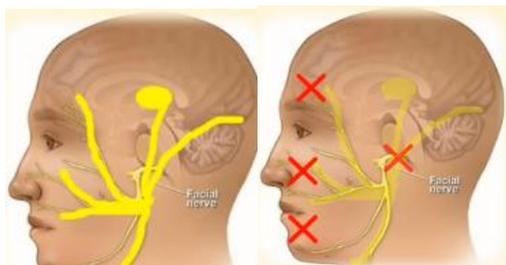


Рис. 1 – Сигналы, посылаемые мозгом – мышцам: а) у здорового человека; б) у человека с параличом Белла

ЭСМ назначают пациентам с параличом Белла, чтобы предотвратить и замедлить атрофию мышц. При электростимуляции мышцы стимулируются непосредственно извне, терапевтическим током. Когда мы стимулируем лицевые мышцы терапевтическим током, они не ослабевают, и мышечный тонус и упругость сохраняются, как показано на рисунке 2. Так как это оказывает положительный эффект, физиотерапевты часто назначают электростимуляцию мышц, пациентам с параличом Белла.

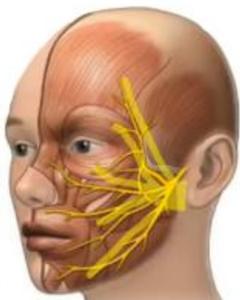


Рис. 2 – Лицевые мышца при ЭСМ

Но не все пациенты с параличом Белла, должны проходить лечение ЭСМ, так как исследования показывают, что 70% пациентов с параличом Белла, полностью выздоравливают без какого-либо лечения.

Поэтому перед тем, как применять лечение ЭСМ при параличе Белла, необходимо сначала определить степень лицевого паралича. Для этого предпочтительнее использовать систему оценок Хауса-Бракманна, которая состоит из шести степеней паралича.

Если пациент с параличом Белла не может двигать ни одной из мышц лба, глаз и губ, то это считается параличом шестой степени, изображенным на рисунке 3а. Шестая степень является самой тяжелой формой паралича лицевого нерва.

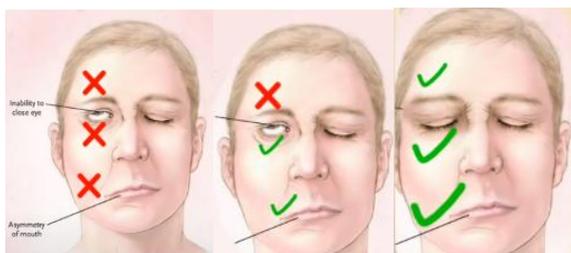


Рис. 3 – Степени паралича по шкале Хауса-Бракманна: а) шестая степень; б) пятая степень; в) третья степень

Паралич тех пациентов, которые не могут двигать мышцами лба, но в области губ присутствует небольшое движение, а глаза не полностью закрываются, относят к пятой степени, изображенным на рисунке 3б.

При четвертой степени паралича, у пациента глаза закрыты не полностью, и он может шевелить губами, но при улыбке, рот все равно отклоняется в сторону, а у лба, как и на 5 и 6 стадиях, движения отсутствуют.

Если у пациента есть немного подвижности в области лба, и он способен полностью закрыть глаза, но применив немало усилий, а также у него правильные движения в мышцах вокруг области губ, но при улыбке все еще видна асимметрия лица, что показано на рисунке 3в, то его относят к третьей степени.

Пациенты со второй степенью паралича Белла, имеют почти нормальную функцию мышц лба, но мышца все-таки слабее, чем должны быть. Пациент может с минимальными усилиями полностью закрыть глаза, но при попытке поднять верхнее веко с обеих сторон, можно заметить, что веко на стороне паралича, можно легко поднять, в то время как веко на нормальной стороне останется закрытым. При второй степени паралича, симметрия лица при улыбке остается нормальной.

Первая степень по шкале Хауса-Бракманна ставится тем пациентам, у которых больше нет симптомов паралича. Эти пациенты считаются совершенно нормальными.

Перед началом лечения, необходимо определить степень по шкале Хауса-Бракманна, чтобы определить есть ли необходимость применять в лечении электростимуляцию мышц. Если у пациента четвертая, пятая или шестая степень, то необходимо прибегнуть к ЭСМ, но если первая, вторая или третья, то с высокой вероятностью можно предположить, что паралич пройдет сам и не нужно использовать электростимуляцию.

Библиографический список

1. Безденежных А., Сумин А. Электростимуляция скелетных мышц // LAP Lambert Academic Publishing, 2011 г. 116 с. С. 5.

НЕЙРОЛИНГВИСТИЧЕСКОЕ ПРОГРАММИРОВАНИЕ В МЕДИЦИНЕ

В.В. Шорохова, Н.В. Миних

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

Рассмотрено положительное применение машинного обучения, искусственного интеллекта и нейролингвистического программирования в медицине и возможности применения этих технологий.

Ключевые слова: машинное обучение, искусственный интеллект, медицина, врачи.

NEUROLINGUISTIC PROGRAMMING IN MEDICINE

V. V. Shorokhova, N.V. Minikh

Ufa state aviation technical University, Ufa

The positive application of machine learning, artificial intelligence and neurolinguistic programming in medicine and the possibilities of using these technologies are considered.

Key words: machine learning, artificial intelligence, medicine, doctors.

За последние десятилетия, достижения медицины, значительно развили отрасль здравоохранения. Это позволяет врачам более эффективно диагностировать и лечить заболевания. Но врачи – люди, а значит не исключено, что они могут допускать ошибки. Из-за неправильной диагностики, бывает возникают даже летальные случаи. Однако если своевременно и правильно диагностировать причину заболевания, то у пациента, исключая неизлечимые случаи, появляется шанс выздороветь.

Но проблема даже не в уровне интеллекта врачей, а в подходе к решению проблемы пациента и используемом методе. Из-за этого, отклонение клинических результатов очень большое.

Машинное обучение – является лучшим решением для повышения квалификации врачей. У машинного обучения огромный потенциал [1]. Например, одно исследование показало, что более половина американских женщин, которые регулярно проходят маммографию, утверждают, что они получили, как минимум один ложноположительный результат, данная диаграмма изображена на рисунке 1. Из-за этого искажаются прогнозы, и им говорят, что они могут заболеть раком в течение 10 лет.



Рис. 1 – Диаграмма ложноположительных результатов маммографии

Врачи-радиологи также часто расходятся во мнениях, относительно интерпретации медицинских изображений. Искусственный интеллект может делать то, что не сможет сделать ни один радиолог, пример машинного обучения показан на рисунке 2.

Изучая сотни тысяч медицинских изображений, он может сравнить их и предоставить прогноз на 10% точнее, чем обычные радиологи.

Этот разрыв в точности будет продолжать расти по мере снижения стоимости вычислительной мощности. Его можно применять не только в радиологии, но и во многих областях медицины.

Помимо всего прочего, врачи должны интерпретировать медицинские карты пациентов, что также сложно.

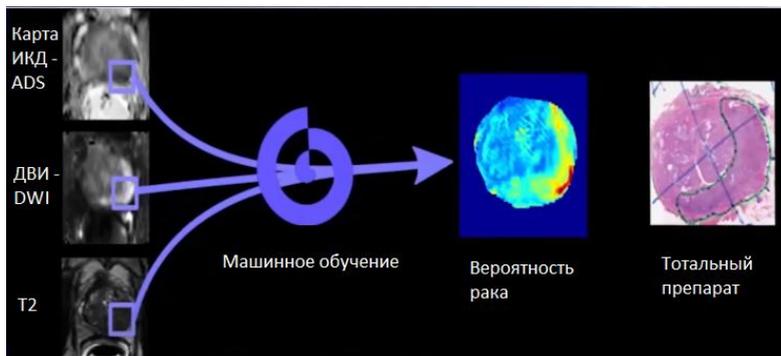


Рис. 2 – Машинное обучение в сфере радиологии

Нейролингвистическое программирование (НЛП) – это область искусственного интеллекта, в которой компьютеры могут понимать и интерпретировать человеческий язык.

Можно просмотреть тысячи медицинских записей и выбрать лучший метод для оценки и ведения пациентов с различными заболеваниями.

Искусственный интеллект может видеть результаты работ лучших врачей и учиться у них. Если все врачи предоставят 20% лучших способностей, количество смертей от различных болезней в год, уменьшится на сотни тысяч.

Врачи в любом случае будут предвзяты, но ИИ поставит диагноз объективно, без социально-экономических мифов, ведущих к неравному обращению с пациентами.

Машинное обучение будет незаменимо для врачей. Чем будет больше автоматизированных рабочих мест, тем меньше времени будет занимать постановка диагноза и будет больше шансов на благоприятный исход.

Сочувствие и сострадание к пациентам остается немало важными навыками для достижения успеха в лечении, но помимо этого, ИИ может изучать, сравнивать, ставить диагноз и делать объективные прогнозы. Также ИИ может на основе всех изученных случаев делать назначения, выписывать лечение и лекарства, с учетом карточки пациента, в которой указаны аллергические реакции и прочие заболевания, и предрасположенности пациентов, а также предыдущие воздействия этих препаратов на организм.

Можно создать классификатор, который поможет решить проблему. Для начала необходимо собрать достоверные данные. В основе машинного обучения лежит множество хороших данных, потому что оно учится на них.

Библиографический список

1. Хенрик Б., Джозеф Р. Машинное обучение // Питер, 2017 г. 336 с. С. 27.

УДК 613.648.2:537.874

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЯВЛЕНИЯ «ЭФФЕКТА ПОСЛЕДЕЙСТВИЯ» ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МОБИЛЬНОГО ТЕЛЕФОНА

Л.А. Бондарева, Е.З. Шубладзе

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

Рассмотрено влияние мобильного телефона на организм человека как в процессе его непосредственного использования, так и после завершения разговора.

Ключевые слова: *мобильный телефон, тепловое воздействие, эффект последствия.*

RESEARCH OF THE MANIFESTATION THE "AFTEREFFECT" WHEN USING A MOBILE PHONE

L.A. Bondareva, E.Z. Shubladze

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

The influence of a mobile phone on the human body is considered both during its direct use and after the end of the conversation is considered.

Keywords: mobile phone, heat exposure, aftereffect.

Во всем мире множество людей используют мобильные телефоны, при этом количество мобильных устройств на сегодняшний день превысило количество людей, использующих их [1]. Главной проблемой на сегодняшний день является то, что до сих пор неизвестно как влияют сотовые телефоны на здоровье человека. Данным вопросом задаются в течение долгого времени многие ученые, существует множество статей, которые подтверждают негативное воздействие электромагнитным излучением телефона, но также существует не меньше статей, опровергающих это.

Дело в том, что мобильные телефоны не проходят обязательную сертификацию. Производители мобильных телефонов получают документ «Декларация связи», который подтверждает, что мобильный телефон отвечает правилам применения оборудования связи и может быть использован в РФ. При получении декларации мобильные устройства тестируют в сертификационных лабораториях на специальных моделях, но результаты исследования на моделях отличаются от результатов исследования на человеке [2].

Частью активных пользователей мобильными девайсами являются дети, на сегодняшний день ребенок в дошкольном возрасте может уже иметь свой мобильный телефон. Однако, западные эксперты по безопасности предупреждают, что ребенку до одиннадцати лет, лучше не пользоваться мобильным телефоном, так как любые вредные воздействия детский организм переносит сложнее, чем организм взрослого человека [3]. В Российской Федерации существуют Санитарные нормы и правила «Гигиенические требования по размещению и эксплуатации средств сухопутной подвижной радиосвязи» (СанПиН 2.1.8/2.2.4.1190-03), которые рекомендуют ограничить использование мобильного телефона лицам, не достигшим 18 лет.

Когда человек разговаривает по телефону, то прикладывает его к уху, при этом электромагнитное поле воздействует на него, а через барабанную перепонку электромагнитное излучение попадает во внутренние отделы головного мозга, например, на гипоталамус, который находится возле внутреннего уха в нижней части мозга человека и является одним из важных его отделов, отвечающим за эндокринную и вегетативную системы

организма человека, поддерживающим гомеостаз организма, т.е. его способность сохранять состояние организма в норме под действием внешних раздражителей. Если эти системы будут подвергаться вредному воздействию, это пагубно скажется на всем организме [4].

В процессе использования мобильной связи зафиксирована положительная динамика изменения температуры в области уха человека, причем наиболее чувствительными к влиянию электромагнитного излучения, исходящего от телефона являются люди молодого возраста, которые наиболее активно пользуются возможностями сотовой связи.

Сравнение полученных результатов со значением допустимого изменения температуры головного мозга человека, которое составляет порядка $0,5^{\circ}\text{C}$, показало, что изменения температуры в области барабанной перепонки в течении 15-ти минутного разговора по мобильному телефону составляют $2,8 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$ и имеют тенденцию к дальнейшему увеличению [5].

Однако опасность воздействия электромагнитного излучения заключается не только в том, что оно влияет на человека во время использования мобильного устройства. Целый ряд исследований подчеркивает очень интересную особенность, связанную с электромагнитным излучением мобильного телефона. Время прямого воздействия излучения телефона и время прямого отклика организма на оказанное воздействие не совпадают. После завершения сеанса связи в организме еще некоторое время фиксируются изменения, которые были спровоцированы излучением телефона. К этой группе можно отнести и температурные изменения.

Зафиксированный нагрев области барабанной перепонки на момент завершения разговора по истечении 5 минут претерпел незначительные изменения. Отводу тепла в этот момент ничего не мешало, слуховой проход был свободен, терморегуляторные механизмы, компенсирующие локальное увеличение температуры согласованно работали, так как исследования проводились на условно здоровых людях, однако, произошедшее уменьшение температуры составило всего $0,38^{\circ}\text{C}$.

Подобное поведение организма человека определяет проявление «эффекта последействия», когда тепловой нагрев области гипоталамуса даже после завершения использования мобильного устройства не уменьшается, а еще некоторое время сохраняется и только затем температура гипоталамуса постепенно и очень медленно становится равной, измеренной до начала разговора по телефону. Стоит отметить, что слуховой проход при этом не закрывается никакими препятствиями, и по законам термодинамики в случае отсутствия источника нагрева, должен происходить активный процесс остывания, так как температура нагрева выше температуры окружающей среды, чего в процессе экспериментальных исследований зафиксировано не было. Таким образом, можно говорить о том, что пагубное воздействие, оказываемое на организм человека, ведет к более длительным последствиям, т.к. в случае повторного использования мобильного устройства организм

человека не возвращается в исходное состояние, а результат воздействия увеличивается из-за того, что исходное состояние уже не соответствует общепринятой норме.

Результаты экспериментальных исследований планируется расширить для большей группы добровольцев, участвующих в эксперименте, и для того, чтобы оценить проявление «эффекта последствия» у людей разного пола и возраста.

Полученные данные ставят под сомнения существующие нормы и заставляют задуматься о необходимости их скорейшего пересмотра. В качестве объектов исследования долгосрочного влияния сотовой связи на сегодняшний день используется практически каждый житель нашей планеты, начиная зачастую ещё до его появления на свет [5]. Подобная ситуация наблюдается уже многие годы и скорейших изменений к сожалению пока не предвидится. Хочется отметить, что введение различных рекомендаций и ограничений будет иметь смысл только в том случае, если они будут реализованы, а на сегодняшний момент большая часть широкого круга потребителей воспринимает мобильный телефон как безопасный.

Библиографический список

1. Электромагнитные поля и общественное здравоохранение: мобильные телефоны. Информационный бюллетень № 193 Октябрь, 2014 г. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs193/ru/> (Дата обращения: 20.10.2020 г.).
2. Доклад Российского национального комитета по защите от неионизирующих излучений «Санитарно-гигиеническая оценка сотовых телефонов в России: Современные проблемы и пути их решения». – Москва, 2001 г.
3. Григорьев Ю.Г., Хорсева Н.И. Мобильная связь и здоровье детей. Оценка опасности применения мобильной связи детьми и подростками. Рекомендации детям и родителям. – М.: Экономика, 2014. – 230 с.
4. Гипоталамус, его функции [Электронный ресурс] // Режим доступа: <https://grandans.ru> (Дата обращения 24.10.2018)
5. Бондарева Л.А., Березина А.А. Исследование изменения температуры в области наружного уха во время сеанса сотовой связи // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2018. – № 3. – С. 4-11.

**РОЛЬ И МЕСТО СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ
ХИРУРГА В БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ
БАРИАТРИЧЕСКОЙ ХИРУРГИИ**

М.А. Савельева

Научный руководитель – Семенова Е.А., к.т.н., доцент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург

Статья посвящена определению роли системы поддержки принятия решений (СППР) хирурга в структуре биотехнической системы бариатрической хирургии. Рассмотрена структура биотехнической системы и структура СППР.

Ключевые слова: биотехническая система, система поддержки принятия решений, бариатрическая хирургия.

**THE ROLE AND THE PLACE OF DECISION SUPPORT SYSTEM
IN THE BIOTECHNICAL SYSTEM OF BARIATRIC SURGERY**

M.A.Savelieva

Scientific director – Semenova E.A., Ph.D. in Engineering, associate professor
Saint-Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg

The role of the surgeon's decision support system (DSS) in the structure of the biotechnical system of bariatric surgery is defined. The structure of biotechnical system and the structure of the surgeon's DSS are considered.

Keywords: biotechnical system, decision support system, bariatric surgery.

Бариатрическая хирургия – раздел хирургии, занимающийся вопросами лечения людей с ожирением. Бариатрическое хирургическое вмешательство относится к разряду технически сложных хирургических вмешательств и со стороны технического оснащения операционной, и со стороны программных средств планирования и проведения операций.

При планировании бариатрической операции возникают трудности выбора тактики лечения – типа проводимой операции (шунтирование желудка, рукавная гастропластика и др.) и определения координат оперативного доступа в случае лапароскопической бариатрической операции [2]. Существенную помощь в решении данных вопросов могут оказать информационные технологии, а именно системы поддержки принятия решений (СППР). Чтобы определить роль и место СППР хирурга, необходимо рассмотреть биотехническую систему бариатрической хирургии.

Биотехническая система (БТС) бариатрической хирургии представляет собой совокупность биологических и технических элементов, объединенных в единую функциональную систему целенаправленного поведения. БТС

бариатрической хирургии в соответствии с классификацией, предложенной В.М. Ахутиным и соавторами [1], можно отнести к классу измерительно-информационных систем с управлением, а именно к БТС медицинского назначения.

Структура БТС бариатрической хирургии представлена на рис. 1.

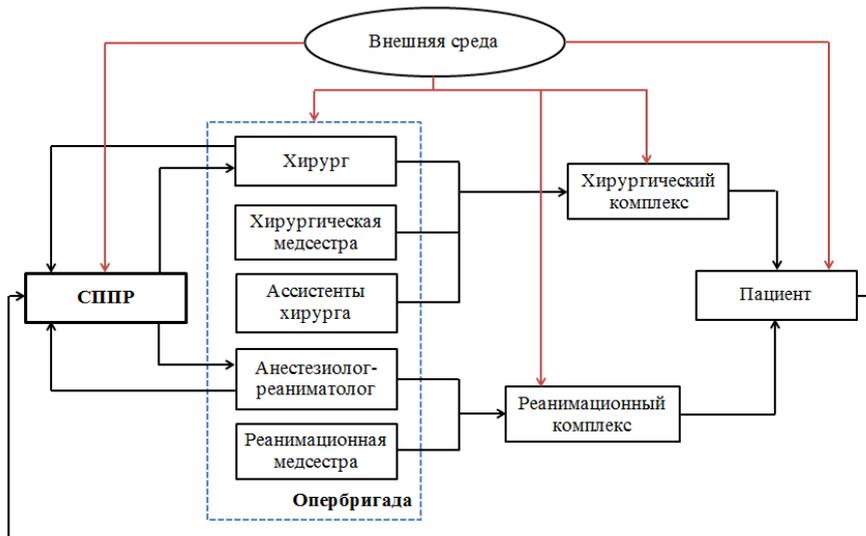


Рис. 1 – Структура БТС бариатрической хирургии

В рассмотренной структуре БТС имеется три технических элемента (СППР, хирургический и реанимационный комплексы), два биологических элемента (пациент и опербригада) и элемент внешней среды. Под внешней средой БТС подразумеваются те факторы, которые находятся вне БТС, но могут на неё воздействовать. К таким факторам можно отнести баллоны со сжиженными газами, необходимыми для наркоза, искусственной вентиляции легких или коагуляции; эндовидеоскопические комплексы; характеристики воздуха в операционной (влажность, температура, давление) [3].

СППР – комплекс программных средств, позволяющих на основе анализа данных обеспечивать информационную поддержку принятия решений хирурга. СППР нашли широкое применение в медицине, в частности в хирургии, где они могут быть реализованы для хирурга или анестезиолога-реаниматолога.

Исходя из рассмотренной структуры БТС бариатрической хирургии, СППР хирурга должна включать в себя следующие компоненты: интерфейс пользователя, блок входных данных, алгоритмический блок и блок выходных данных (рис. 2).

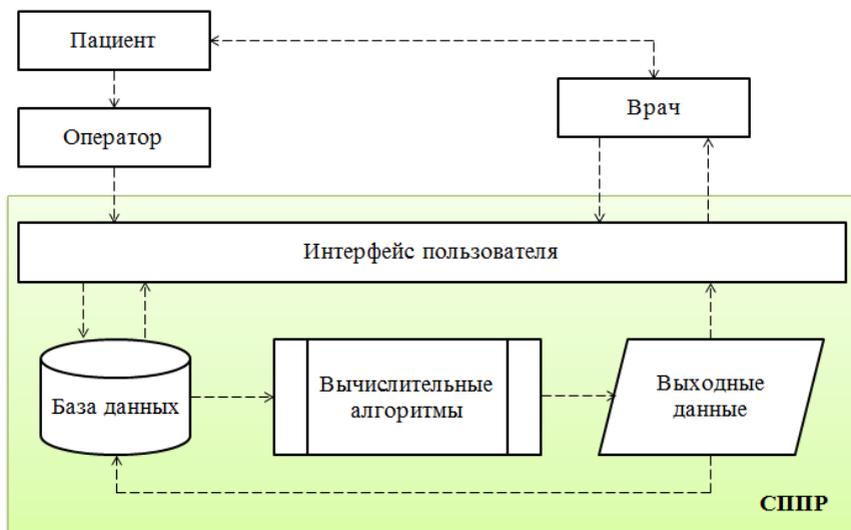


Рис. 2 – Структурная схема СППР

Представленная структура СППР основана на информационных потоках. Оператор или врач вводят данные о пациенте с помощью интерфейса пользователя. Эти данные далее поступают в базу данных (БД) СППР. Вычислительные алгоритмы на основе входных параметров с БД рассчитывают выходные данные, которые поступают к врачу и на основании которых врач в соответствии со своим опытом и знаниями принимает конечное решение. Выходные данные также могут быть внесены в БД и сохранены в ней.

Подобные СППР в бариатрической хирургии позволят сократить время предоперационного планирования и повысить эффективность оказания медицинской помощи пациентам с ожирением.

Библиографический список

1. Ахутин В.М. Биотехнические системы: теория и проектирование. Учебное пособие [текст] / В.М. Ахутин, А.П. Немирко, Н.Н. Першин, А.В. Пожаров, Е.П. Попечителей, С.В. Романов // ГОУ ОГУ, 2008. 204 с.
2. Савельева М. А., Семенова Е. А., Сигуа Б. В., Кобрин В. В., Мавиди И. П., Бурлаченко Е. П. Алгоритм определения оперативного лапароскопического доступа на правой половине ободочной кишки. Биотехносфера. 2019, № 6, с. 52 – 59.
3. Фролов С.В. Наркозно-дыхательная аппаратура: учеб. пособие. Тамбов.: Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2013. 96 с.

УДК 614.4

СИСТЕМЫ ИДЕНТИФИКАЦИИ НАРУШЕНИЯ РЕЖИМА ИЗОЛЯЦИИ ЛИЦАМИ, ЗАРАЖЕННЫМИ КОРОНАВИРУСОМ

И.А. Новичков

ФКОУ ВО «Академия права и управления Федеральной службы
исполнения наказаний», г. Рязань

Рассмотрены особенности применения искусственного интеллекта для усовершенствования методов борьбы с коронавирусной инфекцией. Рассказывается об истории появления искусственного интеллекта, сферах его применения и основных тенденциях развития.

Ключевые слова: искусственный интеллект, система видеонаблюдения, коронавирусная инфекция, информационные системы.

SYSTEMS FOR IDENTIFICATION OF VIOLATION OF ISOLATION BY PERSONS INFECTED WITH CORONAVIRUS

I.A. Newbies

Academy of Law and Management of the Federal Penal Service of Russian
Federation, Ryazan

The principle of the use of artificial intelligence to improve methods of combating coronavirus infection are considered. It tells about the history of the emergence of artificial intelligence, the areas of its application and the main development trends.

Key words: artificial intelligence, video surveillance system, coronavirus infection, information systems.

Сегодня проблема борьбы с коронавирусом проникает во все сферы жизни общества и становится как никогда актуальной. Методы борьбы с COVID-19 постоянно совершенствуются. Рассмотрим один из способов борьбы с данной инфекцией.

С недавних пор в г. Москва была запущена система контроля за больными коронавирусом под названием «Социальный Мониторинг» [1]. Она позволяет контролировать соблюдение карантина гражданами, лечение которых проходит в домашних условиях, и оперативно выявлять случаи его нарушения. Некоторым пациентам уже передали смартфоны с предустановленным приложением «Социальный мониторинг». Оно позволит отслеживать соблюдение самоизоляции, а также оперативно определять случаи ее нарушения, тем самым помогая избежать дальнейшего распространения инфекции.

Данное приложение предназначено только для пациентов с подтвержденным диагнозом COVID-19. Использовать его для всех жителей Москвы не планируется. Принцип работы следующий: приложение будет автоматически отслеживать геолокацию пользователя, при этом фиксируется

не траектория его передвижения, а сам факт того, что он покинул место жительства, которое указывал в анкете. Чтобы убедиться в том, что пользователь находится рядом с телефоном, приложение будет систематически отправлять уведомления на смартфон с запросом дополнительной идентификации с помощью фотографии. Если оно зафиксирует нарушение режима самоизоляции, то уведомление об этом поступит в оперативный штаб, и в таком случае данный пациент будет госпитализирован. При этом установить на смартфон другие программы пациент не сможет. Там заблокированы и звонки. Для вызова экстренных служб можно нажать кнопку SOS в приложении «Социальный мониторинг».

Смартфон пациенту передают бесконтактным способом. Вместе с ним в пакете есть и подробная памятка о том, как пользоваться мобильным приложением. Пользователь с легкостью сможет пройти регистрацию, поскольку разработчики максимально упростили этот процесс. На связи с пациентами будут находиться сотрудники call-центра, которые при необходимости помогут решить технические вопросы.

Для усовершенствования работы данной системы можно использовать программу, снабженную искусственным интеллектом, которая с помощью камер видеонаблюдения, установленных в городах России, сможет идентифицировать личности нарушителей режима самоизоляции

Искусственный интеллект – это направление развития современной науки, которое изучает способы обучения компьютерных систем, роботизированной техники или аналитической системы самообучаться, делая выводы из накопленного опыта, также как человек. Собственно мечта об интеллектуальных роботах-помощниках возникла задолго до изобретения первых компьютеров. Людей в середине прошлого столетия сильно поразили возможности вычислительных машин, особенно способности ЭВМ, безошибочно выполнять множество задач одновременно. В головах ученых и писателей сразу возникли фантастические идеи о мыслящих машинах. Именно в этот период начинают зарождаться первые технологии искусственного интеллекта (далее ИИ). Исследования в сфере ИИ ведутся путем изучения умственных способностей человека и переложения полученных результатов в поле деятельности компьютеров. Таким образом, искусственный интеллект получает информацию из самых разных источников и дисциплин. Это и информатика, математика, лингвистика, психология, биология, машиностроение. На основе массива данных с помощью технологии машинного обучения компьютеры пытаются имитировать интеллект человека. [2]

Главные цели ИИ достаточно прозрачны:

1) создание аналитических систем, которые обладают разумным поведением, могут самостоятельно или под надзором человека обучаться, делать прогнозы и строить гипотезы на основе массива данных;

2) реализация интеллекта человека в машине – создание роботов-помощников, которые могут вести себя как люди: думать, учиться, понимать и выполнять поставленные задачи.

Таким образом, благодаря внедрению искусственного интеллекта можно значительно обезопасить здоровое население и одновременно усилить технологию борьбы с распространением коронавирусной инфекции.

Библиографический список

1. Система контроля за больными коронавирусной инфекцией [Электронный ресурс] // Официальный сайт мэра Москвы. – Режим доступа: <https://www.mos.ru/news/item/72140073/> (дата обращения 19.09.2020)
2. Коньякова И.Е., Маскина М.С. О некоторых сферах применения роботов в современном мире [Текст] // Новые информационные технологии в научных исследованиях: материалы XXI Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. – Рязанский государственный радиотехнический университет. 2016. С. 19-21.

УДК 004.415.2.043, 613.2.035

РАЗРАБОТКА ВЕБ-ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФИЗИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ И ДИЕТЫ

А.О. Исаков¹, Е.А. Пустозеров^{1,2}

¹ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет», г. Санкт-Петербург

^{1,2}ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова», г. Санкт-Петербург

Представлены технические требования и структура разрабатываемого веб-приложения. Описаны технические ограничения и возможные пути решения проблем. Определена важность соблюдения диеты и режимов питания.

Ключевые слова: мониторинг, физическая активность, диета, веб-технологии.

THE DEVELOPMENT OF THE WEB-APPLICATION FOR REMOTE MONITORING OF PHYSICAL ACTIVITY AND DIET

A.O. Isakov, E.A. Pustozеров

Saint Petersburg State Electrotechnical University, Saint Petersburg
Almazov National Medical Research Centre, Saint Petersburg

The thesis presents technical requirements and system structure for the developed web-application. Technical limitations and possible solutions are described. Determined the importance of following diet and dietary regimes.

Key words: monitoring, physical activity, diet, web technology.

Все большее число людей в Европейском регионе и России страдает ожирением [1]. На первый план выходит непрерывный мониторинг диеты, физических нагрузок и сна с целью ранней диагностики отклонений от нормы. Согласно определению, принятому ВОЗ на конференции в 1997, при выполнении ряда условий, можно считать удаленный мониторинг здоровья, а также сопутствующие лечебно-диагностические консультации частью телемедицины [2]. В настоящее время существуют некоторые многоаспектные системы оценки здоровья человека, такие как Apple Health. Однако используемые ими каналы обмена информации с медицинскими учреждениями частично или полностью недоступны на территории Российской Федерации [3]. Более того, специалистам важно учитывать, что зачастую базы данных популярных разработчиков пополняются пользователями без должной верификации данных.

Предлагаемый нами вариант имеет возможность интегрировать российскую базу данных продуктов питания в комплексный отчет жизнедеятельности пользователя, отправляемый врачу по электронной почте, а также доступный для самостоятельного анализа. Интерфейс веб-приложения сделан с использованием CSS фреймворка Bootstrap 4, на рис. 1 представлена произвольно заполненная в демонстрационных целях неделя, с указанием съеденного продукта, даты и времени. В то время как на рис. 2 отображена таблица, структурирующая ежедневные нагрузки и сон. Функционал приложения разрабатывался совместно с врачами Института Эндокринологии НМИЦ им. В.А. Алмазова.

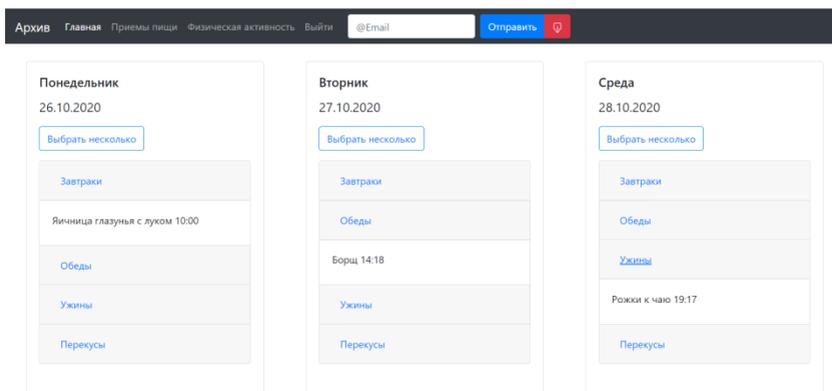


Рис. 1 – Экранная форма дневника приемов пищи пользователя

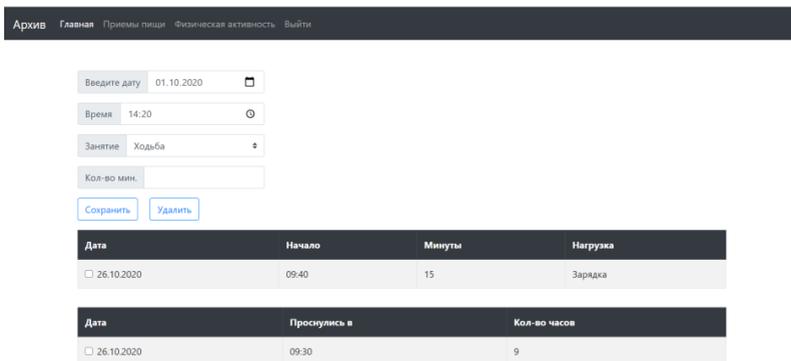


Рис. 2 – Экранная форма дневника физической активности пользователя

Клиент-серверная архитектура схематично изображена на рис. 3. Со стороны клиента поступает HTTPS запрос, SSL сертификат Let's Encrypt был предварительно получен с помощью certbot. Его обрабатывает Nginx Server ретранслирующий запросы клиентов из внешней сети на один или несколько серверов, логически расположенных во внутренней сети [4]. В нашем случае за внутренний локальный сервер отвечает WSGI server Gunicorn. Среди поддерживаемых им фреймворков есть и используемый в ходе работы Python Flask. За бесперебойную работу на сервере отвечает Supervisor.

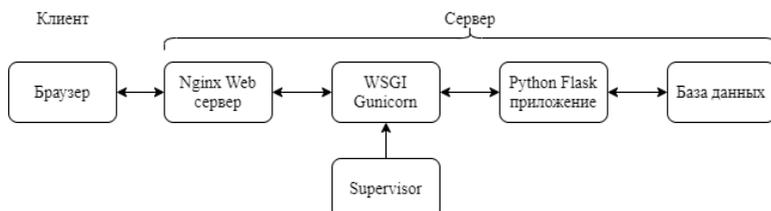


Рис. 3 – Клиент-серверная архитектура приложения

Для создания базы данных и операций над ней была использована система SQLite. Поскольку база данных SQLite не требует администрирования, она хорошо работает на устройствах, которые должны работать без квалифицированной поддержки человека. С ростом количества пользователей и расширением функционала веб-приложения планируется переход на MySQL. За шифрование пользовательских паролей внутри базы данных отвечает алгоритм SHA256.

Предложенное веб-приложение можно интегрировать в медицинских исследовательских центрах. Помимо этого, планируется реализовать систему обмена сообщениями для прямой связи между пациентом

и врачом/исследователем, также планируется интеграция баз данных с мобильным приложением для информационной поддержки больных сахарным диабетом ДиаКомпаньон [5].

Работа выполнена при поддержке гранта Российского научного фонда (проект №15-14-30012).

Библиографический список

1. Prevalence of overweight among adults. [Электронный ресурс]. 2020. URL: [\(https://www.who.int/data/gho/data/indicators/indicator-details/GHO/prevalence-of-overweight-among-adults-bmi-greaterequal-25-\(crude-estimate\)-\(-\)\)](https://www.who.int/data/gho/data/indicators/indicator-details/GHO/prevalence-of-overweight-among-adults-bmi-greaterequal-25-(crude-estimate)-(-)) (дата обращения: 02.11.2020).
2. WHO Group Consultation on Health Telematics (1997: Geneva, Switzerland). (1998). A health telematics policy in support of WHO's Health-for-all strategy for global health development: report of the WHO Group Consultation on Health Telematics, 11-16 December, Geneva, 1997. World Health Organization.
3. Institutions that support health records on iPhone and iPod touch. [Электронный ресурс]. 2020. URL: [\(https://support.apple.com/ru-ru/HT208647\)](https://support.apple.com/ru-ru/HT208647) (дата обращения: 02.11.2020).
4. Forward and Reverse Proxies. [Электронный ресурс]. 2020. URL: [\(https://httpd.apache.org/docs/2.0/mod/mod_proxy.html#forwardreverse\)](https://httpd.apache.org/docs/2.0/mod/mod_proxy.html#forwardreverse) (дата обращения: 02.11.2020).
5. Pustozero E., Popova P., Tkachuk A., Bolotko Y., Yuldashev Z., Grineva E. Development and Evaluation of a Mobile Personalized Blood Glucose Prediction System for Patients With Gestational Diabetes Mellitus. JMIR Mhealth Uhealth 2018, 6(1):e6.

УДК 616-71

К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОГО БИОМОНИТОРИНГА ГИПОКСИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ ПЛОДА

Э.У. Гарифуллина, Ю.О. Уразбахтина

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

Важную роль в акушерской анестезиологии вызывает использование метода пульсоксиметрии для диагностики состояния внутриутробного плода во время родов. Метод фетальной пульсоксиметрии улучшает диагностику внутриутробной гипоксии плода и уменьшает число кесаревых сечений, выполненных ради благополучия ребенка. С помощью такой системы станет возможным по беспроводным линиями связи передавать информацию о гипоксических состояниях плода.

Ключевые слова: фетальный пульсоксиметр, принцип методики, недостатки фетальной пульсоксиметрии, исследование плода.

ECONOMIC AND SOCIAL EFFECT OF THE INTRODUCTION OF A REMOTE BIOMONITORING SYSTEM FOR FETAL HYPOXIC CONDITIONS

E. U. Garifullina, Y. O. Urazbakhtina
Ufa State Aviation Technical University, Ufa, Russia

An important role in obstetric anesthesiology is played by the use of the pulse oximetry method for diagnosing the state of the intrauterine fetus during childbirth. Fetal pulse oximetry improves the diagnosis of intrauterine fetal hypoxia and reduces the number of caesarean sections performed for the well-being of the baby. With the help of this system, it will be possible to transmit information about the hypoxic conditions of the fetus via wireless communication lines.

Key words: fetal pulse oximeter, principle of the technique, disadvantages of fetal pulse oximetry, fetal examination.

В настоящее время важными показателями для оценки состояния плода являются степень насыщения гемоглобина крови кислородом и частота сердечных сокращений. Данные параметры исследуются с помощью методики «отражательной» пульсоксиметрии.

Для «отражательной» пульсоксиметрии плода (фетальной пульсоксиметрии) используется датчик, который располагается на голове ребенка, пока он находится в матке и во влагалище во время родов. Фетальный пульсоксиметрический датчик (рис. 1), отражательного типа, содержащий светодиодные излучатели и фотоприемник, выполнен в плоском овальном корпусе, умещающемся на подушечке указательного пальца руки врача [1, 2].

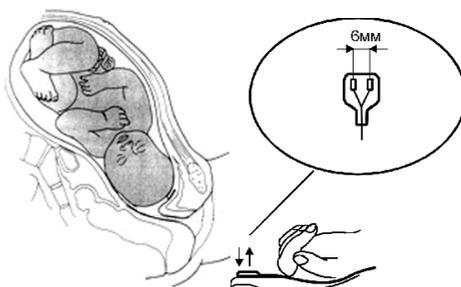


Рис. 1 – Изображение фетального пульсоксиметрического датчика

Однако использование методики фетальной пульсоксиметрии требует большого внимания при проведении измерений. Это связано с причинением вреда плоду жестким датчиком-зондом, а также высокой стоимостью одноразовых датчиков [3].

Для устранения выше рассматриваемых недостатков авторами представлена следующая структурная схема разрабатываемого устройства фетального пульсоксиметра.

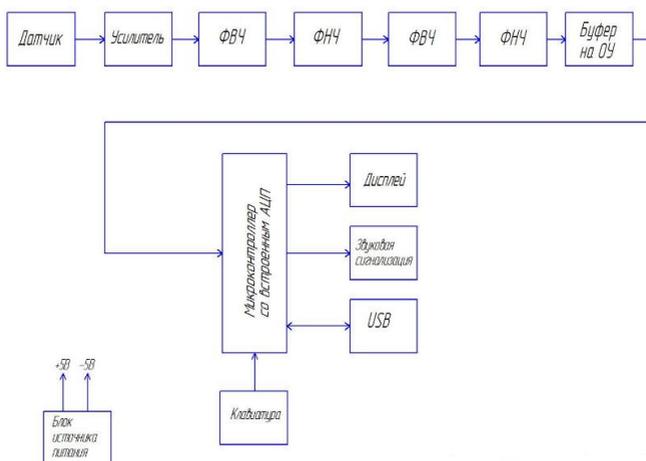


Рис. 2 – Схема структурная разрабатываемого устройства

В состав оптического отражательного датчика входит ИК-светодиод и фототранзистор. Подача питания на вход датчика включает ИК-светодиод. Исследуемая прилежащая часть плода действует как отражатель, фототранзистор фиксирует отраженный свет.

На выходе датчика получаем сигнал, связанный с изменением интенсивности отраженного ИК-излучения, который обусловлен пульсирующим объемом крови прилежащей части плода.

Далее сигнал проходит через пассивные фильтры высоких частот и активные фильтры низких частот. Сигнал, проходя через пассивные ФВЧ, избавляется от постоянной составляющей. Проходя через активные ФНЧ, построенные на операционном усилителе, сигнал избавляется как от нежелательной постоянной составляющей, так и от высокочастотных шумов.

В результате прохождения двух стадий фильтрации и усиления входной сигнал фотоплетизмографии преобразуется в ТТЛ импульсы, которые синхронны с сердцебиением. Неинвертирующий буфер необходим для понижения выходного сопротивления.

После преобразования сигнала в цифровую форму, он поступает на микроконтроллер. Микроконтроллер обрабатывает данные и выдает их на дисплей пульсоксиметра. Также в блоке пульсоксиметра имеется USB-вход, с помощью которого данные могут выводиться на монитор. Отступления от нормы степени насыщения гемоглобина крови и частоты сердечных сокращений плода показываются с помощью звуковой сигнализации.

С точки зрения здоровьесберегающих технологий данная система биомониторинга позволит оперативно следить за состоянием здоровья матери и плода, обеспечит спокойное психоэмоциональное состояние матери. Медицинский персонал с помощью данной системы биомониторинга может быстро и качественно провести процедуру измерения параметров. Время процедуры составит 2-4 минуты.

Таким образом, применение устройства для дистанционного биомониторинга гипоксических состояний плода позволит улучшить диагностику внутриутробной гипоксии плода и уменьшит число кесаревых сечений, выполненных ради благополучия ребенка.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований // Учебное пособие. Ч.1/В. Г. Гусев, Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа: УГАТУ, 2001. 227 с. С. 165-166.
2. Каков С.В., Мулер В.П. Пульсоксиметрия // Вестник новых медицинских технологий – 2006 – Т.ХІІІ. - №1., 2006. – С. 171-173.
3. Калакутский, Л.И. Пульсоксиметрический датчик для диагностики состояния внутриутробного плода в родах. Калакутский Л. И., Манелис Э.С., Родкина Ю.М. - М: Медицина. – 2005. – № 4. – С. 50–51.

УДК 614.3

ТЕЛЕМЕДИЦИНА КАК СПОСОБ МОНИТОРИНГА В ПЕРИОД ПАНДЕМИИ

Н. Гаспарян

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

В данной статье рассмотрен такой способ мониторинга, как телемедицина. Охарактеризованы ее решения в медицине, приведены виды оказания медицинских услуг.

Ключевые слова: *способ мониторинга, телемедицина, компьютерные технологии, обмен информацией.*

TELEMEDICINE AS A METHOD OF MONITORING DURING PERIOD OF PANDEMIC

N. Gasparyan

Southwest State University, Kursk

This article discusses such a monitoring method as telemedicine. Its solutions in medicine are characterized, the types of medical services are given.

Key words: *method of monitoring, telemedicine, computer technology, information exchange.*

На сегодняшний день телемедицина играет ключевую роль в обеспечении безопасности и здоровья врачей и пациентов, особенно во время пандемии, когда желательно ограничить близкие контакты с другими людьми, если это возможно, т.е. телемедицина - это использованием компьютерных телекоммуникационных технологий для обмена медицинской информацией на расстоянии [1,2].

Первоначально телемедицина была создана как способ лечения пациентов, которые находились в отдаленных местах, вдали от местных медицинских учреждений или в районах с нехваткой медицинских специалистов. Но с быстрыми изменениями в технологиях телемедицина превратилась в сложную интегрированную услугу, используемую в больницах, домах, кабинетах частных врачей и других медицинских учреждениях. В течение последних нескольких лет исследователи изучали преимущества и недостатки телемедицины по сравнению с традиционными общениями с пациентами [3]. Решения телемедицины, которые относятся к системе удаленного мониторинга, позволяют отслеживать жизненно важные показатели пациента и другие данные о состоянии здоровья на расстоянии.

В первичной медико-санитарной помощи телемедицина обычно осуществляется в форме телефонных звонков, когда пациент обращается к врачу за советом по поводу медицинских проблем, которые не требуют посещения врача. Это позволяет легко отслеживать предупреждающие знаки и быстро вмешиваться, например, у людей, находящихся в группе риска или выздоравливающих после недавней операции. Этот тип телемедицины иногда также называют дистанционным мониторингом.

Простые медицинские устройства для домашнего использования, которые могут измерять жизненно важные показатели и диагностировать ушные инфекции, контролировать уровень глюкозы или измерять артериальное давление, позволяют пациентам собирать необходимую медицинскую информацию для постановки диагноза, не заходя в кабинет врача.

Фактически персональный мониторинг – это развитие идеи персонального дистанционного консультирования. Он и включает в себя консультации и периодическое получение врачом дополнительной информации о состоянии пациента:

- вносимой самим пациентом (заполнение опросников, внесение информации о результатах измерений, приеме лекарств);
- информации, полученной с помощью домашних приборов (гаджетов) с автоматической доставкой результатов;

В дополнение к дистанционным консультациям врач:

- периодически оценивает состояние пациента (на основе полученных показателей), а также эффективность и приверженность проводимому лечению;
- оперативно получает автоматически генерируемые экстренные уведомления о состояниях пациента, требующих особого внимания;

При этом телемедицина может иметь разные формы:

- онлайн-консультации: (по телефону, компьютеру) видеоконференции для пациентов и врачей, находящихся в домашних условиях;
- телемониторинг или скрининг: устройства, которые собирают, преобразуют и оценивают данные о состоянии здоровья пациента, такие как артериальное давление, уровень кислорода и частоту дыхания, и сообщают их медицинскому персоналу; скрининг на наличие симптомов, когда пациенты отвечают на конкретные вопросы;
- датчики: например, GPS-трекеры на удаленных платформах, позволяющие пользователям избегать потенциально опасных (с высоким заражением) мест;
- чат-боты: для рекомендаций, ответов на часто задаваемые вопросы и для связи пациента с врачом.

Роль телемедицины в настоящее время заключается в безопасности и удобстве, которое она предлагает пациентам и врачам, устраняя необходимость физического посещения для получения медицинской консультации или лечения в период пандемии. Следует отметить, что одним из самых больших преимуществ телемедицины является расширенный доступ к медицинскому обслуживанию, что значительно меняет способ оказания медицинских услуг, передавая медицинское обслуживание из больниц и клиник непосредственно в дома пациентов.

Библиографический список

1. Атьков О. Ю. , Кудряшов Ю. Ю. Персональная телемедицина. Телемедицинские и информационные технологии реабилитации и управления здоровьем. - Москва: Практика, 2015. 248с.
2. Карпова О.Э. Автоматизация процессов, цифровые и информационные технологии в управлении и клинической практике лечебного учреждения: научные труды / Под ред... – Москва: Деловой экспресс, 2016.388 с. С. 200-204.
3. Владимирский А.В. История телемедицины – первые 150 лет // Журнал телемедицины и электронного здравоохранения – Россия, №1, 2015. с18. С.10-18.

УДК 378.147.34

**МЕТОДИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ПОДГОТОВКИ БУДУЩИХ
ФАРМАЦЕВТОВ В КОНТЕКСТЕ ИЗУЧЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ
«АПТЕЧНЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ»**

Ю.Ю. Визер¹, О.В. Мельник²

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

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

Рассмотрены особенности изучения дисциплины «Аптечные информационные системы» будущими фармацевтами. Приведены цели и задачи курса, проанализировано содержание компетенций федерального государственного образовательного стандарта высшего образования по специальности 33.05.01 Фармация (уровень специалитета). Подчеркнута значимость использования программного обеспечения ИС в будущей профессиональной деятельности.

Ключевые слова: *фармация, информационные системы, управление, прикладное программное обеспечение, высшее образование.*

**METHODICAL ASPECTS OF TRAINING FUTURE PHARMACISTS IN
THE CONTEXT OF LEARNING “PHARMACEUTICAL INFORMATION
SYSTEMS”**

Yu.Yu. Vizer¹, O.V. Melnik²

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

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

The theses observe the aspects of learning “Pharmaceutical Information Systems” by future pharmacists. The aims and the tasks of the course are considered, the content of competences of state federal standard 33.05.01 “Pharmacy” (specialty level) is analyzed. The significance of using IC application software in future professional activity is underlined.

Keywords: *pharmacy, information systems, management, application software, higher education.*

Аптечная индустрия в настоящее время подвергается масштабным инновациям, в особенности в области управления производственными процессами и реализации лекарственных средств в розничных аптеках. Каждое предприятие может выбрать свой вариант современного программно-технического решения для автоматизации деятельности.

Рынок информационных технологий изобилует различными аптечными системами, удовлетворяя потребности разных клиентов. Такое программное обеспечение необходимо использовать в аптечном бизнесе, поскольку оно как нельзя лучше позволяет автоматизировать все этапы движения товаров [2].

В учебный план Рязанского государственного медицинского университета включена дисциплина «Аптечные информационные системы», которая изучается на 4 и 5 курсе, и является дисциплиной по выбору в основной профессиональной образовательной программе 33.05.01 «Фармация». Дисциплина изучается на 4 и 5 курсе в 8 и 9 семестре.

На кафедре математики, физики и медицинской информатики установлено программное обеспечение 1С Медицина. Больничная аптека. Эта программа позволяет проиллюстрировать практическую реализацию всех задач, подлежащих автоматизации в отдельной аптеке, а именно: бухгалтерский учет; заказ товара у поставщиков; анализ товародвижения и формирование аналитических отчетов по разным группам товаров; ведение классификаторов товаров, централизованный финансовый и планово-экономический учет, логистика, управление персоналом и многое другое.

Изучение дисциплины «Аптечные информационные системы» направлено на формирование следующих универсальных и общепрофессиональных компетенций, которые заложены в государственном образовательном стандарте по подготовке специалистов направления 33.05.01 «Фармация»:

УК-1. Способность осуществлять критический анализ проблемных ситуаций на основе системного подхода, выработать стратегию действий

ОПК-6 Способность использовать современные информационные технологии при решении задач профессиональной деятельности, соблюдая требования информационной безопасности [3].

В рамках дисциплины «Аптечные информационные системы» студенты выполняют лабораторные работы в системе 1С Медицина. Больничная аптека.

Курс «Аптечные информационные системы» является многозадачным и направлен на решение важнейших задач. Студенты формируют компетенции в области использования сервисов современных информационных технологий в фармации. В результате изучения дисциплины «Аптечные информационные системы» студенты:

– знакомятся с огромным разнообразием информационных систем фармации, анализируют их функции и возможности;

– совершенствуют навыки в реализации информационных процессов (обработка текстовой и табличной, графической и мультимедийной информации);

– детально знакомятся с системой 1С Медицина. Больничная аптека и изучают ее возможности в контексте настройки конфигурации, работы со справочниками, ввода основных сведений о физических лицах и

организационной структуре, заполнение информации о перечне складов, формирования карточки лекарственного средства, управления закупками, оформления заказов поставщику, аналитической отчетности, управления запасами в отделениях и кабинетах; ценообразования и контроля отпускных цен производителя на ЖНВЛП, контроля наличия забракованных серий, формирования регламентированных законодательством бухгалтерских форм и специализированных отчетов, сервисных возможностей программы);

- изучают основные понятия информационных систем и хемоинформатики, анализируют онлайн химические базы данных;

- изучают техническое оснащение аптечного пункта,

- продолжают изучать сетевые технологии и их сервисы, в особенности в медицине и фармации;

- учатся делать аналитические обзоры прикладных программ и Интернет-ресурсов фармации;

- развивают умения и навыки для независимого практического использования современных информационных технологий в рамках профессиональных и общекультурных компетенций.

В условиях активной цифровизации общества наблюдается возрастающая потребность в развитии сферы медицинских и фармацевтических услуг в аспекте использования электронных ресурсов и информационных технологий. Все это требует существенного обновления и модернизации процесса подготовки будущих провизоров и врачей для инновационной организационной и управленческой деятельности в информационном пространстве. Одним из ожидаемых результатов Федеральной целевой программы «Развитие фармацевтической и медицинской промышленности» на 2013-2020 годы (к слову сказать, пролонгированной в этом году еще на четыре года) в контексте развития кадрового потенциала и информационной инфраструктуры фармацевтической и медицинской промышленности является разработка новых образовательных программ для высших и средних специальных учебных заведений, программ послевузовского профессионального образования, программ дополнительного профессионального образования [1].

Библиографический список

1. Государственная программа «Развитие фармацевтической и медицинской промышленности» на 2013-2020 годы [Электронный ресурс] / Минпромторг. - URL: http://minpromtorg.gov.ru/common/upload/files/docs/MinProm_02.06.14.pdf (дата обращения 20.10.2020).

2. Кошечкин, К.А., Яворский, А.Н. Цифровая биомедицина и биофармацевтика [Электронный ресурс] / Группа РЕМЕДИУМ. – URL: https://www.remedium.ru/state/tsifrovaya-biomeditsina-i-biofarmatsevtika/?view_result=Y&PAGEN_3=1&CODE=tsifrovaya-biomeditsina-i-biofarmatsevtika (дата обращения 22.10.2020).

3. Приказ Министерства образования и науки Российской Федерации от 11.08.2016 г. № 1037 "Об утверждении федерального государственного образовательного стандарта высшего образования по специальности 33.05.01 Фармация (уровень специалитета)" [Электронный ресурс] / Консультант Плюс. – URL: http://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_204033/b4415e8aea9048fe12cf9ea42885d4f2c0291d25/ (дата обращения 22.10.2020).

УДК 004.75

ОБЛАЧНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ

Ю.Ю. Визер¹, О.В. Мельник²

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

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

Рассмотрены особенности использования облачных технологий в медицине, приведены примеры облачных сервисов. Подчеркнута важность расширения программных решений на базе «облака». Приведены аспекты изучения возможностей облачных технологий в учебном процессе медицинского вуза.

Ключевые слова: медицина, информационные технологии, облачные сервисы, телемедицина.

CLOUD COMPUTING TECHNOLOGIES IN MEDICAL PRACTICE

Yu.Yu. Vizer¹, O.V. Melnik²

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

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

The theses observe the aspects of using cloud computing technologies in medical practice, and the examples of cloud services. The importance of extension of program solutions basing on “clouds” is underlined. The aspects of learning the ideas of cloud computing in educational process are stated.

Keywords: medicine, information technologies, cloud services, telemedicine.

Облачные технологии, или как иначе их называют облачные вычисления (Cloud Computing) являются инновационным сервисом, позволяющим удаленно использовать средства хранения, создания и обработки различных мультимедийных данных (текст, аудио, видео, презентации, фото, формы и анкеты и пр.), с разграничением прав доступа различных групп пользователей, посредством подключения к Интернету и веб-браузера. Среди наиболее популярных облачных провайдеров можно назвать: виртуальный

хостинг Amazon, Диск Google, Яндекс Диск, Microsoft OneDrive, облако Mail.ru и пр.

История облачных технологий (вычислений) начинается в 1970 году, когда американский ученый Джозеф Ликлайдер представил свое видение этого феномена. Оно заключалась в возможности предоставления пользователям интернета доступа не только к данным, но и к программам. Однако все эти идеи были полноценно реализованы только в начале 2000-х годов, когда пропускная способность интернета в разы увеличилась. В частности, в 2002 году новые выгодные для себя возможности в области облачных технологий использовал Amazon. Его веб-сервис обеспечивал хранение информации и позволял производить вычисления. Следующим этапом развития стал запуск платформы Google Apps и полноценной операционной системы в облаке, анонсированной Microsoft [1].

Медицина, следом за образовательной сферой, не стала исключением и сейчас активно переходит на облачные технологии. В частности, в медицинской практике можно выделить следующие области применения облачных сервисов: хранение данных, обработка данных, дистанционная диагностика, анализ данных, медицинские консультации, «умные» устройства интернета вещей.

В нашем стремительном мире количество данных растет экспоненциально. Сейчас во всех развитых странах мира создаются единые медицинские реестры пациентов. Все данные о человеке переводятся в цифровой формат и размещаются на удаленном сервере в облаке IaaS-провайдера. Там они надежно защищены с помощью алгоритмов шифрования и систем резервного копирования. При этом доступ к данным пациента могут получить авторизованные медработники в любой поликлинике страны. Развитие облачных технологий в медицине обуславливает появление новых аналитических инструментов. Примером могут быть генетические исследования аутизма. Данные, собранные фондом Autism Speaks, обрабатываются на облачной платформе Google Genomics. Она использует решения вроде BigQuery для анализа больших данных на кластерах Apache Spark, Cloud Dataflow или Oracle Grid Engine [1].

Дистанционная диагностика, медицинские консилиумы, круглые столы и медицинские консультации теперь доступны в режиме онлайн. Этим занимается особое направление, называемое телемедициной.

Федеральный закон № 242 дает следующее определение телемедицинским технологиям: «Телемедицинские технологии - информационные технологии, обеспечивающие дистанционное взаимодействие медицинских работников между собой, с пациентами и (или) их законными представителями, идентификацию и аутентификацию указанных лиц, документирование совершаемых ими действий при проведении консилиумов, консультаций, дистанционного медицинского наблюдения за состоянием здоровья пациента».

В данном законе можно выделить следующие важные как для врачей, так и для пациентов постулаты:

1. Рецепт в форме электронного документа, содержащий назначение наркотических средств или психотропных веществ, подписывается с использованием усиленной квалифицированной электронной подписи лечащего врача или фельдшера, акушерки, на которых возложены функции лечащего врача, и соответствующей медицинской организации.

2. Добровольное согласие на медицинскую помощь можно собирать в электронном виде по упрощенной схеме.

3. Пациент имеет право запрашивать и получать медицинские данные о себе.

4. Телемедицинская помощь должна оказываться в соответствии со стандартами медицинской помощи;

5. Разрешены удаленные консультации: сбор информации, решение об очном визите, корректировка лечения, дистанционное наблюдение за больным с применением гаджетов [2]. В условиях пандемии и карантина особую популярность приобретает облачный сервис Яндекс.Здоровье.

Еще одним примером успешного внедрения облачных технологий в медицину является Единая государственная информационная система в сфере здравоохранения. Данное информационное обеспечение в сфере здравоохранения осуществляется посредством создания, развития и функционирования федеральных государственных информационных систем в сфере здравоохранения, Федеральных и территориальных фондов обязательного медицинского страхования, информационных систем медицинских и фармацевтических организаций.

Для управления небольшими частными клиниками в настоящее время можно использовать облачные медицинские информационные системы. Можно привести в пример систему Medesk, позволяющую автоматизировать регистратуру и рабочее место врача, вести онлайн-запись и телефонию, автоматизировать кассы и финансы, склад и отчетность.

В Рязанском государственном медицинском университете имени академика И.П. Павлова в рамках дисциплины «Медицинская информатика» на различных факультетах и курсах студенты изучают возможности облачных технологий в медицинской практике. В частности, выполняют задания в облачной платформе диск Google. С помощью средств Google Формы студенты создают онлайн анкету, которую может использовать врач-лечебник или врач-стоматолог для сбора анамнеза у пациентов; или анкету на поиск вакантной должности врача или другого медицинского работника разного уровня. Кроме того, обучаемые создают онлайн-тест, проверяющий введенные ответы (все это также делается средствами форм Google). Обмен ссылками на созданные материалы позволяет студентам оценить результаты друг друга, проанализировать полученные ответы и интерпретировать результаты.

Таким образом, облачные технологии сегодня – это мощное средство развития медицинской науки, как на уровне анализа и сбора медицинских данных, так и на уровне поддержки и принятия решений.

Библиографический список

1. Карр, Н. Великий переход. Что готовит революция облачных технологий: научно-популярное издание / Н. Карр. – М.: Манн, Иванов и Фербер, 2014. – 272 с. - ISBN: 978-5-91657-892-8.
2. Федеральный закон от 29 июля 2017 г. № 242-ФЗ «О внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации по вопросам применения информационных технологий в сфере охраны здоровья» [Электронный ресурс] /. Портал оперативного взаимодействия участников ЕГИСЗ. – URL: <https://portal.egisz.rosminzdrav.ru/materials/545> (дата обращения 01.11.2020).

УДК 615.47

ОБОСНОВАНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ ДАТЧИКОВ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ФЕТАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ В СИСТЕМАХ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПЛОДА

О.Н. Капранова, Ю.О. Боброва

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

Рассмотрена методика регистрации сигнала фетальной активности с использованием акселерометров. Приведены сигналы, полученные с матрицы регистраторов в абдоминальной области и с опорного датчика.

Ключевые слова: фетальная активность, регистрация, акселерометр.

JUSTIFICATION OF THE LOCATION OF FETAL ACTIVITY SENSORS IN SYSTEMS FOR REMOTE MONITORING IF FETAL HEALTH

O.N. Kapranova, Y.O. Bobrova

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», Saint Petersburg

The technique of registration of fetal activity signal using accelerometers is considered. The signals received from the matrix of recorders in the abdominal region and from the reference sensor are presented.

Key words: fetal movement, registration, accelerometer.

Охрана здоровья матери и ребенка является приоритетным направлением здравоохранения. Основная задача акушерства и гинекологии – снижение перинатальной заболеваемости и смертности. По данным Петростата, коэффициент перинатальной смертности в Санкт-Петербурге на 2018 год равен 6,9 на 1000 детей, а коэффициент мертворождения – 5,51 на 1000

детей [1]. Для снижения показателей перинатальной смертности необходимо развитие систем мониторинга состояния плода.

В данной работе рассматривается применение пассивной системы регистрации и анализа фетальной подвижности. Функциональное развитие плода может отражаться в изменениях паттернов фетальной активности. Система удаленного мониторинга фетальной активности подробно описана в работе [2].

Рассмотрим методику регистрации сигнала. В качестве пассивных регистраторов были выбраны акселерометры, т.к. они обладают рядом важных характеристик для применения их в условиях домашнего мониторинга [3].

Высокая чувствительность акселерометров приводит к тому, что в полученном во время привычных условий жизнедеятельности матери сигнале, присутствует большое количество помех. Решением данной проблемы может быть использование опорного датчика для корректной работы алгоритма обработки сигнала.

Таким образом, регистрация сигнала фетальной активности может осуществляться с использованием одного нулевого акселерометра, расположенного в стороне от основных сенсоров, и матрицы акселерометров в абдоминальной области. Матрицу могут образовывать от трех до пяти акселерометров. На рисунке 1 приведен вариант расположения четырех сенсоров: A_0 – нулевой акселерометр, акселерометры A_1 – A_3 в абдоминальной области регистрируют сигнал фетальной активности.

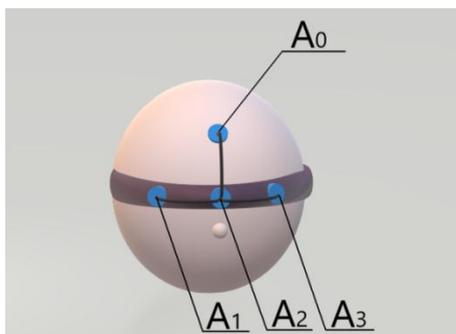


Рис. 1 – Расположение датчиков регистрации

Акселерометр A_0 используется для определения фонового уровня сигнала фетальной активности, т.е. для регистрации сигналов материнской жизнедеятельности. Для эффективной работы системы референтный датчик должен располагаться вне абдоминальной области. В литературе приведены варианты расположения датчика на груди, возможно закрепление на спине или на бедре. Однако в таком случае система становится менее удобной для

использования, снижается ее компактность, увеличивается длина проводов, что может мешать привычной жизнедеятельности пациентки. Расположение референтного электрода в стороне от абдоминальной матрицы, а именно, выше, в области ребер, позволяет улучшить эргономические особенности системы. При этом не нарушается основная функция опорного датчика – влияние движений плода на него минимально, что подтверждается экспериментально.

Акселерометрами $A_1 - A_3$ происходит регистрация общего сигнала, состоящего из фетальной активности и посторонних шумов. Такое расположение датчиков в абдоминальной области обусловлено тем, что движения (удары, толчки) плода осуществляются ногами и руками и могут иметь различные направления распространения. Минимум 3 датчика необходимы для регистрации подвижности плода. Полученный сигнал фетальной активности во время ходьбы матери приведен на рисунке 2.

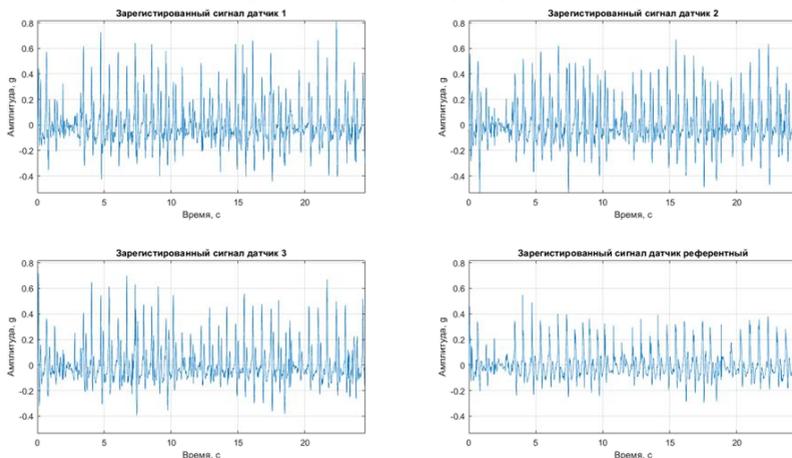


Рис. 2 – Пример сигналов фетальной активности, зарегистрированных во время ходьбы пациентки

Как было отмечено ранее, референтный датчик может использоваться для очистки полезного сигнала фетальной активности от помех, вызванных активной деятельностью матери, а именно, ходьбой, наклонами, разговором, смехом, чиханием и др. Взаимосвязь между сигналами с датчиков можно оценить по матрице коэффициентов корреляций. На рисунке 3 приведена матрица корреляций для сигнала, полученного при ходьбе.

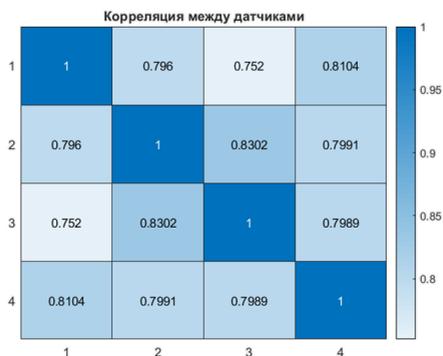


Рис. 3 – Корреляция между датчиками при ходьбе. 1 – референтный акселерометр A_0 , 2,3,4 – акселерометры A_3 , A_2 и A_1 соответственно

Полученный высокий коэффициент корреляции (около 0,8) подтверждает целесообразность применения матрицы акселерометров в абдоминальной области и одного опорного регистратора вне ее при разработке носимых устройств удаленного мониторинга состояния плода.

Библиографический список

1. Основные показатели демографических процессов в Санкт-Петербурге в 2018 году Статистический сборник / Петростат – СПб. 2019. 90 с.
2. Bobrova, Y. O. System for non-invasive monitoring of fetal activity / Y. O. Bobrova // AIP Conference Proceedings. – AIP Publishing LLC, 2019. – Т. 2140. – №. 1. – С. 020006.
3. Капранова О.Н. Анализ датчиков регистрации данных подвижности плода / О.Н. Капранова, Ю.О. Боброва // Сборник материалов VIII Научно-практической конференции с международным участием «Наука настоящего и будущего» для студентов, аспирантов и молодых ученых. – Санкт-Петербург, 2020. – Том II. – С. 60-63.

АВТОМАТИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОЦЕНТНОГО СОДЕРЖАНИЯ ЖИРА В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА

М.А. Позднякова, Т.Н. Позднякова

ФГБОУ ВО Пензенский государственный технологический университет, г. Пенза

В статье рассматриваются статистические показатели распространенности ожирения в различных странах мира, заболевания, связанные с избыточным весом, методы определения содержания жира в организме. Разработан программный продукт для автоматизации процесса расчета процентного содержания жира в организме человека.

Ключевые слова: *лишний вес, ожирение, заболевания, методы, эксперимент, исследование, автоматизация, тип телосложения*

AUTOMATION OF THE PROCESS OF DETERMINING THE PERCENTAGE OF FAT IN THE HUMAN BODY

M.A. Pozdnyakova, T.N. Pozdnyakova

Penza state technological university, Penza

The article discusses statistical indicators of the prevalence of obesity in various countries of the world, diseases associated with excess weight, methods for determining the content of fat in the body. A software tool has been developed to automate the process of calculating the percentage of fat in the human body.

Key words: *overweight, obesity, diseases, methods, experiment, research, automation, body type*

По данным Роспотребнадзора почти половина взрослого населения России имеют лишний вес. Человечество стоит на пороге глобальной эпидемии, связанной с увеличением тучных людей. Ожирение и избыточная масса тела человека являются существенными факторами риска для развития таких заболеваний как: сахарный диабет, инфаркт, инсульт, артрозы, панкреатит, холецистит, желчнокаменная болезнь, бесплодие, варикозная болезнь, заболевания суставов и позвоночника. Кроме того, ожирение способно привести человека к инвалидности. Такие заболевания, как грипп, ОРВИ, пневмония и многие другие, у пациентов с ожирением протекают тяжелее и продолжительнее, часто вызывают осложнения [1,2,3].

У людей, подверженных ожирению, нарушаются защитные функции организма, наступает более быстрое старение, в результате чего занижается самооценка, ухудшается качество жизни индивидуума, увеличивается его неудовлетворенность [2,3,4]. Поэтому каждый человек, заботящийся о своём здоровье, должен знать показатели жировой массы, уметь определять и

контролировать процентное содержание жира в своём организме. В настоящее время существует множество методов определения доли жира в организме. У каждого метода есть свои особенности, достоинства, недостатки и противопоказания. Наиболее простым и доступным методом, который используется во многих странах мира, является метод калиперометрии. Калипер - электронный прибор, позволяющий определить толщину кожно-жировых складок в определённых точках организма для последующего определения количества жировой ткани [1,2].

Авторами статьи был проведён эксперимент по определению уровня жира и типа телосложения у населения трудоспособного возраста. В эксперименте участвовало 83 человека (56% - женщины и 44% - мужчины). С помощью электронного устройства «Калипер» КЭЦ-100 были проведены замеры толщины подкожной жировой складки в 4 местах: трицепс, бицепс, лопатка и талия у 83 участников эксперимента. Кроме этого, используя сантиметровую ленту и напольные весы, были сделаны замеры роста, объёма талии, объёма бедёр и объёма шеи испытуемых [2].

Для удобства, экономии времени и простоты расчётов, процесс был автоматизирован с помощью редактора VBA. Создано несколько форм, позволяющих внести основные сведения о человеке, участвующем в эксперименте и ввести результаты измерений толщины подкожной жировой складки. Пример одной из разработанных форм «Данные о пациенте» приведён на рис. 1.

Рис. 1 – Пример создания формы

В процессе выполнения работы был создан модуль анализа жировой массы человека, который используя определённый алгоритм вычислений (различный для мужчин и женщин), позволяет определить процент содержания жира, узнать тип телосложения и определить уровень жира в организме человека (рис. 2).

№ ФНБ	Процент жира	Характеристика телосложения	с log % жира	Уровень жира
1	1	22,70 Идеальное	23,50	Норма
2	2	10,60 Идеальное	12,28	Спортформа
3	3	18,90 Среднее	16,18	Норма
4	4	22,10 Идеальное	22,75	Норма
5	5	20,90 Идеальное	21,26	Норма
6	6	7,30 Худощавость	6,90	Спортформа
7	7	13,60 Идеальное	12,10	Спортформа
8	8	24,80 Идеальное	23,81	Норма
9	9	10,60 Идеальное	11,50	Спортформа
10	10	9,50 Идеальное	11,10	Спортформа
11	11	17,50 Среднее	18,23	Норма
12	12	12,70 Идеальное	13,70	Норма
13	13	20,90 Идеальное	20,22	Спортформа
14	14	25,50 Среднее	24,96	Норма
15	15	19,00 Идеальное	19,54	Спортформа
16	16	31,20 Среднее	30,17	Лишний вес
17	17	21,00 Среднее	21,53	Лишний вес
18	18	15,70 Худощавость	14,88	Спортформа
19	19	13,50 Худощавость	13,86	Спортформа
20	20	22,30 Среднее	20,00	Спортформа

Рис. 2 – Модуль определения процентного содержания жира в организме человека

Таким образом, любой человек, имеющий избыточную массу тела, должен уметь определять уровень жира и знать тип своего телосложения, т.к. знание данных показателей позволит правильно избавиться от лишнего веса и улучшить качество жизнедеятельности. Разработанный программный модуль позволит упростить данную процедуру и сэкономить время на определение процентного содержания жира в организме человека.

Библиографический список

1. Базденкова Е.А., Позднякова Т.Н. Исследование и сравнение методов измерения процентного соотношения подкожного жира // Сб. тр. научно-практической конференции «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии». - Пенза: Изд-во АННОО Приволжский дом знаний, 2018, С 53-55.
2. Базденкова Е.А., Позднякова Т.Н. Разработка программы для определения процентного содержания жира в организме человека// Сб. тр. Всероссийской молодежной научной конференции «Наукоемкие проекты и технологии в машино- и приборостроении, медицине». - Саратов: Изд-во: Саратовский гос. технич. университет им. Гагарина Ю.А., 2018, С. 17-20.
3. Родионова Т.И., Танаева А.И. Ожирение – глобальная проблема современного общества // Фундаментальные исследования.- Саратов: Изд-во Издательский дом «Академия Естествознания», № 12-1, 2012, с. 132-136.
4. Русакова Д.С., Щербакова М.Ю., Гаппарова К.М., Зайнудинов З.М., Ткачёв С.И., Сахаровская В.Г. Современные методы оценки состава тела // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология.- Москва: Изд-во ООО «Глобал Медиа технологии», № 8, 2012, с.71-81;

АРМ ВРАЧА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ

Р.А. Куликов, С.В. Фролов

^{1,2} ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет», г.
Тамбов

Предложена система поддержки принятия врачебных решений, позволяющая формировать протокол ультразвукового исследования и рекомендовать заключение на основе машинного обучения.

Ключевые слова: *система поддержки принятия врачебных решений, ультразвуковое исследование, протокол ультразвукового исследования, заключение ультразвукового исследования.*

AUTOMATED WORKSTATION OF A DOCTOR OF ULTRASONIC DIAGNOSTICS USING MACHINE LEARNING

R.A. Kulikov, S.V. Frolov

Tambov State Technical University ", Tambov

A medical decision support system has been proposed, which makes it possible to form an ultrasound protocol and recommend a conclusion based on a neural network.

Keywords: *medical decision support system, ultrasound examination, ultrasound examination protocol, ultrasound examination conclusion.*

В настоящее время появляется все больше кабинетов УЗИ диагностики, как в частных, так и в государственных учреждениях. Чтобы повысить скорость формирования протокола исследования врач УЗИ диагностики может воспользоваться готовыми шаблонами для каждого органа, где уже заранее будут заготовлены ключевые слова и предложения, расположенные в нужном порядке [1].

Общую структуру такой системы можно представить на рисунке 1. Врач на ультразвуковом сканере исследует пациента и получает набор ультразвуковых изображений, выполненных для конкретного органа и представляющих собой набор изображений, анализирует изображения и выбирает необходимые описательные признаки органа. Выбор признаков происходит через интерактивный протокол исследования, где врач имеет возможность либо выбрать существующие признаки, либо добавить свои, а также внести дополнительные примечания для конкретного пациента. Признаки органа, дополнения, а также нормы размеров для органа хранятся в базе данных, куда затем и сохраняются готовые протоколы пациента. После выбора необходимых описательных признаков, и ввода размеров органа, если это необходимо, все введенные данные получает предсказывающая модель,

которая позволяет на основе полученных данных рекомендовать заключение. В случае необходимости врач может откорректировать заключение.



Рис. 1 - Структурная схема формирования протокола исследования

Для рекомендации заключения используется модель для машинного обучения с учителем [2]. В данном типе модели корректный результат модели явно обозначен для определенных входных данных. Это означает, что при считывании данных у алгоритма уже есть правильный ответ. Поэтому вместо поисков ответа такая модель стремится найти связи, чтобы в дальнейшем, при введении необозначенных данных, получался правильный прогноз. Общая модель с входными и выходными данными представлена на рисунке 2.

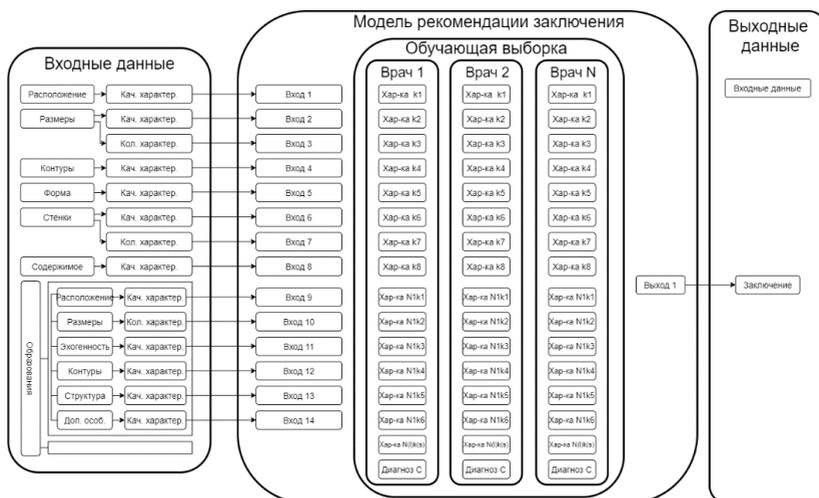


Рис. 2 – Структурная схема модели рекомендации диагноза

В качестве входных данных для модели рекомендации заключения на основе машинного обучения будем использовать выбранные врачом описательные признаки органа. Для каждого органа разработан свой набор признаков. На рисунке 2 для примера показаны признаки желчного пузыря. Признаки могут быть описательными или числовыми, например, различные размеры органа, или измерения образований. Выходными данными будет диагноз исследования, который модель будет выбирать из заранее заготовленных диагнозов для каждого конкретного органа.

Для обучения модели предлагается использовать сбор данных с выполняемых врачами исследованиях, при их согласии. При каждом выполнении исследования мы можем собирать обезличенные данные об обследовании пациента, тест получать набор признаков, выбранных и введенных врачом и конечный диагноз, который внес врач. Большой объем полученных данных будет позволять в течении времени ставить более точные диагнозы. Система является рекомендательной, и в случае ее ошибки врач сможет изменить заключение. В общем виде интерфейс интерактивного шаблона с признаками представлен на рисунке 3.

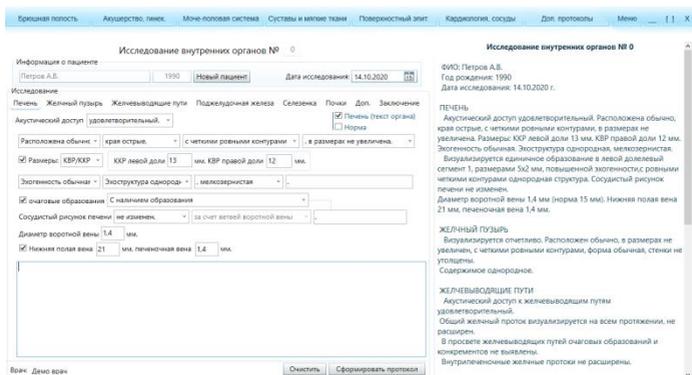


Рис. 3 – Интерфейс интерактивного протокола

Представленная система с интерактивными протоколами и рекомендацией заключения повышает эффективность работы врача за счет сокращения времени на подготовку медицинских документов.

Библиографический список

1. Фролов С. В., Дубровин В. В., Куликов А. Ю., Куликов Р. А. Система поддержки принятия врачебных решений для формирования протокола ультразвуковых исследований // Врач и информационные технологии, - 2019, с.64-72

2. Гусев А. В., Плисс М. А. Основные рекомендации к созданию и развитию информационных систем в здравоохранении на базе искусственного интеллекта // Врач и информационные технологии. – 2018 – № 3 – С. 45–60.

УДК 371

МОНИТОРИНГ ЗДОРОВЬЯ - КАК ИНСТРУМЕНТ ЗДОРОВЬЕСБЕРЕГАЮЩИХ ТЕХНОЛОГИЙ

А.Ф. Саббахова, Э.Р. Мулюкова, Н.Р. Хисамудинова
ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический
университет, г. Уфа

В современных условиях развития общества основным направлением физического воспитания в высших учебных заведениях становится сохранение и укрепление здоровья студентов, формирование у них здорового образа жизни. В статье приводится перечень здоровьесберегающих технологий в сфере образования.

Ключевые слова: здоровьесберегающие технологии, функции, интегральная анкета, студенты.

HEALTH MONITORING - AS A TOOL FOR HEALTH-SAVING TECHNOLOGIES

A.F. Sabbakhova, E.R. Mulyukova, N.R. Khisamutdinova
Ufa State Aviation Technical University, UFA

In modern conditions of development of society, the main direction of physical education in higher educational institutions is the preservation and strengthening of students' health, the formation of a healthy lifestyle. The article provides a list of health-saving technologies in the field of education.

Key words: health-saving technologies, functions, integrated questionnaire, students.

Здоровьесберегающие технологии связаны с различными формами деятельности людей (в сфере образования, здравоохранения, в правовой, социально-экономической, культурной сферах), которые направлены на формирование здорового образа жизни человека и минимизацию факторов, приносящих вред его здоровью. Под здоровьесберегающими технологиями в широком смысле слова следует понимать все те технологии, использование которых идет на пользу здоровья.[1]

Проблема здоровья студентов становится все более актуальной в связи с трудностями социально-экономического характера, испытываемыми Россией в настоящее время. Социальная защищенность студентов невысока, в то

время как специфика возрастной и воспитательной работы требует адекватных социальных гарантий (медицинское обслуживание, питание, материальная, физкультурно-оздоровительная поддержка и др.)

Важность изучения внедрения здоровьесберегающих технологий в высшее образование обусловлена тем, что одной из основных проблем студентов является средний уровень успеваемости в связи с высоким процентом заболеваемости. Как известно, на здоровье подрастающего поколения влияют биологические и социальные факторы [1].

В Уфимском государственном авиационном техническом университете на кафедре электроники и биомедицинских технологий создана система мониторинга состояния здоровья и уровня физического развития обучающихся со следующими основными функциями: проведение комплексного тестирования состояния здоровья и уровня физического развития; количественная и качественная оценка; выдача общей сводки по личным показателям тестирования и рекомендаций по программе их корректировки и развития; выдача результатов тестирования всех испытуемых по отдельным тестам; статистическая обработка результатов мониторинга с выдачей итоговых сводок в графическом виде; разграничение прав доступа к системе (администратор системы, пользователь-исследователь, пользователь-испытуемый).

В системе реализован ряд общеизвестных методик, позволяющих оценить адаптационно-энергетический потенциал организма, биологический возраст, уровень максимального потребления кислорода и ряд других показателей здоровья и физического развития человека. Для комплексного исследования состояния здоровья и уровня физического развития студентов вуза преподавателями и магистрантами кафедры электроники и биомедицинских технологий совместно с преподавателями кафедры физического воспитания УГАТУ разработана форма интегральной анкеты, учитывающей основные аспекты и особенности жизнедеятельности учащейся молодежи. [3]

Для проведения статистического анализа базы данных интегральной анкеты используется корреляционная матрица, позволяющая выделить наиболее значимые двумерные зависимости для последующего более детального исследования.

Подводя итог сказанному, можно резюмировать, что использование системы позволит решать две основных задачи.

1. Предоставлять возможность любому человеку быстро и анонимно (что весьма существенно) оценить состояние своего здоровья и уровня физического развития, получить рекомендации по их улучшению. Почему это важно именно для молодежи? Опыт показывает, что в молодости, когда человек полон сил и энергии, его отношение к собственному здоровью не имеет выраженной потребности к его сохранению и укреплению. Однако с годами подобное желание появляется и возрастает. Запоздалое осознание

ценности собственного здоровья продиктовано низким уровнем осведомленности человека о критериях оценки своего здоровья и методах его укрепления.

2. Система позволяет создавать и накапливать обширную базу данных по различным аспектам состояния здоровья и уровня физического развития, образу жизни учащейся молодежи, проводить статистический многомерный анализ накопленных данных, позволяющий обоснованно планировать и корректировать программы физического воспитания, оздоровления и физического развития студентов. [4]

В целом программа становления физической культуры личности будет осуществляться при реализации следующих задач:

- *проводить ежегодно диспансеризацию всех студентов в вузе;*
- *научить студентов правилам гигиены и правильного питания;*
- *добавить в учебную программу часы по физической культуре для охвата всех курсов в вузе;*
- *привлечь к занятиям в оздоровительных группах студентов всех курсов обучения;*
- *развить материальную базу (столовой, буфетов, спортивных сооружений, медицинский объектов) до уровня, установленного порядком осуществления образовательной деятельности;*
- *привлекать студентов к научным исследованиям в области укрепления здоровья и физического развития;*
- *расширить методические разработки и научные исследования по проблемам здоровья и физической культуры;*
- *создать здоровьесберегающую образовательную среду.*

Таким образом, при внедрении здоровьесберегающих технологий в вузах необходимо:

1. Создание действенной программы здоровьесберегающих технологий в образовательном процессе.
2. Создание условий для здорового образа жизни.
3. Создание образовательной среды необходимой для сохранения и укрепления здоровья всего профессорско-преподавательского состава вуза.
4. Улучшение учебно-методической базы и совершенствование здоровьесберегающей программы.
5. Реализация системы мониторинга результатов по основным направлениям комплексной здоровьесберегающей программы.

Библиографический список

1. Артемьева Л. О. 2009. Здоровьесберегающие технологии комплексного сопровождения детей, оставшихся без попечения родителей // Здоровьесберегающие технологии в образовательном процессе: проблемы и

перспективы / Под ред. Л. О. Артемьевой. – Пенза: АНОО Приволжский Дом знаний. –С. 12-13.

2. Егорьев, А. О. Здоровье студентов с позиции профессионализма // Теория и практика физической культуры. – 2003. - №2 –С.53-56

3. Медик В. А., Осипов А. М. 2003. Университетское студенчество: образ жизни и здоровье. – М.: Логос. – С.24-25

4. Ю.О. Уразбахтина, З.Р. Малкова Проектирование интеллектуального сервиса для мониторинга состояния здоровья и уровня физического развития студентов Уфимского государственного технического университета. Международный научно-исследовательский журнал, №6(48), часть 2, 2016, с. 153-155.

УДК 004.032.26

РАЗРАБОТКА ПРИЛОЖЕНИЯ «СУРДОЛАЙТ» ДЛЯ ЛИЦ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ

С.А. Осипова, М.А. Сидорова

ФГБОУ ВО Пензенский государственный технологический университет,
г. Пенза

В статье представлен способ решения проблемы создания приложения для сурдоперевода «Сурдолайт» на базе нейросетевых технологий. Определена актуальность темы исследования. Рассмотрен процесс первоначального обучения нейронной сети для разработки приложения.

Ключевые слова: потеря слуха, язык жестов, нейронная сеть, приложение, сурдоперевод.

DEVELOPMENT OF THE "SURDOLIGHT" APP FOR PERSONS WITH DISABLED HEALTH OPPORTUNITIES

S.A. Osipova, M.A. Sidorova

Penza State Technological University, Penza

The article presents a way to solve the problem of creating an application for sign language translation "Surdolight" based on neural network technologies. The relevance of the research topic is determined. The process of initial training of a neural network for application development is considered.

Key words: hearing loss, sign language, neural network, application, sign language translation.

Представленная статья посвящена актуальной теме - созданию программного средства, облегчающего жизнь людям с ограниченными возможностями по здоровью (ОВЗ). Разработка позволит увеличить

возможности адаптации лицам с потерей слуха и слабослышащим. К сожалению, с каждым годом число слабослышащих увеличивается и, согласно оценкам специалистов, к 2050 году более 900 млн человек будут страдать от потери слуха и глухоты, поэтому возникает необходимость в знании языка жестов [1].

Современная наука не стоит на месте. Новые технологии позволяют применять более совершенные средства, облегчающие жизнь людям с ОВЗ. Например, в Бельгии для решения этой проблемы исследователи-робототехники из Антверпенского университета разработали печатаемую на 3D-принтере руку, которая переводит устную и письменную речь на язык жестов. Устройство со встроенной веб-камерой распознаёт слова и сообщает их пользователю уже с помощью дактилологической азбуки, в которой каждой букве соответствует свой жест. По словам создателей роботизированной руки, она не займёт много места и поместится в обычный рюкзак. Однако разработка пока ещё не доступна широкому кругу пользователей из-за своего несовершенства и высокой стоимости [2].

В нашей стране, в настоящее время, ощущается большой недостаток средств общения и реабилитации людей с нарушениями слуха. Решение возникшей проблемы авторы статьи видят в создании приложения для сурдоперевода «Сурдолайт». Главными преимуществами создаваемого приложения перед аналогами, помимо возможности автономной работы приложения и большого количества функций, можно считать запись жестов с помощью фронтальной камеры мобильного устройства и вывод информации с помощью 3D-анимированной модели с жестовым переводом.

Основная цель разработки приложения – повышение качества жизни для больных с ОВЗ. Приложение создается на базе нейросетевых технологий распознавания жестов, так как нейросетевые технологии обладают гибкой, перенастраиваемой, адаптируемой структурой и являются прогрессивным средством решения многих задач, возникающих в медико-биологической практике.

Для выполнения указанной цели исследования необходимо решить следующие задачи:

- создать алгоритм распознавания жестов;
- создать базу изображений,
- научить нейронную сеть распознавать жесты;
- разработать приложение.

Каждая, программно реализуемая нейронная сеть должна работать по определенному алгоритму, поэтому для разработки приложения и обучения нейронной сети был создан словесный алгоритм распознавания жестов, который состоит из семи основных этапов:

1. Человек с потерей слуха или глухотой записывает жесты на фронтальную камеру мобильного устройства;

2. Изображение поступает на модуль захвата и предварительной обработки изображения;
3. Нейронная сеть считывает видео или фотоматериал с модуля предварительной обработки;
4. Распознанное изображение поступает на модуль интерпретации результатов;
5. Интерпретированная информация в виде текстового или аудиосообщения поступает пользователю;
6. Пользователь может записать или напечатать ответ, который примет модуль обработки сообщения;
7. Модуль визуализации воспроизведет анимированную 3D-модель из имеющейся базы моделей и продемонстрирует полученный жест.

Залог успешной работы любой нейронной сети - это правильное ее обучение, на корректных данных. Для первичного обучения нейронной сети необходимо сформировать базу изображений. В качестве первичной базы было сделано по 20 фотографий на каждую группу жестов, состоящую из одного слова (10 групп), что дало в сумме 200 изображений. Для обучения нейронной сети потребовалось загружать изображения в одинаковом формате. Процент обучаемости нейронной сети увеличивается в зависимости от количества обучающих выборок (чем больше сформированных выборок, тем лучше результат обучения). Анализ показал, что для полного обучения нейронной сети и разработки приложения требуется большая база изображений [3], которая численно равна более 100 000 изображений. В нашем случае база была в 500 раз меньше, что позволило обучить нейронную сеть лишь на 30%, поэтому необходимо продолжить исследования и работу над приложением.

На рисунке 1 представлена графическая структура системы распознавания жестов. Система работает по указанному выше алгоритму.

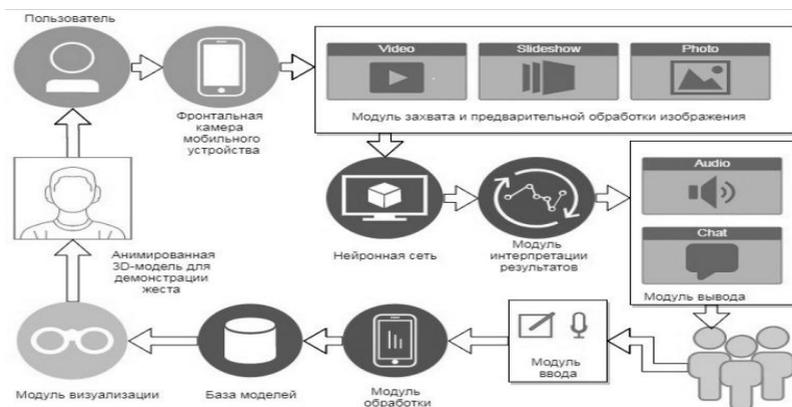


Рис. 1 – Структура системы распознавания жестов

Таким образом, решение проблемы незнания языка жестов с помощью разработки приложения для сурдоперевода является актуальной задачей, так как оно позволит снизить чувство изолированности и отстраненности от общества людей с ОВЗ, что, в конечном итоге, будет способствовать их социальной реабилитации.

Библиографический список

1. Глухота и потеря слуха [Электронный ресурс]//Всемирная организация здравоохранения UPL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss> (Дата обращения 5.11.2020)
2. Проект «Аслан» [Электронный ресурс]//3D printer and 3D printing news UPL: <http://www.3ders.org/articles/20170818-belgian-students-create-3d-printed-robotic-hand-that-interprets-sign-language-for-the-deaf.html> (Дата обращения 5.11.2020)
3. Щеглов И.Н., Демченко С.А. Алгоритм формирования репрезентативной обучающей выборки искусственной нейронной сети / Материалы V Всеросс. Конф. "Нейрокомпьютеры и их применение", Москва, 1999. С.405-407.

УДК 615.47:616-072.7

МЕТОД ОЦЕНКИ СОДЕРЖАНИЯ ОБЩЕГО БЕЛКА В ПРОБЕ МОЧИ С ЦЕЛЬЮ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ОСЛОЖНЕНИЙ БЕРЕМЕННОСТИ

И.П. Корнеева

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

Рассмотрен метод количественного определения содержания общего белка в пробе мочи беременных женщин. Предложена функциональная схема прибора, реализующего процедуру анализа на основании рассмотренного метода.

Ключевые слова: осложнения беременности, флуоресценция, удаленный мониторинг, моча, белки.

METHOD FOR ASSESSING TOTAL PROTEIN IN A URINE SAMPLE FOR EARLY DIAGNOSIS OF PREGNANCY COMPLICATIONS

I.P. Korneeva

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

A method for determining the total protein content in a urine sample of pregnant women is considered. A functional diagram of a device that implements analysis based on the considered method is proposed.

Key words: pregnancy complications, fluorescence, remote monitoring, urine, proteins.

Одним из наиболее важных показателей осложнений беременности является содержание общего белка в моче беременной женщины. Превышение порога концентрации общего белка в пробе (порог – 0,33 г/л), полученной путем разового забора мочи, является показателем осложнений беременности, и может быть классифицировано как следствие наличия у пациентки пиелонефрита или как показатель преэклампсического состояния. Окончательный диагноз зависит от срока беременности.

Определение содержания общего белка в пробе мочи происходит в условиях лаборатории путем биохимического анализа с использованием турбидиметрических и фотометрических методов при применении индикаторов. Процедура анализа сложна и требует наличия специального оборудования и реактивов, а также может быть проведена только работником с соответствующей квалификацией. Также корректное определение содержания белка в пробе мочи осложняется наличием соединений, которые могут вступить в химическую реакцию с реагентом и исказить результаты анализа, а также значительными вариациями содержания белков в моче при различных заболеваниях [1].

Предлагаемый метод оценки содержания общего белка в пробе мочи основан на способности белковых соединений флуоресцировать в видимом диапазоне при облучении ультрафиолетом. Основными преимуществами метода являются:

- Простота выполнения, что позволяет проводить анализ в домашних условиях, без необходимости посещать лечебное учреждение;
- Воздействие ультрафиолетом на исследуемый образец мочи приводит к флуоресценции только белковых соединений, следовательно, результат анализа имеет высокую точность;
- Быстрое получение результата;

Функциональная схема прибора, реализующего измерение содержание общего белка в пробе мочи в соответствии с рассматриваемым методом, представлена на рис. 1.

При проведении измерений кювета с биопробой, т.е. пробой мочи из разового или суточного забора облучается ультрафиолетом с длиной волны около 280 нм, что соответствует максимуму спектра поглощения белковых соединений [2]. Под действием ультрафиолета белковые соединения испускают вторичное излучение видимого диапазона (около 500-550 нм). Вторичное излучение, или флуоресценция, улавливается широкополосным фотодиодом. На выходе измерительной цепи формируется фототок, пропорциональный по величине концентрации белковых соединений в пробе. Далее происходит преобразование его в сигнал, пригодный для измерения с помощью цифровых устройств.

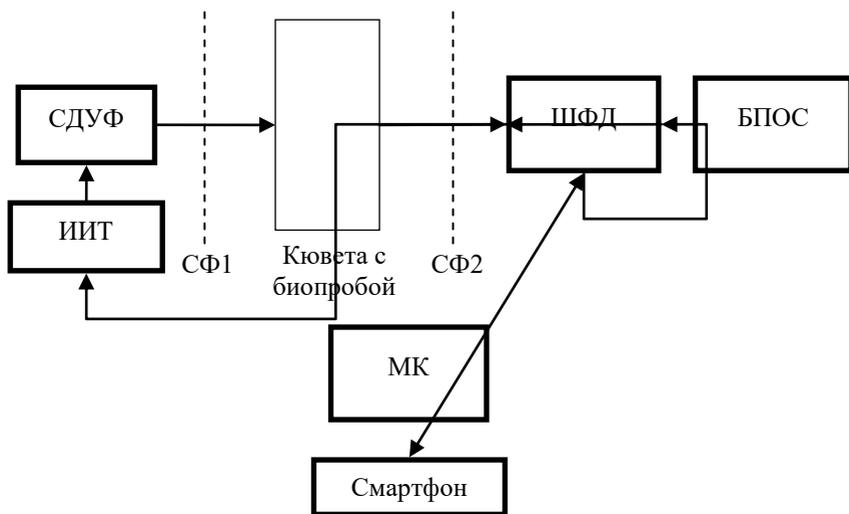


Рис. 1 – Функциональная схема биохимического анализатора

Условные обозначения:

- СДУФ – светодиод ультрафиолетовый;
- СФ1, СФ2 – светофильтры;
- ШФД – широкополосный фотодиод;
- БПОС – блок первичной обработки сигнала;
- МК – микроконтроллер; • ИИТ – импульсный источник тока.

Управление процессом измерений и обработку результатов предполагается проводить в смартфоне пациентки. Связь прибора со смартфоном осуществляется через Bluetooth-модуль. Результаты анализа также доступны и лечащему врачу пациентки.

Библиографический список

1. Ларичева Е.С., Андреев Ю.Н., Ребякова Е.Н., Козлов А.В. Способен ли метод определения белка в моче пирогаллоловым красным претендовать на роль основного? // TERRA MEDICA. Лабораторная диагностика № 1 (21), 2009, с. 24 – 31.
2. Лакович, Дж. Основы флуоресцентной спектроскопии / Дж. Лакович; пер. с англ. под редакцией М. Г. Кузьмина. – Москва: Мир, 1986. – 496 с.

УДК 615.47:616-072.7

**АНАЛИЗ РЫНКА ПРИЛОЖЕНИЙ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ И
РАЗРАБОТКА КОНЦЕПЦИИ ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ УСТРОЙСТВА
КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКИМИ
ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ПО ВЫДЫХАЕМОМУ ВОЗДУХУ**

М.С. Белова, М.К. Булай, Д.С. Шевченко

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

Представлен анализ существующих приложений для телемедицины, выявлены основные преимущества и недостатки этих приложений. Разработана концепция приложения для устройства контроля диагностически значимых показателей у хронически больных пациентов.

Ключевые слова: телемедицина, приложение, удаленный доступ, графический интерфейс.

**ANALYSIS OF THE TELEMEDICINE APPLICATION MARKET AND
DEVELOPMENT OF THE APPLICATION CONCEPT FOR A DEVICE
FOR CONTROLLING THE CONDITION OF PATIENTS WITH
CHRONIC DISEASES BY EXHALED AIR**

M.S. Belova, M.K. Bulay, D.S. Shevchenko

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

The analysis of existing applications for telemedicine is presented, the main advantages and disadvantages of these applications are revealed. The concept of an application for a device for monitoring diagnostically significant parameters in chronically ill patients has been developed.

Key words: telemedicine, application, remote access, graphical interface.

Согласно отчетам Всемирной Организации Здравоохранения, неинфекционные болезни занимают первое место среди причин смертности не только в России, но и по всему миру. Более 36 миллионов человек в год умирает от неинфекционных заболеваний (НИЗ), в частности от заболеваний сердечно-сосудистой системы (48%), хронических респираторных заболеваний (12%) и диабета (3%). Однако, около 25% смертей от НИЗ может быть предотвращено при регулярном контроле диагностически важных показателей больного и систематическом получении консультации от лечащего врача [1]. Систематическая диагностика и постоянный контроль диагностически важных показателей может осуществляться при помощи компактных устройств для домашнего использования, однако, следуя тенденциям современной медицины, для наибольшей эффективности работы таких устройств необходимо наличие пользовательского приложения,

которое бы позволяло вести учет показателей, записывать их, отправлять данные о состоянии пациента лечащему врачу. Для таких целей разрабатываются приложения для телемедицины.

Телемедицины является удобным способом коммуникации между врачом и пациентом, такой метод обмена данными позволяет пациенту осуществлять диагностику состояния организма в удобное для него время, не вызывая дискомфорт, и иметь постоянную связь с лечащим врачом, а врачу – иметь постоянный доступ к актуальным данным пациента.

Современный рынок приложений и платформ для телемедицины представляет собой различные сервисы, которые позволяют записаться на прием к врачу или получить расшифровку данных анализа. В таблице 1 приведены основные характеристики существующих платформ для телемедицины [2].

При проведении анализа рынка (данных таблицы 1) был составлен перечень требований, которым должно соответствовать разрабатываемое приложение.

Так как разрабатываемое приложение необходимо для работы конкретного прибора (аппаратного комплекса, позволяющего оценивать диагностически важные показатели по структуре выдыхаемого пациентом воздуха), то, согласно разрабатываемой концепции, плата за данную платформу будет единоразовой при покупке самого устройства.

Таблица 1 – Характеристика приложений для телемедицины

Наименование	Стоимость	Направление	Возможности
Мой доктор	Бесплатное (возможна платная подписка)	Педиатрия, гинекология	Получение консультаций, отправка фотографий, расшифровка результатов анализа
OnDoc	Платная подписка от 1.5 т.р. в месяц	Широкий спектр специалистов	Чат, видеосвязь, запись на прием, ведение карты пациента
Яндекс.Здоровье	Единоразовая плата от 100 до 500 рублей за консультацию	Широкий спектр специалистов	Чат, видеосвязь, ведение медицинской карты, расшифровка результатов

			анализа
МегаФон Здоровье	Устанавливается клиникой, срочная консультация от 500 р.	Широкий спектр специалистов	Консультации врачей, ведение медицинской карты, запись на прием

Разрабатываемое приложение направлено на решение конкретной задачи – работа данными, получаемыми от конкретного устройства, поэтому при разработке концепции приложения было принято решение о создании возможности для пациента общения с тем специалистом, сфера деятельности которого затрагивает хроническое заболевание пациента.

Для обеспечения функций телемедицины в разрабатываемом приложении предусмотрена возможность просмотра профиля лечащего врача, возможность вести с ним переписку в чате, осуществить звонок, а также записаться на прием.

Так как наличие хронических заболеваний предусматривает необходимость приема лекарственных средств, в концепции приложения предусмотрена возможность ведения дневника приема препаратов. На рис. 2 представлены несколько графических интерфейсов пользователя разрабатываемого приложения.

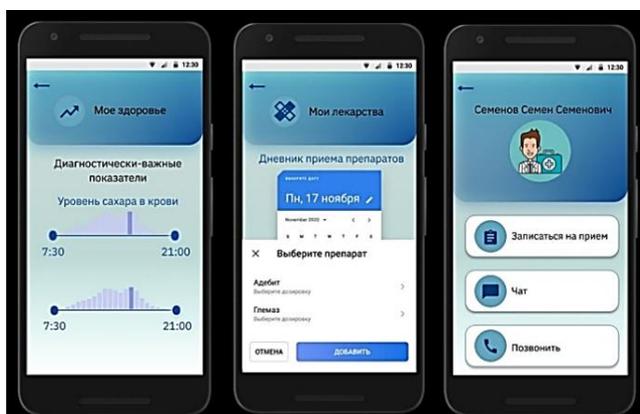


Рис.2 – Концепция разрабатываемого приложения

Использование мобильных приложений для целей телемедицины позволяет экономить пациенту время, а также предоставляет удобные способы коммуникации с лечащим врачом, именно поэтому цифровые информационные технологии в сфере медицины является перспективной областью для дальнейших разработок.

Библиографический список

1. The World Health Organization. Noncommunicable diseases country profiles 2011. WHO. Geneva. 2011. 209 p.
2. Удаленный контроль за здоровьем: 10 сервисов телемедицины// [Электронный ресурс] MHealth. URL: <https://mhealthcongress.ru/ru/article/udalyonniy-kontrol-za-zdorovem-10-servisov-telemeditsini-95375> (дата обращения: 30.10.2020).

УДК 615.47:616-072.7

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ТЕКУЩЕГО СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ БЕРЕМЕННОЙ ЖЕНЩИНЫ

К.А. Крамарь, Е.А. Семенова

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

Рассмотрена автоматизированная система, позволяющая проводить удаленный мониторинг состояния беременной женщины. Предложена обобщенная структурная схема и алгоритм работы.

Ключевые слова: *автоматизированная система, обобщенная структурная схема, алгоритм работы, удаленный мониторинг, беременная женщина*

AUTOMATED SYSTEM TO ASSES THE CURRENT HEALTH STATE OF A PREGNANT WOMAN

K.A. Kramar, E.A. Semenova

Saint Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg

Automated system, which allows remote monitoring of the condition of a pregnant woman is considered. A generalized structure and algorithm of working are proposed.

Key words: *automated system, generalized structure, algorithm of working, remote monitoring, pregnant woman*

Как известно, в настоящее время широкое распространение получают автоматизированные системы и комплексы, которые позволяют проводить удаленный мониторинг состояния здоровья пациентов [1]. Такие системы необходимы для людей, имеющих патологии, которые могут привести к необратимым изменениям или летальному исходу при несвоевременном вмешательстве медицинского персонала. Особенно актуальным удаленный мониторинг становится в условиях тяжелой эпидемиологической ситуации, при которой людям необходимо соблюдать режим самоизоляции и, как следствие, пропускать плановое посещение медицинских учреждений, что в свою очередь может негативно отразиться на течении болезни или общем

состоянии.

Одной из групп людей, которым необходим непрерывный медицинский контроль, являются беременные женщины. Анализ российского рынка показал, что на сегодняшний день не существует системы, которая позволила бы отслеживать состояние беременной женщины вне стен лечебно-профессиональных учреждений. Поэтому актуальным является создание автоматизированной системы, с помощью которой врач сможет отслеживать показатели беременной пациентки в динамике и своевременно реагировать при возникновении критических состояний.

На рисунке 1 представлена обобщенная структурная схема системы удаленного мониторинга состояния беременной женщины. Система состоит из следующих компонентов: сервер, инженер данных, источники знаний, экспертная группа, лечащий врач, персональный компьютер, смартфон, беременная женщина. На начальном этапе инженер данных извлекает информацию из таких источников знаний, как медицинская литература, статьи, методические рекомендации, а также рекомендации экспертной группы в области акушерства и гинекологии. Затем на основании полученной информации формируются логические правила, которые загружаются в базу знаний, хранящуюся на сервере. Также на сервере хранится база данных, в которую поступает вся информация, введенная беременной женщиной в специальном приложении на её смартфоне. При сопоставлении логических правил с введенными беременной женщиной данными, система генерирует рекомендации по мониторингу и прогнозированию текущего состояния. Кроме того, информацию, полученную от беременной женщины, может отслеживать её лечащий врач через персональный компьютер. При обнаружении отклонений в каких-либо показателях, доктор может оперативно связаться с беременной с помощью смартфона, и дать необходимые рекомендации или пригласить на личный осмотр.

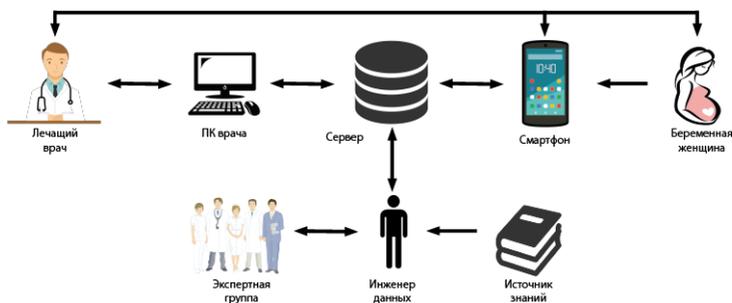


Рис. 1 – Обобщенная структурная схема системы удаленного мониторинга

Поскольку показатели, по которым оценивается состояние беременной женщины, представляют собой большой массив разрозненных данных, использование традиционных методов статистической обработки является

неэффективным. Поэтому для решения медицинских задач, в которых всегда присутствуют условия неочевидности и многофакторности, все чаще используют искусственный интеллект. В связи с этим, в данном исследовании предполагается применить такой метод, как дерево решений. Данный метод обладает свойством наглядности, что позволяет легко проанализировать последовательный многошаговый процесс принятия решения [2].

На рисунке 2 представлен обобщенный алгоритм работы автоматизированной системы удаленного мониторинга состояния беременной женщины, в которой будет представлено несколько уровней вопросов, с ответами разной градации. Исходя из полученных ответов, система будет классифицировать текущее состояние беременной женщины как «нормальное», «состояние, при котором требуется пристальный контроль» или «состояние, при котором требуется госпитализация». При соответствии всех показателей нормальным значениям, состояние будет определяться как «нормальное». При незначительном отклонении одного или нескольких показателей состоянию будет присвоен второй класс, при котором от беременной женщины требуется пристальный контроль и повторная проверка через некоторое время или консультация с лечащим врачом посредством смартфона. При возникновении критических ситуаций, при которых необходима срочная госпитализация, состоянию присваивается третий класс и врачу автоматически отправляется отчет с полной информацией о показателях.

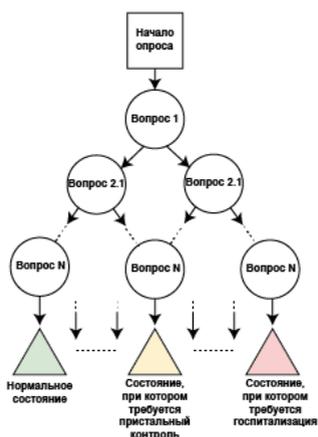


Рис. 2 – Обобщенный алгоритм работы автоматизированного опросника

Предложенная автоматизированная система дает возможность осуществления непрерывного медицинского контроля за основными показателями здоровья беременной женщины, что позволит повысить

эффективность оказываемых медицинских услуг и снизить вероятность возникновения критических состояний.

Библиографический список

1. Дюк В.А., Эмануэль В.Л., Информационные технологии в медико-биологических исследованиях. – СПб.: Питер, 2003. – 528 с.
2. Classification and Regression Trees / L. Breiman et al. – Wadsworth, Belmont, CA, 1984.

УДК 57.087.1

**ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ В КОМПЛЕКСАХ
ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ
СИСТЕМЫ**

Д.Е. Судаков, А.А. Коробов

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

В данной статье рассматривается актуальность применения электроэнцефалографии как части комплекса диагностики и терапии сердечно-сосудистой системы.

Ключевые слова: *электроэнцефалография, сердечно-сосудистая система, регуляция.*

**THE APPLICATION OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY IN THE
COMPLEXES OF DIAGNOSTICS AND THERAPY OF THE
CARDIOVASCULAR SYSTEM**

D.E. Sudakov, A.A. Korobov

Tambov State Technical University, Russia, Tambov

This article examines the relevance of the use of electroencephalography as part of a complex of diagnostics and therapy of the cardiovascular system.

Key words: *electroencephalography, cardiovascular system, regulation.*

Лечебно-диагностический процесс – это взаимодействие врача, обладающего определенным уровнем квалификации, и пациента на этапах сбора информации, постановки диагноза, лечения, обеспечения преемственности, которое осуществляется на основе существующих материально-технических ресурсов и направлено на достижение оптимальных результатов лечения пациента.

В отделениях реанимации и интенсивной терапии используют автоматизированные системы (АС) для помощи врачу при управлении жизненно важными функциями организма или для постоянного интенсивного

наблюдения. Большая часть из них предназначена для индивидуализированного мониторингового наблюдения за витальными параметрами организма, а именно за процессами дыхания и сердечно-сосудистой деятельности организма. Такие системы называют прикроватными или мониторинго-компьютерными системами (МКС) (рисунок 1).

Наиболее распространенный набор мониторируемых кривых включает: электрокардиограмму (мониторное отведение), сигнал для расчета артериального давления, кривую венозного давления, кривую для расчета минутного объема крови, капнограмму, фотоплетизмограмму.

В свою очередь, регуляция деятельности сердечно-сосудистой системы организма человека осуществляется двумя механизмами - внутри самого сердца и в центральной нервной системе, что дает нам возможность применения в МКС электроэнцефалограммы.

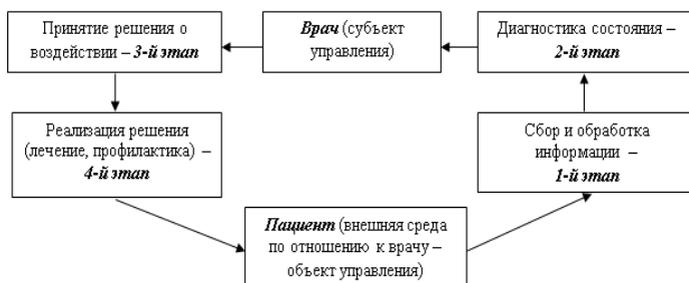


Рис. 1 – Мониторно-компьютерная система

Принципиально нейрогенная регуляция осуществляется посредством сигналов о кровяном давлении, поступающих в центральную нервную систему от нервных окончаний (рецепторов, находящихся в аорте и крупных сосудах). Под действием нервных импульсов, которые посылаются от центральной нервной системы, периферические резистивные сосуды изменяют свой тонус, т.е. сечение и жесткость, и, тем самым, меняется периферическое сопротивление току крови, к тому же изменяется заполняемость тканей кровью.

Согласно классическим представлениям коры головного мозга, гипоталамус, гипофиз, подобно нейроэндокринной регуляции в целом оказывают как бы дополнительно возбуждающее или ингибирующее влияние на вазомоторный центр. Причем эти влияния могут быть постоянными (фоновыми), а также связанными с определенной ситуацией (эмоциональное возбуждение, стресс и т. п.) [19]. Центр сам по себе является автономным, то есть он способен выполнять свою функцию (в основном поддерживать артериальное давление) независимо даже при отключении от него других нервных образований. Обычно они могут менять режим его работы, выполняя функции настройки. При этом нейроны медиальной области

продолговатого мозга могут регулировать сердечно-сосудистую систему и независимо, если организм находится в покое.

Главная роль в контроле над сердечным ритмом принадлежит вегетативной нервной системе. Степень влияния симпатической и парасимпатической нервных систем неравномерна для разных отделов сердца и зависит от иннервации нервными окончаниями этих отделов: в атипичных миоцитах выше концентрация отростков парасимпатической нервной системы, в миокарде желудочков - симпатической системы.

При этом центральный генератор обеспечивает адаптивные реакции ритма сердца в естественных поведенческих условиях, а внутрисердечный позволяет сохранить насосную функцию сердца в критических состояниях (кома, наркоз). Наличие двух дублирующих уровней ритмогенеза обеспечивает надежность и функциональное совершенство системы.

Регистрация мозговой активности человека посредством применения электроэнцефалографии в совокупности с мониторингом сердечно-сосудистой и деятельности организма и расчета частоты дыхания позволит значительно повысить один из наиболее важных параметров при интенсивной терапии, а именно информативность МКС.

Библиографический список

1. Лищук, В.А. Математическая теория кровообращения / В.А. Лищук. – М.: Медицина, 1991. – 256 с.
2. Фролов, С.В. Четырехкамерная модель сердечно-сосудистой системы человека / С.В. Фролов, С.В. Синдеев, В.А. Лищук и др. // Вопросы современной науки и практики. Университет им. В.И. Вернадского. – 2012. №2(40). – С. 51-60.
3. Фролов, С.В. Mathematical modeling of blood flow with partial derivatives in basilar artery bifurcation region / С.В. Фролов, С.В. Синдеев, Д. Липш, А. Балассо // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2014. – №1. – С. 50-58.
4. Лищук, В.А. Система закономерностей кровообращения / В.А. Лищук // Клиническая физиология кровообращения. – 2005. – №4. – С. 14-24.

УДК 612.766.1

МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ «ЗДОРОВАЯ СПИНА» ДЛЯ ФИЗИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ТРАВМ ПОЗВОНОЧНИКА

А.В. Алпатов^{1,2}, М.С. Ашапкина^{1,2}, С.А. Валиуллина³

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.

В.Ф. Уткина», г. Рязань, ²ООО «БИОТЕХПРОДАКТС»², г. Рязань,

³ГБУЗ «НИИ неотложной детской хирургии и травматологии», г. Москва

Рассмотрены принципы организации дистанционной реабилитации с использованием средств объективного контроля физической активности. Предлагается техническое решение по осуществлению поддержки занятий по физической реабилитации в виде мобильного приложения, носимого устройства, контролирующего правильность выполнения упражнений и онлайн-кабинета специалиста.

Ключевые слова: дистанционная реабилитация, лечебная физкультура, упражнения, мобильное приложение, носимое устройство.

MOBILE APP FOR REMOTE PHYSICAL REHABILITATION AFTER SPINE INJURIES

A.V. Alpatov^{1,2}, M.S. Ashapkina^{1,2}, S.A. Valiullina³

¹Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin¹, Ryazan

²LLC BIOTEHPRODAKTS, Ryazan, Clinical and Research Institute of

³Emergency Pediatric Surgery and Traumatology – Moscow Health Department, Moscow

The present paper has considered the principles of the organization for remote monitoring of the physical rehabilitation process with using objective control. The paper has suggested to technical decision for the implementation of physical rehabilitation in the form of a smartphone application, a wearable device that controls of physical exercise performance accuracy and an online specialist office.

Keywords: remote rehabilitation, exercise therapy, exercises, mobile application, rehab device.

Проблема реабилитации в поздний период

Реабилитации в позднем периоде проходит главным образом самостоятельно в домашних условия, что понижает качество выполнения восстановительных упражнений и соответственно результата такой реабилитации. Эта проблема требует внедрение доступных способов физической реабилитации для объективного контроля процесса восстановления пациента в амбулаторный период с помощью дистанционного сопровождения.

Элементы системы дистанционной физической реабилитации

В рамках данной работы [1] была предложена структура построения

системы, включающая три основных взаимосвязанных функциональных элемента:

1. Мобильное приложение, которое должно поддерживать функционал в виде структурированного набора упражнений для суставов, алгоритмов контроля правильности выполнения упражнений и отправки результатов на удаленный сервер.

2. Комплекс упражнений, адаптированный для использования в системе удаленной реабилитации.

3. Онлайн-кабинет для удаленного контроля врачом или тренером ЛФК реабилитационной активности.

Взаимодействие указанных элементов происходит по следующей схеме:

- Реабилитолог проводит очный осмотр, оценивает реабилитационный потенциал пациента и по его результатам составляет комплекс тренировок.

- Пациент загружает из магазина приложений мобильное приглашение, вводит код приглашения и получает доступ к комплексу упражнений, которые загружаются с удаленного сервера.

- Пациент проходит вводный курс, в течение которого учится выполнять упражнения, получает навык использования смартфона в качестве датчика обратной связи.

Данные о правильности выполнения упражнений пересылаются на сервер и отображаются в онлайн-кабинете реабилитолога. Если система видит, что пациент пропускает упражнения и имеет низкий результат по правильности, то формируется сообщение реабилитологу.

Апробация системы

Пилотный прототип системы был развернут на базе НИИ детской хирургии и травматологии г. Москва при содействии Фонд детского доктора Рошалья в рамках проекта «Цифровая физическая реабилитация» для родителей детей в возрасте от 7 до 17 лет с нарушением осанки и травм позвоночника [2]. Основные задачи проекта:

- изучить пользовательский опыт при использовании мобильного приложения для реабилитации;

- получить количественные характеристики успешности траектории реабилитации по данным обратной связи о выполнении упражнений;

- вовлечь родителей в тему удаленной реабилитации;

- повысить доступность реабилитационных технологий для широкого круга семей, столкнувшихся с такими проблемами.

Для проведения апробации при непосредственном участии коллектива авторов, в рамках реализации патента [2], было разработано специальное приложения для системы Android – “Здоровая осанка – упражнения для позвоночника” (рисунок 1).



Здоровая спина - упражнения для позвоночника

Biotechproducts LLC Здоровье и фитнес



Приложение совместимо с некоторыми из ваших устройств.

Установлено

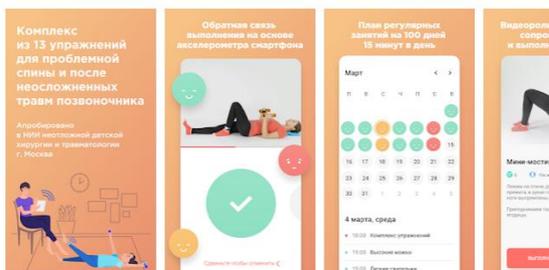


Рис. 1 – Оформление витрины Google Play мобильного приложения «Здоровая спина»

Базовый функционал приложения:

- Реализована возможность контроля выполнения упражнений с помощью датчиков движения смартфона.
- Комплекс упражнений для осанки и неосложненных травм позвоночника. Базовый комплекс для осанки доступен всем желающим.

Индивидуальные комплексы формируются специалистом через онлайн-кабинет.

- Выполнение упражнений сопровождается синхронными видеороликами и голосовыми командами.

Библиографический список

1. Алпатов А.В., Ашапкина М.С., Валиуллина С.А., Новосёлова И.Н. Дистанционная физическая реабилитация в позднем периоде для подростков после травм позвоночника на основе смартфона//Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 75-84.
2. Патент РФ № 2692535 С1, МПК А61В 5/11. Способ реабилитации и восстановления двигательной активности под аудиовизуальным самоконтролем. Авторы: А.В. Алпатов, М.С. Ашапкина. Дата государственной регистрации: 25.06.2019
3. Мобильное приложение «Здоровая спина» [Электронный ресурс] URL: <https://play.google.com/store/apps/details?id=ru.biotechproducts.healthful> (дата обращения 25.10.2020)

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИСПЫТАТЕЛЬНОГО СТЕНДА ДЛЯ БЕСКОЛЛЕКТОРНЫХ ДВИГАТЕЛЕЙ

С.Б. Арзамасцев

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

Основной целью работы является разработка программного управления бесколлекторными двигателями для испытательного стенда.

Ключевые слова: *электропривод, микроконтроллер.*

DEVELOPMENT OF A TEST BENCH CONTROL SYSTEM FOR BRUSHLESS MOTORS

S.B. Arzamastzev

Ryazan state radio engineering University named After V. F. Utkin, Ryazan

The main goal of the work is to develop a software control of brushless motors for the test stand.

Key words: *electric drive, the microcontroller.*

Основная задача системы управления бесколлекторным двигателем - переключать обмотки статора в зависимости от положения ротора.

В настоящее время в коллекторных двигателях коммутация обмоток в необходимый момент происходит за счет коллекторного узла(якоря). В бесколлекторных двигателях коммутацией управляет узел электроники, которым является микроконтроллер.

Для нахождения момента коммутации, контроллер в дополнении может использовать или датчики положения (Датчики Холла) или обратную ЭДС, генерируемую неподключенными обмотками. Датчики положения, как правило, используются в низкооборотистых двигателях, где пусковой момент существенно варьируется или где требуется его высокое значение, а также где двигатель необходим для позиционирования. Управление бесколлекторными двигателями без датчиков используется тогда, когда пусковой момент существенно не изменяется и когда отсутствует необходимость в управлении позиционированием.

На каждой стадии коммутации, обмотка одной фазы подключается к положительному напряжению питания, другая - к отрицательному, а третья - остается неподключенной(свободной). Обратная ЭДС неподключенной фазы в результате пересекает ноль при достижении среднего значения положительного и отрицательного напряжений. Пересечение ноля возникает всегда в центре между двумя коммутациями. На постоянной скорости или незначительно изменяющейся период времени от одной коммутации до пересечения нуля и время от пересечения нуля до следующей коммутации

равны. Это будет использоваться в качестве основы в данной реализации устройства управления без использования датчиков [1].

Для нахождения сигналов обратной ЭДС будем использовать метод виртуальной средней точки, для этого измеряем напряжение на свободной фазе и сравниваем его со средней точкой. При использовании АЦП требуется некоторое время для преобразования, что снижает производительность, поэтому логичнее использовать аналоговые компараторы, нам ведь не нужно знать точное значение АЦП этого сигнала. Компаратор может генерировать прерывание в момент перехода напряжения через среднюю точку, а также выдавать нам необходимый сигнал своего состояния, что нам и будет нужно.

Из проведенного анализа получим принципиальную схему, показанную на (рис. 1).

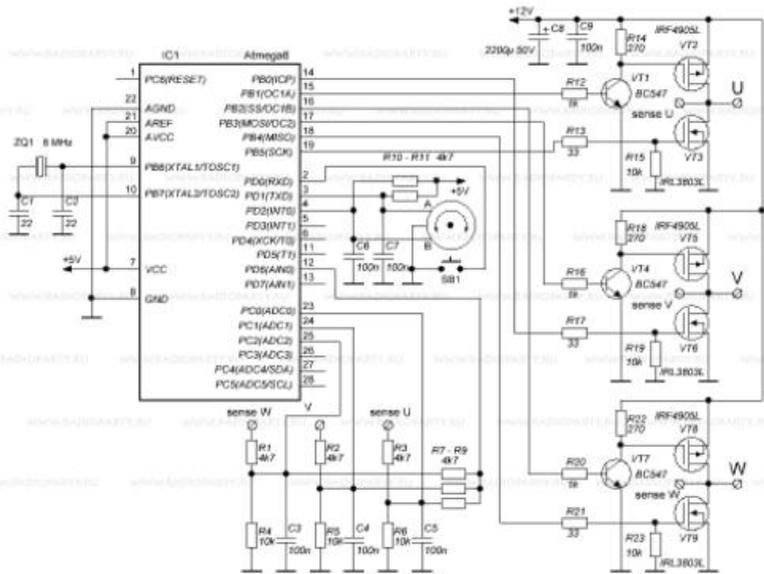
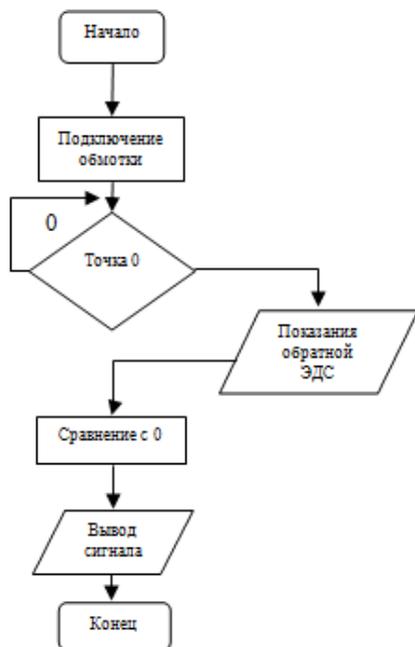


Рис. 1 – Принципиальная схема системы управления

Три ШИМ-канала, OC1A, OC2 и OC1B, управляют верхними ключами (P-канальные MOSFET) мостовой схемы. Это дает возможность управления электрическим током с помощью аппаратных возможностей генерации ШИМ-сигналов при минимальном использовании программных ресурсов. В этом случае управление скоростью выполняется за счет изменения скважности ШИМ-сигнала.

Нижние ключи управляются логическими сигналами, и в нужный момент N-канальные MOSFET подключают обмотку возбуждения к минусу питания или к линии обратной ЭДС подаваемых на верхние и нижние ключи, с направлением вращения по часовой и против часовой стрелки [2].

В результате, получаем необходимые нам алгоритм, изложенный в блок-схеме (Блок-схема. 1).



Блок-схема. 1 – Схема работы системы контроля бесколлекторного двигателя

После составления блок-схемы необходимо написать код программы, для микроконтроллера, который будет выполнять все необходимые функции, затем загрузить ее и получим готовую систему управления бесколлекторным двигателем для испытательного стенда.

Библиографический список

1. Tae-Sung Kim, Byoung-Gun Park, Dong-Myung Lee, Ji-Su Ryu, and Dong-Seok Hyun, A New Approach to Sensorless Control Method for Brushless DC Motors.
2. М.Е. Гольц, А.Б. Гудзенко, В.М. Остреров Автоматизированные электроприводы постоянного тока с широтно-импульсными преобразователями: Энергия, 1972.

ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ МЕДИЦИНСКИХ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ

С.Ю. Жулева

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

Определены классификации медицинских информационных систем. Проведен анализ существующих медицинских информационных систем.

Ключевые слова: медицинские информационные системы.

OVERVIEW OF EXISTING MEDICAL INFORMATION SYSTEMS

S.Ju. Zhuleva

Ryazan State University of Radio Engineering named after academician V.F. Utkin

Classifications of medical information systems are defined. The analysis of existing medical information systems was carried out.

Keyword: medical information systems.

Деятельность медицинских учреждений помимо оказания квалифицированной своевременной врачебной помощи требует автоматизированного учета специализированной информации такой как расписание работы специалистов, запись на прием, сведения о пациентах с полными историями болезни, назначения, а также общую статистику о работе медицинского заведения с возможностью организации сопутствующей документации. В настоящее время эта задача решается с использованием медицинских информационных систем (МИС).

При выборе МИС необходимо определить тип и вид решаемых ею задач (таблица 1), а также оценить уровень МИС по территориальному или федеральному уровню относительно класса рассматриваемых задач и последующей оптимизации их решения в сфере здравоохранения. Оценить уровень сложности системы, исходя из выполняемых задач: однозадачные, предназначенные для обработки данных с выполнением расчетных функций, либо многозадачные системы с внедрением информационно-справочных систем с функциями планирования или экспертные системы для подготовки вариантов решений и выбор из них.

Таблица 1 – Классификация МИС

Вид системы	Решаемые задачи
<i>Информационные</i>	Накопление и хранение разного рода информации (материально-технической, экономической, правовой, научной).
<i>Диагностические</i>	Принятие решений в сложных и спорных ситуациях (постановка диагноза, схема лечения).

<i>Обслуживающие</i>	Обслуживающие медицинскую технику, оценивающие точность измерений жизненно важных медицинских показателей.
----------------------	--

Необходимо отметить, независимо от вида системы, каждая из них должна выполнять следующие функции (рис. 1): поддержку принятия решений (ППР) управленческого уровня; регистрацию пациентов в электронной базе; управление экстренными службами медицинской помощи; заполнение электронных медицинских карт; управление информацией о льготной категории граждан; сведения о диспансеризации; статистический учет разных показателей; электронный документооборот; нормативно-справочная документация и многое другое.



Рис.1 – Схема информационных потоков в МИС

Для реализации вышеизложенного МИС должна быть модульной, с возможностью модификации, доступной для анализа, экономически обоснованной с гибкой системой отчетности.

В настоящее время существуют широкий выбор программных продуктов для использования в медицинских учреждениях. В таблице 2 представлены характеристики существующих МИС.

Таблица 2 – Сравнительные характеристики МИС

Название системы	Назначение	Достоинства	Недостатки
<i>Watson</i>	Когнитивная информационно-диагностическая система.	Удобный интерфейс. Обладает искусственным интеллектом.	Данная система решает только консультационно-диагностические задачи.
<i>MedixCRM</i>	МИС предназначена для использования в	Организация рабочего места. Полный документооборот.	Высоко затратная МИС, требующая доработки для специализированных медучреждений.

	разнообразных медучреждениях.	Конфиденциальность информации.	
<i>ИС: Медицина</i>	Узконаправленная модульная МИС.	Полный документооборот. Возможность создания территориальных МИС, ранжированный доступ пользователей.	Высокозатратная МИС, реализующая одним модулем одну задачу.
<i>Медиалог</i>	Узконаправленная модульная МИС.	Документооборот небольших, частных клиник.	Высокозатратная МИС, реализующая одним модулем одну задачу.
<i>Авиценна</i>	Многофункциональная МИС, предназначенная для использования в разнообразных медучреждениях.	Удобный интерфейс. Возможность модификации под конкретное мед учреждение.	Высокозатратная МИС.

Согласно результатам проведенного анализа, можно сделать вывод о том, что выбор МИС является актуальной проблемой для любого медицинского учреждения, при которой необходимо учитывать решаемые задачи, удобство применения, доступность, универсальность.

Библиографический список

1. Доан Д.Х., Крошилин А.В., Крошилина С.В. Обзор подходов к проблеме принятия решений в медицинских информационных системах в условиях неопределенности // *Фундаментальные исследования*, 2015, № 12–1. – С. 26–30.
2. Жулева С.Ю., Крошилин А.В., Крошилина С.В. Основные направления в задачах поддержки принятия решений в медицинских учреждениях // *Математическое и программное обеспечение вычислительных систем: Межвуз. сб. науч. тр. – Рязань (РГРТУ)*, 2017. – С. 19–21.
3. Обзор медицинских информационных систем [электронный ресурс] <http://symmetria-med.ru/blog/obzor-meditsinskih-informatsionnyh-sistem-mis-v-2020-godu.html> (последнее обращение 10.11.2020).

ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ В ДИАГНОСТИКЕ СКРЫТОЙ ГИПЕРТОНИИ

Ю.И. Локтионова¹, М.А. Михайлова², А.И.Королев², В.А. Дадаева²,
А.Ю. Горшков², О.Т. Ким², Е.В. Жарких¹, А.В. Дунаев¹, А.А. Федорович²,
Е.А.Жеребцов¹

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

² ФГБУ «НМИЦ ТПМ» Минздрава России, Москва, Россия

Рассмотрена возможность применения метода лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) для диагностики скрытой гипертонии. Были выявлены значимые тенденции изменения параметров в группах добровольцев, что говорит о возможности использования метода ЛДФ для принятия решений о дальнейшем дообследовании пациентов на предмет наличия скрытого повышения АД.

Ключевые слова: лазерная доплеровская флоуметрия, маскированная артериальная гипертензия, перфузия крови.

APPLICATIONS OF LASER DOPPLER FLOWMETRY FOR THE DIAGNOSIS OF MASKED HYPERTENSION

Yu.I. Loktionova¹, M.A. Mikhailova², A.I. Korolev², V.A. Dadaeva²,
A.Yu. Gorshkov², O.T. Kim², V. Zharkikh¹, A.V. Dunaev¹,
A.A. Fedorovich², E.A. Zherebtsov¹

¹ Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State
University named after I.S. Turgenev, Orel, Russia

² National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine of
the Ministry of Healthcare of the Russian Federation

The possibility of using the laser Doppler flowmetry (LDF) method for the diagnosis of masked hypertension is considered. Significant trends in changes in parameters between groups of volunteers were identified. This indicates the possibility of using the LDF method to make decisions about the further follow-up of patients for the presence of a hidden increase in BP.

Key words: laser Doppler flowmetry, masked arterial hypertension, blood perfusion.

Маскированная артериальная гипертензия (МАГ) является одним из фенотипов артериальной гипертонии (АГ), ассоциированных с поражением различных органов и развитием сердечно-сосудистых осложнений, являющихся одной из ведущих причин инвалидизации и смертности населения РФ [1]. Заболевание характеризуется нормальным уровнем

артериального давления (АД) на приеме у врача, что определяет трудности диагностики МАГ. В настоящее время единственными методами диагностики МАГ являются домашнее мониторирование АД (ДМАД) и суточное мониторирование АД (СМАД). Таким образом, одной из важнейших задач здравоохранения является снижение сердечно-сосудистого риска путем разработки и внедрения в клиническую практику простых и доступных методов диагностики скрытого повышения АД при диспансерном наблюдении населения. Поэтому целью данной работы явилась оценка возможности использования метода лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) для выявления МАГ.

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

В исследовании приняли участие 80 мужчин в возрасте от 30 до 60 лет (средний возраст 46 ± 8 лет), которые субъективно считали себя здоровыми, не предъявляли никаких жалоб и не принимали лекарственные препараты на постоянной основе. Всем испытуемым после физикального осмотра выполняли ЛДФ на левом предплечье и СМАД. В зависимости от показателей офисного АД и СМАД участники были разделены на три группы в соответствии с рекомендациями Европейского общества кардиологов [4]. В 1-ю группу вошли 29 нормотензивных мужчин (средний возраст 46 ± 8 лет); во 2-ю группу — 27 мужчин с МАГ (средний возраст 45 ± 9 лет); в 3-ю группу — 24 мужчины со стойким повышением АД (средний возраст 48 ± 11 лет).

Уровень перфузии (М) между группами достоверно не различается, но имеется недостоверный тренд к снижению кожной перфузии в группе МАГ относительно 1 группы — 3,09 и 3,69 ($p=0,078$). При анализе амплитуды вазомоций тонусформирующих механизмов, которые отражают вазомоторную активность резистивных артериол, отмечается недостоверный тренд к увеличению амплитуды эндотелиальных вазомоций в группе МАГ в сравнении с группой нормотоников — 0,2 и 0,16 ($p=0,093$). Амплитуды нейрогенных вазомоций достоверно ниже в группе АГ относительно МАГ — 0,13 и 0,2 ($p<0,05$). Амплитуды миогенных вазомоций между группами достоверно не различаются. Пассивные механизмы (дыхательные, пульсовые) также не показали достоверных различий. Отмечается достоверное увеличение вклада эндотелиальных вазомоций. При нормировании вазомоторной активности на уровень перфузии, что отражает вклад механизма модуляции кровотока в тканевую перфузию, отмечается

достоверное увеличение вклада эндотелиального механизма вазомоций в тканевую перфузию в группе МАГ относительно 1 и 3 группы – 5,82 против 4,32 и 3,7, соответственно ($p < 0,05$). Вклад пульсовых колебаний в тканевую перфузию достоверно выше у испытуемых 2 и 3 групп относительно группы контроля – 8,89 и 8,64 против 7,0 ($p < 0,05$). Достоверных различий в перфузионном вкладе остальных механизмов не получено. Для выявления статистически значимых различий применялся тест Манна-Уитни.

У пациентов с МАГ увеличение амплитуды эндотелиальных вазомоций, предположительно, носит компенсаторный характер, направленный на поддержание тканевого гомеостаза на фоне снижения тканевой перфузии. Увеличение вклада пульсовых колебаний в обеих группах гипертоников может быть связано с увеличением уровня АД (скорости распространения пульсовой волны).

Метод ЛДФ может быть полезным инструментом для принятия решения о дальнейшем дообследовании на предмет наличия скрытого повышения АД, что требует дальнейших всесторонних исследований.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-08-01153.

Библиографический список

1. ВОЗ О сердечно-сосудистых заболеваниях, URL: https://www.who.int/cardiovascular_diseases/about_cvd/ru/ (дата обращения 08.11.2020).
2. Daly S., Leahy M. Go with the flow: review of methods and advancements in blood flow imaging / S. Daly, M. Leahy // Journal of Biophotonics – 2013. V. 6. – P. 217 – 255.
3. Крупаткин, А. И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторнотканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей / А. И. Крупатки, В.В. Сидоров. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. – 496 с.
4. Williams B. [и др.]. 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension // European Heart Journal. 2018. (39)

УДК 615.841

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ КАНАЛ ДЛЯ ЦЕЛИ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ

Е.П. Матюхин

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

Рассмотрен мобильный электрокардиографический канал, разработанный на базе микроконтроллера Arduino. Приведено обоснование необходимости использования мобильных кардиорегистраторов в доврачебной практике. Продемонстрированы результаты работы устройства.

Ключевые слова: электрокардиографический канал, электрокардиограф, ЭКГ, датчик, мониторинг.

ELECTROCARDIOGRAPHIC CHANNEL FOR PURPOSE OF REMOTE HEALTH MONITORING

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

Mobile electrocardiographic channel developed on the basis of the Arduino microcontroller are considered. The rationale for the need to use mobile cardioregionators in pre-medical practice are presented. The results of the device operation are demonstrated.

Key words: electrocardiographic channel, electrocardiograph, ECG, sensor, monitoring.

Патологии сердечно-сосудистой системы (далее – ССС) занимают первое место среди причин смертности населения Российской Федерации [1]. Медицинская диагностика для выявления и лечения заболеваний ССС является важнейшей задачей отрасли здравоохранения. В медицинской практике методы электрокардиографии получили широкое применение для диагностики заболеваний ССС, состояния здоровья человека.

Электрокардиография – это метод регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Результатом электрокардиографии является запись электрокардиограммы (далее – ЭКГ).

В случае ухудшении состояния здоровья, например, ассоциированным с жалобами на перебои в области сердца, одышку, слабость при отсутствии медицинского персонала требуется оказание доврачебных диагностических мероприятий и принятия решения о тактике ведения пациента. В настоящее время в большинстве российских семей имеются приборы для самостоятельного измерения артериального давления, температуры тела, а также пульсометры и фитнес-трекеры, определяющие частоту пульса и некоторые другие параметры функционирования ССС человека. В условиях

распространения новой коронавирусной инфекции COVID-19 у населения стали появляться приборы для измерения насыщения артериальной крови кислородом (сатурации) – пульсоксиметры. В доврачебных мерах или в целях удаленного мониторинга также необходимо оценивать состояние ССС по амплитудным и временным параметрам ЭКГ, свидетельствующих об автоматизме, проводимости и возбудимости сердечной мышцы, то есть позволяющих детерминировать ишемию, нарушения сердечного ритма и состояния, требующие специализированной медицинской помощи [2-4].

Регистрация ЭКГ может производиться:

- в специализированном ЭКГ-кабинете, отделении функциональной диагностики стационарным кардиорегистратором;
- в палате стационара мобильным кардиорегистратором;
- на выезде, «на дому» мобильным кардиорегистратором.

В третьем варианте реализуются способы удаленной передачи информации по беспроводным каналам связи, в том числе с использованием сети Интернет. В дальнейшем полезная информация поступает к рабочему месту врача-кардиолога, который может формировать заключение и вносить данные в медицинскую информационную систему, направить данные для дальнейшей работы лицам, оказывающим медицинскую помощь или самому пациенту, осуществляющего регистрацию биопотенциалов сердечной деятельности в качестве мониторинга.

Специализированное техническое и программное обеспечение, средства передачи данных электрокардиографической информации могут иметь высокую стоимость. Но для условий «домашнего» скрининга или удаленного мониторинга состояния здоровья в отсутствии экстренных показаний для оказания специализированной медицинской помощи необходимы простые в использовании, компактные и недорогие технические средства [2-4].

В качестве такого устройства в лабораторных условиях предполагается использование специализированного электрокардиографического канала для регистрации ЭКГ-отведений отведений по Эйнтховену на базе современного микроконтроллера Arduino NANO и получившего широкое распространение датчика AD8232 с использованием специализированного программного обеспечения.

В качестве электродов, подключаемых к конечностям человека (рукам и ногам) можно использовать входящие в комплект круглые электроды «липучки» или специальные скобы со вставкой из токосъемного материала с покрытием Ag/AgCl (см. рис. 1). Для многоразового использования практичнее использовать вариант со скобами.

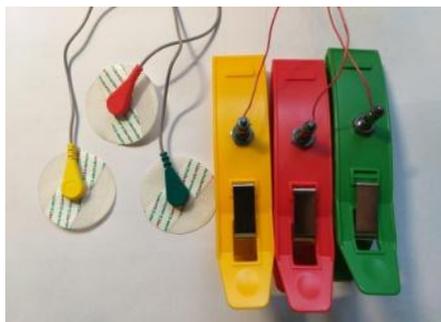


Рис. 1 – Электроды для ЭКГ-канала

Подключение электродов к датчику AD8232, а также указанного датчика к микроконтроллеру Arduino NANO осуществлялось в соответствии со схемой [5]. Программная часть была реализована в среде Arduino. В результате тестирования электрокардиографического канала была произведена запись одного канала – второго стандартного отведения по Эйнтховену (от левой ноги и правой руки) в виде графического представления биоэлектрического сигнала с амплитудным и временным характеристиками (рис. 2), которые отображались на экране персонального компьютера в режиме реального времени.

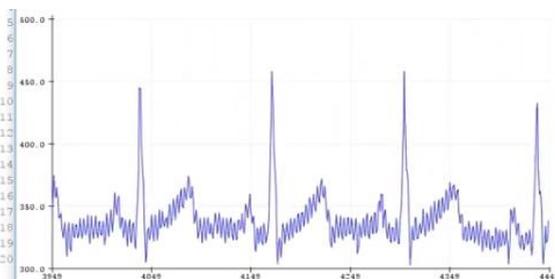


Рис. 2 – Представление биоэлектрического сигнала в окне программы на экране персонального компьютера

Полученные амплитудно-временные параметры биоэлектрического сигнала могут передаваться по общедоступным каналам связи для удаленной диагностики ССС пациента. Качественная запись кардиокомплексов второго стандартного отведения позволяет определить специалисту наличие некоторых видов аритмий, ишемии или инфаркта миокарда.

Полученные результаты демонстрируют работоспособность предложенного мобильного электрокардиографического канала с возможностью удаленной передачи информации по каналам связи. Основные задачи сводятся к совершенствованию алгоритмов обработки сигналов

деятельности сердца, возможности одновременной регистрации трех стандартных отведений ЭКГ для приближения функциональных возможностей мобильного канала к современным приборам ЭКГ (для цели определения позиции и электрической оси сердца), а также автоматизированный анализ временных и амплитудных значений параметров ЭКГ, наличия аритмий или состояний, требующих госпитализации или неотложного лечения.

Библиографический список

1. Статистика смертности по данным Росстат// [сайт]. URL: <https://rosinfostat.ru/smertnost/> (дата обращения 01.11.2020)
2. Матюхин Е.П. Оперативная регистрация и диагностика параметров биологического объекта во время электротерапевтического воздействия // VI Всероссийская научная конференция для молодых ученых, студентов и школьников «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии». – Саратов, 2017. – С. 127-129.
3. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Особенности методов диагностики при мониторинге биологического объекта // XXX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы. Биомедсистемы – 2017». – Рязань, 2017. С. 545-547.
4. Матюхин Е.П., Гуржин С.Г. Оперативная регистрация параметров биологического объекта во время физиотерапевтического воздействия / XXXII Всероссийская научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы. Биомедсистемы – 2019». – Рязань, 2019. С. 561-564.
5. AD8232 // [сайт]. URL: <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html> (дата обращения: 05.11.2020).

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА

УДК 621.372+621.391

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ РАСШИРЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК УЗКОПОЛОСНЫХ ШУМОВЫХ СИГНАЛОВ НА НАЛИЧИЕ МЕЖДУ ЭТИМИ СИГНАЛАМИ СИЛЬНОЙ СКРЫТОЙ КОРРЕЛЯЦИИ

Е.И. Чернов¹, Н.Е. Соболев², А.А. Бондарчук³, Е.Е. Бондарчук³,
Л.Е. Аристархова³

¹ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.

В.Ф. Уткина», г. Рязань,

²АО «Рязанское конструкторское бюро «Глобус», г. Рязань,

³ООО «Институт проблемных разработок», г. Рязань

Определены области характеристик узкополосных шумовых сигналов, соответствующие сильной скрытой корреляции между этими сигналами. В качестве исследуемых сигналов применялись: сигнал на центральной частоте и сумма сигналов на зеркальных частотах, выделенных одновременно из широкополосного ограниченного по полосе шума, в котором преобладал дробовой шум. Анализируемые характеристики: диапазон зеркальных частот и избирательность узкополосных фильтров (полоса спектров узкополосных шумовых сигналов). Методика исследований основана на ранее разработанном авторами методе оценки скрытой корреляции узкополосных шумовых сигналов. Представленные результаты исследований будут интересны научным сотрудникам, инженерам и метрологам, занимающимся цифровой обработкой сигналов и использующими для выделения полезного сигнала из шума метод зеркальных шумовых образов.

Ключевые слова: метод, коэффициент корреляции, шумовой сигнал, спектр, частота, фильтрация

RESULTS OF THE STUDY OF EXTENDED CHARACTERISTICS OF NARROWBAND NOISE SIGNALS FOR THE PRESENCE OF A STRONG HIDDEN CORRELATION BETWEEN THESE SIGNALS

Eugene I. Chernov¹, Nicholas E. Sobolev², Alexander A. Bondarchuk³, Elena E.
Bondarchuk³, Lada E. Aristarchova³

¹Ryazan State University of Radio Engineering, Ryazan,

²Joint-stock company "Ryazan Design Bureau" Globus", Ryazan,

³Limited liability company "Institute of problem developments", Ryazan

The regions of characteristics of narrow-band noise signals corresponding to a strong hidden correlation between these signals are determined. The following signals were used as the studied signals: a signal at the Central frequency and the sum of signals at mirror frequencies that were simultaneously isolated from broadband band-limited noise, which was dominated by shot noise. Analyzed characteristics: the range of mirror frequencies and selectivity of narrow-band filters (the band of spectra of narrow-band noise signals). The research method is based on a previously developed method for estimating the hidden correlation of narrow-band noise signals. The presented research results will be of interest to researchers, engineers and metrologists who are engaged in digital signal processing and use the method of mirror noise images to isolate a useful signal from noise.

Key words: *correlation coefficient, noise signal, spectrum, frequency, filtering.*

Широкое применение в разных областях науки и техники находит корреляционный анализ [1–4]. Существует большое многообразие решаемых задач, требующих разных подходов в оценке корреляционной зависимости случайных сигналов [5–7]. Поэтому проблема нахождения устойчивых корреляционных связей при рассмотрении различных физических явлений является весьма актуальной. В настоящее время достаточно хорошо проработаны вопросы оценки степени корреляции двух случайных процессов (сигналов) [8]. В то же время вопрос о выборе пары сигналов для проверки наличия корреляции между ними (какие сигналы, скорее всего, будут иметь корреляционную зависимость, а на какие и не стоит тратить время на анализ) остается открытым. В работе [9] впервые введено понятие скрытой корреляции и предложен метод оценки скрытой корреляции узкополосных шумовых сигналов. Этот метод разработан специально для определения областей характеристик шумовых сигналов, соответствующих их сильной скрытой корреляции, при которой эффективна новая технология выделения полезного сигнала из шума – метод зеркальных шумовых образов [10-14]. Суть метода зеркальных шумовых образов заключается в одновременном выделении из смеси узкополосного сигнала и широкополосного ограниченного по полосе шума основного сигнала в области спектра полезного сигнала и дополнительных шумовых сигналов на зеркальных частотах относительно центральной частоты полезного сигнала практически за пределом его спектра, с помощью которых формируют сигнал компенсации шума в области спектра полезного сигнала. Это позволяет получать отношения сигнал/шум выше значений, соответствующих узкополосной фильтрации сигналов. В настоящей статье определён диапазон зеркальных частот и избирательность узкополосных фильтров (полосы спектров узкополосных шумовых сигналов), соответствующих сильной скрытой корреляции между сигналом на центральной частоте и суммой

сигналов на зеркальных частотах, выделенных одновременно из широкополосного ограниченного по полосе шума.

Методика проведения исследований

Методика исследований основана на ранее разработанном авторами методе оценки скрытой корреляции узкополосных шумовых сигналов [9]. Суть метода заключается в следующем. Вначале суммарный сигнал Z_2 , сформированный из узкополосных сигналов, выделенных одновременно из широкополосного ограниченного по полосе шума на частотах, зеркальных относительно центральной частоты, аппроксимируют с шагом в один временной отсчёт с использованием суммарного сигнала-реакции Z_1 узкополосных фильтров зеркальных частот на сигнал треугольной формой, полученного вычитанием из ступенчатого сигнала такого же ступенчатого сигнала с временным смещением на один временной отсчёт (в работе (9) в качестве Z_1 применялся сигнал-реакция на ступенчатый сигнал). Это обеспечивается решением системы из n линейных уравнений, i -ое уравнение которой имеет вид:

$$\sum_{j=1}^i a_j Z_1(i+1-j) = Z_2(i) \quad (1)$$

Затем корни системы уравнений (1) используют в качестве коэффициентов при синтезе сигнала W в соответствие с выражением:

$$W(i) = \sum_{j=1}^i a_j Z_3(i+1-j) \quad (2)$$

где Z_3 – сигнал-реакция узкополосного фильтра центральной частоты на сигнал с треугольной формой.

Далее оценивают корреляцию между сигналом на центральной частоте Y_1 и сигналом W . Для этого можно использовать критерий Пирсона. Следует, однако, отметить, что формулу Пирсона обычно применяют для определения линейной связи между двумя случайными переменными. Если же взаимосвязь не линейна, то в общем случае метод Пирсона может не обнаружить взаимосвязи при исследовании временной корреляции. Но в нашем случае исследуемые сигналы совпадают по времени и анализируется близость их текущих значений друг другу. А здесь формула Пирсона применима.

Более точно, чем с использованием формулы Пирсона, о близости (коррелированности) анализируемых сигналов можно судить по разности сигналов:

$$S = Y_1 - W, \quad (3)$$

где S – сигнал ошибки. При этом в качестве количественной оценки скрытой корреляции целесообразно использовать относительную погрешность δ , связанную с отличием сигналов Y_1 , W друг от друга:

$$\delta = (\sigma_S / \sigma_{Y_1}) 100\%, \quad (4)$$

где σ_s , σ_{Y1} – средние квадратичные значения соответственно сигнала ошибки S и шумового сигнала Y_1 , вычисленные за время действия сигнала Y_1 .

Результаты экспериментальных исследований

При экспериментальных исследованиях в качестве широкополосного ограниченного по полосе шума применили массив данных, представляющий собой цифровой эквивалент временного фрагмента реального шумового сигнала. Данный фрагмент сигнала получили следующим образом. Со светодиода на фотоприёмный модуль TSL252R (Texas Instruments, USA) подавали постоянное излучение, основная длина волны которого составляла 619 нм. На указанном модуле формировалось постоянное напряжение 2,04 В. Переменный выходной, т. е. шумовой сигнал модуля усиливался приблизительно в 10^5 раз в полосе частот 20–2000 Гц, а затем оцифровывался с помощью модуля 16-разрядного аналого-цифрового преобразователя Sigma USB (компания ZETLAB, Россия), имеющего частоту преобразования 10 кГц. Следует отметить, что шумовой сигнал в основном представлял собой дробовой шум фототока фотодиода фотоприёмного модуля. Влияние остальных составляющих – тепловой шум динамического сопротивления фотодиода, входного сопротивления операционного усилителя, сопротивления обратной связи и шум операционного усилителя модуля – в общем шуме незначительно.

При эксперименте была выбрана центральная частота, равная 240 Гц. Для выделения узкополосных шумовых сигналов применялись многокаскадные узкополосные цифровые фильтры. Крутизна спада коэффициента передачи для одного каскада – 61 дБ на октаву. О ширине спектра выделенных узкополосных шумовых сигналов судили по количеству (p) каскадов фильтров. Зеркальные частоты были смещены относительно центральной частоты на $\Delta f = 60$ (70, 80, 90, 100) Гц.

Результаты наших исследований для расширенной области отсчётов n_1 и более узкой области отсчётов n_2 узкополосного центрального шумового сигнала представлены в таблице 1.

Таблица 1- погрешности δ_1 , δ_2 в зависимости от p , Δf , n_1 , n_2 .

p	$\Delta f, Гц$	60	70	80	90	100
2	$\delta_1, \%$, $n_1=3000$	0,41	0,14	2,49	2,62	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	0,01	0,032	0,49	1,05	8,41
3	$\delta_1, \%$, $n_1=3600$	0,18	0,65	0,59	0,18	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	0,0014	0,24	0,25	0,0014	> 100

4	$\delta_1, \%$, $n_1=3600$	0,38	0,33 $n_1=3400$	6,61 $n_1=3200$	3,67 $n_1=3300$	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	0,021	0,068	2,68	1,90	> 100
5	$\delta_1, \%$, $n_1=4000$	0,637	0,116 $n_1=4000$	5,45 $n_1=3400$	> 100	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	0,005	0,029	1,68	> 100	> 100
6	$\delta_1, \%$, $n_1=4140$	0,76 $n_1=3200$	4,53 $n_1=3200$	8,64 $n_1=3200$	> 100	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	0,069	2,06	9,39	> 100	> 100
7	$\delta_1, \%$, $n_1=4140$	1,278 $n_1=4000$	4,01 $n_1=3200$	> 100	> 100	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	0,238	1,03	> 100	> 100	> 100
8	$\delta_1, \%$, $n_1=4140$	> 100	> 100	> 100	> 100	> 100
	$\delta_2, \%$, $n_2=2600$	> 100	> 100	> 100	> 100	> 100

Из таблицы 1 следует, что значения погрешностей δ_1, δ_2 зависят как от величины частотного смещения Δf зеркальных частот от центральной частоты, так и от полосы спектров узкополосных шумовых сигналов (избирательности узкополосных фильтров, характеризуемых количеством их каскадов p), а также от анализируемых временных отрезков сигналов, характеризуемых числом временных отсчётов n_1, n_2 .

Если положить, что областям параметров сигналов, соответствующих их сильной скрытой корреляции, соответствуют погрешности δ_1, δ_2 , не превышающие, например, 10%, то тогда получаем следующие предельные значения параметров $p, \Delta f$:

$p=7$ для всех значений остальных параметров;

минимальное значение $\Delta f = 70$ Гц при $p = 7$, а максимальное - 100 Гц при $p = 2$ и $n_2 = 2600$.

Заключение

В результате экспериментальных исследований определены области характеристик узкополосных шумовых сигналов, выделенных одновременно из широкополосного ограниченного по полосе шума, при которых между этими сигналами существует сильная скрытая корреляция, а соответственно может эффективно применяться новая технология выделения полезного сигнала из шума – метод зеркальных шумовых образов.

Библиографический список

1. Komarov I. V., Smolskiy S. M., *Fundamentals of Short-Range FM Radar*, Artech House Publishers; Norwood, MA, 2003. 289 p.
2. Бесов С. С., Ершова Л. С., Лукин А. В., Соколов Ю. А., Хмельницкий Д. В. Определение времени жизни мгновенных нейтронов в размножающих системах методом дифференцирования постоянной спада // *Вопросы атомной науки и техники. Серия Физика ядерных реакторов*. 2014. Вып. 3. С. 94–105.
3. Кремлёвский П. П. Расходомеры и счетчики количества веществ: Справочник: Кн. 2. 5-е изд. / Под общ. ред. Е. А. Шорникова. СПб.: Политехника, 2004. 412 с.
4. Паршин Ю. Н., Фролов И. И. Рекуррентное оценивание амплитудно-фазового распределения при оптимальной пространственной структуре измерений ISSN 1995–4565 // *Вестник РГРТУ*. 2014. № 2. Вып. 48. С. 35–67.
5. Тихонов В. И. *Статистическая радиотехника*. М.: Радио и связь, 1982. 624 с.
6. Козлов В. Л., Васильчук А. С. Применение корреляционной обработки цифровых оптических изображений для решения задач криминалистики // *Приборы и методы измерений*. 2015. Т. 6. № 2. С. 220–229.
7. Макс Ж. *Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях*: Пер. с англ. М.: Мир, 1983. Т. 1. 338 с.
8. Лемешко Б. Ю., Лемешко С. Б., Постовалов С. П., Чимитова Е. В. *Статистический анализ данных, моделирование и исследование вероятностных закономерностей, компьютерный подход*. Новосибирск: Новосибирский государственный технический университет, 2011. 887 с.
9. Чернов Е. И., Соболев Н. Е., Бондарчук А. А., Аристархова Л. Е. Метод оценки скрытой корреляции узкополосных шумовых сигналов // *Измерительная техника*. 2019. № 12. С. 34–39. DOI: 10.32446/0368-1025it.2019-12-
10. Пат. № 2480897 РФ / Е. И. Чернов, Н. Е. Соболев // *Изобретения. Полезные модели*. 2013. № 12.
11. Чернов Е. И., Соболев Н. Е., Степанов В. А. Метод зеркальных шумовых образов // *Измерительная техника*. 2016. № 8. С. 55–60.
12. Чернов Е. И., Соболев Н. Е., Степанов В. А. Алгоритм второго поколения для реализации метода зеркальных шумовых образов // *Измерительная техника*. 2017. № 8. С. 60–63.
13. Чернов Е. И., Соболев Н. Е., Степанов В. А. Реализация метода зеркальных шумовых образов для радиотехнических измерительных приборов и систем // *Радиотехника*. 2019. № 5(6). С. 229–234.
14. Чернов Е. И., Соболев Н. Е., Степанов В. А., Бондарчук А. А. Алгоритм третьего поколения для реализации метода зеркальных шумовых образов для информационно-измерительных систем // *Измерительная техника*. 2019. № 5. С. 57–60. DOI: 10.32446/0368-1025it.2019-5-57-60

УДК 612.8.04:616-71

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ КГР

А.С. Соловьёв, Н.Р. Галузин, А.В. Горбачёв

Научный руководитель – Сидоров К.В., к.т.н., доцент кафедры
автоматизации технологических процессов

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

Рассмотрено описание устройства для регистрации кожно-гальванической реакции (КГР). Описаны структурная и принципиальная схемы. Продемонстрирована работа устройства.

Ключевые слова: КГР, нервная система, вегетативная функция, датчик.

DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR REGISTERING GSR

A.S. Soloviev, N.R. Galuzin, A.V. Gorbachev

Scientific Adviser – Sidorov K.V., Ph.D., Associate Professor
of the Department of Technological Processes Automation
Tver State Technical University, Tver

A description of a device for recording a galvanic skin response (GSR) is considered. The structural and schematic diagrams are described. The device operation is demonstrated.

Keywords: GSR, nervous system, autonomic function, sensor.

В настоящее время при исследованиях, ориентированных на оценку и анализ характеристик реакций человека на различные раздражители, часто применяются разнотипные биомедицинские сигналы его вегетативных функций, например, электродермальная активность (ЭДА). Классифицируют два типа регистрации ЭДА: 1) метод Тарханова – регистрация биопотенциалов на поверхности кожного покрова; 2) метод Фере – регистрация электросопротивления кожи (ЭКС). Сигнал, регистрируемый по методу 2, принято называть кожно-гальванической реакцией (КГР) [1].

Так как характер выделения пота потовыми железами человека является циклическим, то сигналы КГР характеризуются колебательным процессом (характером). При применении метода Тарханова (эндосоматический метод) регистрируется и анализируется показатель электрического потенциала кожи, при применении метода Фере (экзосоматический метод) – показатели проводимости и сопротивления кожи [2].

Экспериментальные исследования, проведенные за несколько прошедших десятилетий, показали, что активность потовых желез отображает отклики человека на различные процессы и раздражители, например, стресс (рис. 1) [3], страх, радость и др. В работе [4] продемонстрирована важная роль «психологической значимости» физического стимула для прогнозирования реакций потовых желез. Сигналы КГР аperiодичны и подвержены

воздействию ряда факторов (возраст, температура тела, влажность воздуха).

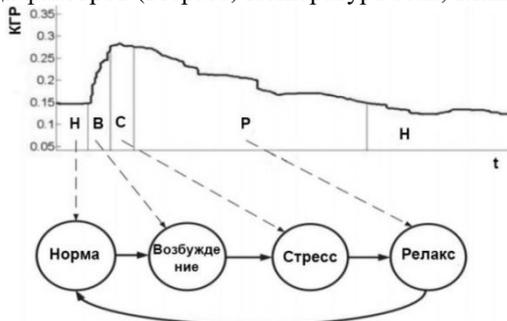


Рис. 1 – Графическая зависимость КГР при мониторинге стресса [3]

Обычно КГР измеряется на участках кожи, имеющих большое количество потовых желез, например, ладонь, пальцы или ступни ног. При активном измерении к двум электродам на теле человека подается постоянное напряжение. Проводимость кожи определяется по закону Ома путем измерения тока. Портативные системы мониторинга КГР позволяют пациентам измерять и анализировать КГР в домашних условиях, тем самым обеспечивая оценку их психофизиологического состояния в любое время [5].

В рамках данной работы поставлена задача разработки портативного устройства для регистрации КГР (рис. 2), которое может использоваться в лабораторных условиях для студентов ТвГТУ.



Рис. 2 – Структурная схема устройства для регистрации КГР

Устройство (датчик) регистрации КГР создано на базе микроконтроллера Arduino UNO R3, на рис. 3 приведена его принципиальная схема.

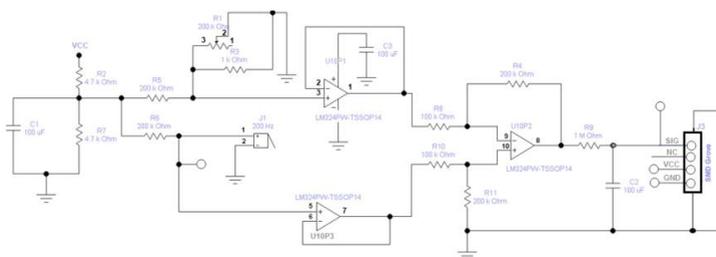


Рис. 3 – Принципиальная схема датчика для регистрации КГР

Программная часть была создана с применением пакета LabVIEW 2020 (рис. 4). Результатом работы устройства является амплитудно-временное представление биомедицинского сигнала КГР (рис. 5).

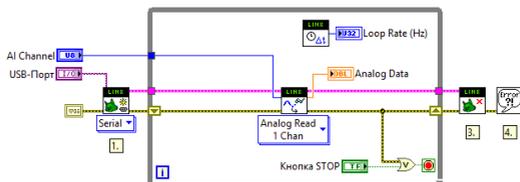


Рис. 4 – Блочная диаграмма в LabVIEW 2020

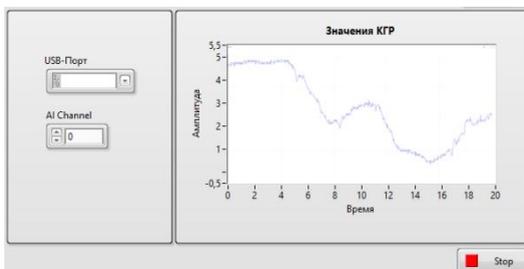


Рис. 5 – Интерфейс программы регистрации КГР

Датчик КГР реагирует на увеличение ЭКС, вследствие выделения небольшого количества пота на анализируемом участке кожи человека, которое может происходить из-за изменения его психофизиологического или эмоционального состояний.

Библиографический список

1. Суходоев В.В. Модифицированная методика измерений и оценки кожно-гальванических реакций человека [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.ipras.ru/cntnt/rus/media/on-layn-bibliote/otdelnie-stati-s/publikacii/stati_sotr/vvsuhodeev.html (дата обращения: 15.10.2020).
2. Психофизиология: Учебник для вузов, 4-е изд. / Под ред. Ю.И. Александрова. СПб: Питер, 2014. 464 с.
3. Monitoring of Arduino-based PPG and GSR signals through an android device // IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). International Student Conference (ISC). 2016. Pp. 1–18.
4. Bernstein A.S., Taylor K.W., Weinstein E. The phasic electrodermal response as a differentiated complex reflecting stimulus significance // Psychophysiology. 1975. Vol. 12. Pp. 158–169.
5. Majumder S., Mondal T., Deen M.J. Wearable sensors for remote health monitoring // Sensors. 2017. Vol. 17, No. 1. Pp. 1–45. doi: 10.3390/s17010130

ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФ

М.Р. Крылов, Н.Р. Галузин, А.В. Горбачёв

Научный руководитель – Сидоров К.В., к.т.н., доцент кафедры
автоматизации технологических процессов

ФГБОУ ВО «Тверской государственной технической университет», г. Тверь

Рассмотрен портативный электромиограф, разработанный на базе микроконтроллера Arduino UNO R3. Приведено описание функциональной схемы устройства. Продемонстрированы результаты работы устройства.

Ключевые слова: электромиография, электромиограф, ЭМГ, датчик.

PORTABLE ELECTROMYOGRAPH

M.R. Krylov, N.R. Galuzin, A.V. Gorbachev

Scientific Adviser – Sidorov K.V., Ph.D., Associate Professor
of the Department of Technological Processes Automation
Tver State Technical University, Tver

A portable electromyograph developed on the basis of the Arduino UNO R3 microcontroller is considered. The functional diagram of the device is described. The results of the device operation are demonstrated.

Keywords: electromyography, electromyograph, EMG, sensor.

В настоящее время широко используются методы электромиографии, применяемые в различных сферах человеческой деятельности, например, при нарушениях двигательных функций в ортопедии и протезировании, в интерфейсе безмолвного доступа, в физиологии труда и спорта, в инженерной психологии (анализ утомления, выработка двигательного навыка), в исследованиях высшей нервной деятельности, в психофизиологии для изучения возрастных особенностей и др. В медицинской практике методы электромиографии получили широкое применение для диагностики различных нервно-мышечных поражений и заболеваний: при туннельных поражениях, полиневропатиях и радикулопатиях [1]; при болезнях мотонейронов спинного мозга и периферических нервов [2].

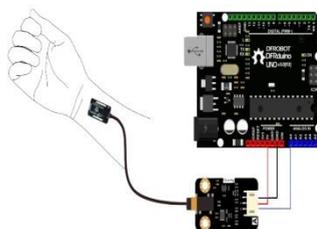
Электромиография – метод исследования биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах человека и животных при возбуждении мышечных волокон [3]. Подобные исследования осуществляются с помощью специализированного устройства – электромиографа, имеющего специальные входы для регистрации электромиограммы. Электромиограмма (ЭМГ) – графическая зависимость (кривая), записанная на бумаге с помощью чернильно-пишущего осциллографа или на магнитных носителях [3].

Современные электромиографы – аппаратно-программные комплексы, в которых аппаратная часть реализует операции взаимодействия с пациентами,

а программная часть нужна для осуществления алгоритмов обработки и анализа биомедицинских сигналов, их последующего отображения и выполнения сервисных функций, которые необходимы для специалистов (врачей-нейрофизиологов) [4]. На отечественном рынке представлены различные типы электромиографов, различающихся функциональными возможностями, габаритами и техническими характеристиками, цена которых варьируется от нескольких десятков тысяч до сотен тысяч рублей и выше. В последние полтора десятилетия широкую популярность приобрели электромиографы на базе современных микроконтроллеров (МК), например, Arduino, Raspberry. Одно из таких популярных устройств – Analog EMG Sensor by OYMotion [5] (рис. 1), сенсор относится к категории неинвазивных сухих индукционных датчиков (напряжение питания – 3,3-5,5 В; рабочее напряжение – 3 В; диапазон обнаружения – $\pm 1,5$ мВ; размер – 22*35 мм).



а – датчик ЭМГ [5]



б – датчик ЭМГ и МК Arduino UNO R3

Рис. 1. – Аппаратная часть одноканального электромиографа

Нами поставлена задача разработки портативного аппаратно-программного комплекса для регистрации ЭМГ, который может использоваться в лабораторных условиях для студентов, обучающихся по направлению биотехнических систем и технологий. В качестве аппаратной части применяется вышеприведённый датчик.

Разрабатываемый портативный одноканальный электромиограф включает функциональные блоки, представленные на рис. 2. Данные от микроконтроллера Arduino UNO R3 к персональному компьютеру (ПК) поступают через канал USB. ПК содержит программное средство для регистрации сигнала ЭМГ, оно выводит результаты на экран ПК в виде графических зависимостей (кривых).

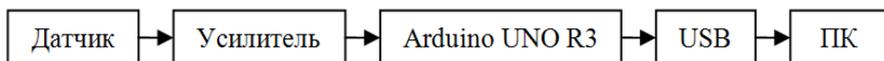
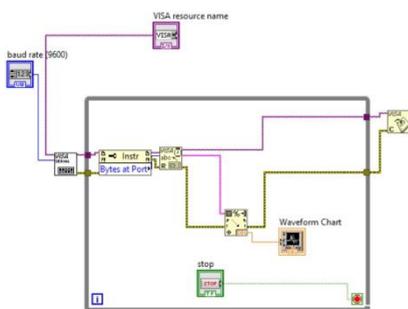


Рис. 2. – Функциональная схема электромиографа

Программная часть (альфа-версия) для портативного электромиографа была создана с применением пакета LabVIEW 2020 (рис. 3, а). Результатом

работы аппаратно-программного комплекса является амплитудно-временное представление биомедицинского сигнала (ЭМГ), который можно анализировать на уровень и период активности в зависимости от вида физических упражнений, выполняемых испытуемым.

Тестирование электромиографа проведено на базе Тверского государственного технического университета. В качестве испытуемых выступили студенты (4 мужчины), в возрасте от 20 до 22 лет. Испытуемые дали свое добровольное согласие на участие в экспериментах. В рамках экспериментов при регистрации ЭМГ испытуемые выполняли движения пальцами, производили напряжение плечелучевой мышцы и комплексные физические упражнения. На рис. 3, б проиллюстрирована графическая зависимость ЭМГ испытуемого при сжатии и разжатии пальцев руки в кулак.



а – блочная схема программы



б – амплитудно-временное представление сигнала ЭМГ

Рис. 3. – Программная часть одноканального электромиографа

Полученные результаты демонстрируют работоспособность предложенного портативного электромиографа. Дальнейшие шаги будут направлены на разработку программных алгоритмов, ориентированных на задачи обработки и анализа сигналов ЭМГ.

Библиографический список

1. Николаев С.Г. Электромиография: клинический практикум. Иваново: ПресСто, 2019. 394 с.
2. Касаткина Л.Ф., Гильванова О.В. Электромиографические методы исследования в диагностике нервно-мышечных заболеваний. Игольчатая электромиография. М.: Медика, 2010. 415 с.
4. Электромиография [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Электромиография> (дата обращения: 15.10.2020).
4. Сахаров В.Л. Аппаратные и программные средства современных электромиографов // Известия ТРТУ. 2006. № 11 (66). С. 120–123.
5. SEN0240 Analog EMG Sensor by OUMotion [Электронный ресурс]. Режим

доступа: https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240 (дата обращения: 15.10.2020).

УДК 616-71:681.785

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ФПГ

А.В. Горбачёв, М.Р. Крылов, А.С. Соловьёв

Научный руководитель – Сидоров К.В., к.т.н., доцент кафедры
автоматизации технологических процессов

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

Предоставлено описание устройства для регистрации фотоплетизмограммы (ФПГ), основанного на регистрации кровяного потока человека. Приведена принципиальная и структурно-функциональная схемы устройства.

Ключевые слова: фотоплетизмография, ФПГ, датчик, кровяной поток.

DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR REGISTERING PPG

A.V. Gorbachev, M.R. Krylov, A.S. Soloviev

Scientific Adviser – Sidorov K.V., Ph.D., Associate Professor
of the Department of Technological Processes Automation
Tver State Technical University, Tver

A description of a device for recording a photoplethysmogram (PPG) based on the registration of human blood flow is presented. The basic and structural-functional diagrams of the device is given.

Key words: photoplethysmography, PPG, sensor, blood flow.

В настоящее время методы фотоплетизмографии широко используются при клиническом мониторинге пациентов в задачах определения частоты сердечных сокращений (ЧСС), величины интенсивности пульсации кровотока, а также в пульсоксиметрах.

В современной медицинской практике в составе диагностических систем мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) широко применяются фотоплетизмографические и сфигмографические измерительные преобразователи (ИП) артериальной пульсации крови [1].

Фрагмент фотоплетизмограммы (ФПГ) (рис. 1) представляет собой периферическую пульсовую волну. Систола – это максимальный момент кровенаполнения сосуда, который соответствует максимуму этой волны, а диастола – минимуму. Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле [2, 3].

На мировом рынке сейчас представлены различные виды новых фитнес-браслетов, которые фиксируют около 200 сигналов. В конструкции браслета

(снизу) предусмотрен мигающий светодиод. Браслеты оснащены системой оповещения о показателях, которые могут синхронизироваться со смартфоном или выведены на дисплей самого браслета. Стоимость таких устройств составляет от тысячи до десятков тысяч рублей.

В рамках данной работы поставлена задача разработки портативного устройства для регистрации и обработки ФПГ, которое можно использовать в лабораторных условиях для студентов ТвГТУ.

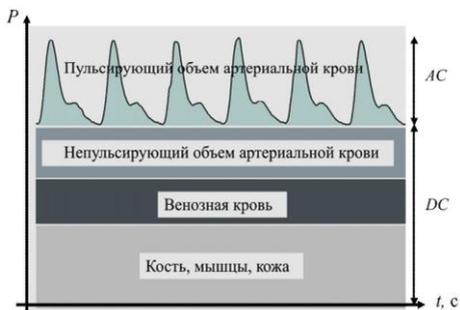


Рис. 1 – Формирование сигнала ФПГ [4]

Предложена структурно-функциональная схема устройства для регистрации и обработки ФПГ (рис. 2). Устройство содержит излучатель, состоящий из светодиода, работающего в инфракрасном диапазоне. Сигнал, проходящий через биологические ткани, поступает на фотоприёмник в датчике. Полученные данные подвергаются фильтрации и усилению для приведения сигнала к амплитудному диапазону АЦП. Далее усиленный сигнал при помощи АЦП преобразуется в цифровой сигнал и поступает на дисплей или хранилище данных.

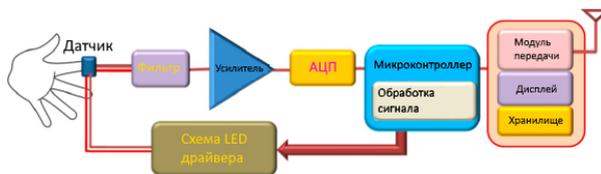


Рис. 2 – Структурно-функциональная схема мониторинга ФПГ

На текущий момент времени предложенная концепция устройства реализована на базе микроконтроллера Arduino UNO R3. Спроектирован и реализован датчик ФПГ, на рис. 3 приведена его принципиальная схема. Проектирование датчика выполнено в среде Multisim 12.0.

Тестирование устройства для регистрации ФПГ проведено на базе ТвГТУ. В качестве испытуемых выступили студенты (4 мужчины), в возрасте от 20 до 22 лет. Испытуемые дали свое добровольное согласие на участие в

экспериментах. В рамках экспериментов при регистрации ФПГ испытуемые находились в состоянии покоя (рис. 4), а также выполняли комплексные физические упражнения. Полученные результаты демонстрируют работоспособность предложенного устройства.

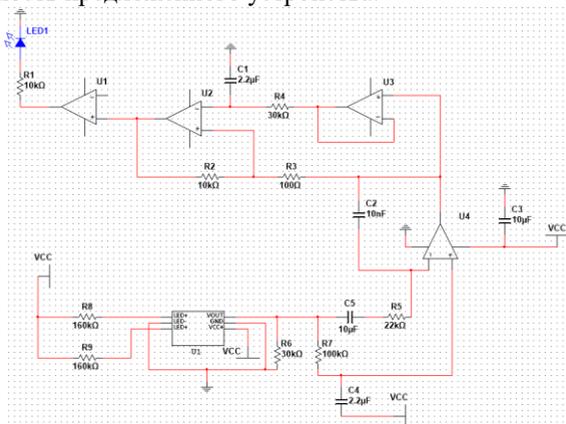


Рис. 3 – Принципиальная схема устройства (датчика) для регистрации ФПГ

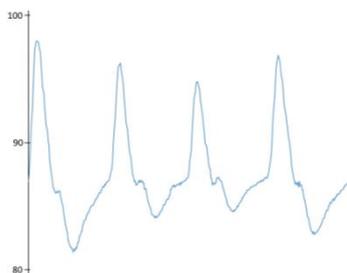


Рис. 4. – График ФПГ (абсцисса – время, сек.; ордината – объем, ус. ед.)

Дальнейшие шаги будут направлены на разработку программных алгоритмов, ориентированных на задачи обработки и анализа сигналов ФПГ.

Библиографический список

1. Федотов А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга: учебное пособие. Москва: Радио и связь, 2013. 250 с.
2. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: Физматлит, 2013. 282 с.
3. Allen J., Overbeck K., Nath A.F. A prospective comparison of bilateral photoplethysmography versus the ankle-brachial pressure index for detecting and quantifying lower limb peripheral arterial disease // Journal of Vascular Surgery.

2008. Vol. 47, No. 4. P. 794–802.

4. Мизева И.А., Думлер А.А., Муравьев Н.Г. Особенности пульсовой волны при хронической артериальной недостаточности нижних конечностей // Российский журнал биомеханики. 2012. Т. 16, № 2 (56). С. 83–94.

УДК 616.12-073.7:616-71

ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ

Н.Р. Галузин, М.Р. Крылов, А.С. Соловьёв

Научный руководитель – Сидоров К.В., к.т.н., доцент кафедры
автоматизации технологических процессов

ФГБОУ ВО «Тверской государственной технической университет», г. Тверь

Рассмотрен портативный электрокардиограф, разработанный на базе датчика AD8232 и микроконтроллера Arduino. Продемонстрированы результаты работы устройства.

Ключевые слова: электрокардиография, электрокардиограф, ЭКГ, датчик.

PORTABLE ELECTROCARDIOGRAPH

N.R. Galuzin, M.R. Krylov, A.S. Soloviev

Scientific Adviser – Sidorov K. V., Ph.D., Associate Professor

Of the Department of Technological Processes Automation

Tver State Technical University, Tver

A portable electrocardiograph developed on the basis of the AD8232 sensor and the Arduino microcontroller is considered. The results of the device operation are demonstrated.

Keywords: electrocardiography, electrocardiograph, ECG, sensor.

При диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы человека широко применяются методы электрокардиографии. Текущие методы предоставляют возможности по выявлению нарушений ритма сердца и проводимости, обнаружению признаков коронарной недостаточности и гипертрофии различных отделов сердца [1]. Подобные исследования осуществляются с помощью специализированных устройств – электрокардиографов, которые позволяют проводить регистрацию биопотенциалов поверхности тела при помощи специальных электродов (электрокардиографические электроды). Результатом работы электрокардиографа является электрокардиограмма (ЭКГ) (рис. 1) – графическое отображение электрических процессов в миокарде человека [2].

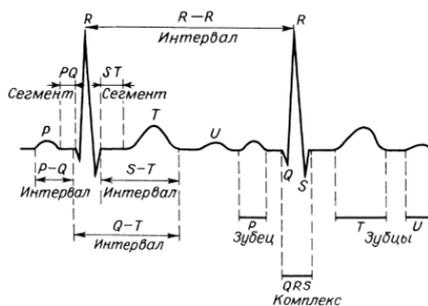


Рис. 1. – Компоненты сигнала ЭКГ [2]

На отечественном рынке представлены различные типы электрокардиографов, различающихся функциональными возможностями и техническими характеристиками, цена которых варьируется от десятков до сотен тысяч рублей и выше. Нами поставлена задача разработки портативного аппаратно-программного комплекса для регистрации ЭКГ (рис. 2), который может использоваться для студентов ТвГТУ, обучающихся по направлению биотехнических систем и технологий.

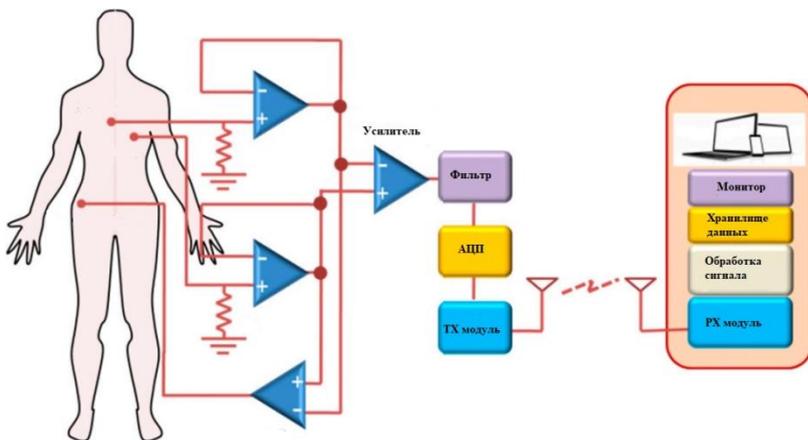


Рис. 2. – Функциональная схема электрокардиографа

Для создания одноканального портативного электрокардиографа использовался датчик AD8232 [3] и современный микроконтроллер Arduino UNO (рис. 3).

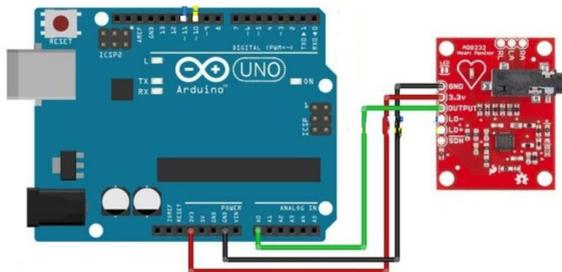


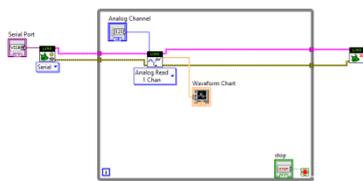
Рис. 3. – Аппаратная часть одноканального электрокардиографа [4]

В комплект датчика входят три электрода, подключающиеся к текущему модулю через специальный разъем. Электроды закрепляются на конечностях человека (испытуемого) следующим образом: желтый электрод RL – правая нога; красный электрод RA – правая рука; зеленый электрод LA – левая рука. Подключение к микроконтроллеру Arduino выполнено в соответствии с выводами датчика AD8232 [3].

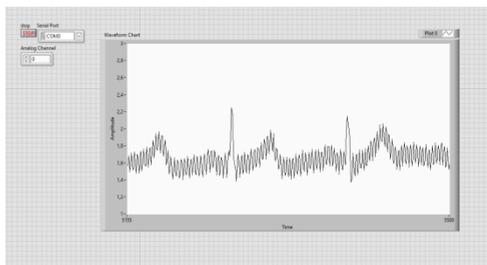
Программная часть (альфа-версия) для портативного электрокардиографа была создана с применением пакета LabVIEW 2020 (рис. 4, а). Результатом работы аппаратно-программного комплекса является амплитудно-временное представление биомедицинского сигнала.

Данные от микроконтроллера Arduino к персональному компьютеру (ПК) поступают через канал USB. ПК содержит программное средство для регистрации сигнала ЭКГ, оно выводит результаты на экран ПК в виде графических зависимостей.

На рис. 4, б проиллюстрирован сигнал ЭКГ испытуемого в покое.



а – блок-схема программы



б – амплитудно-временное представление сигнала ЭКГ

Рис. 4. – Программная часть одноканального электрокардиографа

Полученные результаты демонстрируют работоспособность предложенного портативного электрокардиографа. Дальнейшие шаги будут направлены на разработку программных алгоритмов, ориентированных на задачи обработки и анализа сигналов ЭКГ.

Библиографический список

1. Основы клинической электрокардиографии: учебное пособие / Под редакцией проф. И.Г. Меньшиковой. Благовещенск, 2010. 112 с.
2. Синьков А.В., Синькова Г.М. Анатомо-физиологические основы ЭКГ: учебное пособие. Иркутск: ИГМУ, 2015. 15 с.
3. AD8232: Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End Data Sheet (Rev. D) [Электронный ресурс]. Режим доступа: www.analog.com/AD8232 (дата обращения: 15.10.2020).
4. Подключение датчика сердечного ритма AD8232, кардиограмма на Arduino [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.electronic52.in.ua/proekty-arduino/arduino_ad8232 (дата обращения: 15.10.2020).

УДК 616-71

ОБЗОР МЕТОДОВ И УСТРОЙСТВ КАЛИБРОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ГАЗОАНАЛИЗАТОРОВ ПО ВОДОРОДУ И МЕТАНУ

О.С. Медведев¹, Н.И. Фадеев²

¹Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова (МГУ имени М.В.Ломоносова), г. Москва

²Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана (МГТУ им. Баумана), г. Москва

Рассмотрены существующие устройства калибровки газоанализаторов и сформулированы их недостатки. Рассмотрены известные методы и устройства приготовления поверочных газовых смесей (ПГС) для водород-метановых тестов, их ограничения и преимущества. Предложены наиболее эффективные способы приготовления ПГС по водороду и метану для реализации устройства калибровки медицинских водород-метановых тестов.

Ключевые слова: калибровка, устройство калибровки, ПГС, водород, метан, водород-метановые дыхательные тесты, медицинские газоанализаторы.

OVERVIEW OF METHODS AND DEVICES FOR CALIBRATION OF HYDROGEN/METHANE BREATH TEST

O.S. Medvedev¹, N.I. Fadeev²

¹Lomonosov Moscow State University

²Bauman Moscow State Technical University (BMSTU, Bauman MSTU), Moscow

The existing devices for the calibration of gas analyzers are considered and their disadvantages are formulated. The actual methods and devices for preparing calibration gas mixtures (CGM) for hydrogen-methane tests, their limitations and advantages are considered. The most effective methods for the preparation of gas mixtures for the calibrating device for hydrogen/methane breath test are proposed. Key words: calibration, calibrating device, calibration gas mixture, hydrogen, methane, hydrogen/methane breath test, breathing monitor.

Не так давно колонии бактерий в желудочно-кишечном тракте были признаны отдельным органом, деятельность и здоровье которого напрямую влияет на здоровье всего организма человека. Например, в исследовании [1] показано как бактерии метаногены способны влиять на риск развития болезни Альцгеймера. Или исследование [2], в котором продемонстрировано, что развитие ожирения связано с увеличением численности организмов *M. smithii*. Кишечная микробиота в процессе своей жизнедеятельности, кроме всего прочего, выделяет метан и водород, которые в последствии всасываются в кровь и выводятся через легкие. Причем между бактериями водород и метан- продуцентами существует симбиотическая связь, поскольку для генерации метана, метаногенами используется водород, вырабатываемый соседями по кишечнику [3]. Установлено, что единственным источником этих газов в организме является кишечная микробиота [4]. Поэтому по соотношению и концентрациям метана и водорода в выдыхаемом воздухе можно судить о состоянии кишечной микробиоты.

В медицинской практике давно используются газоанализаторы определяющие в человеческом выдохе концентрации водорода и метана. По их показаниям диагностируются следующие патологии: нарушение переваривания углеводов (лактазная недостаточность, сахарозо-изомальтазная недостаточность); нарушение всасывания углеводов (мальабсорбция фруктозы, мальабсорбция глюкозы-галактозы); синдром избыточного бактериального роста в тонкой кишке (СИБР); экзокринную панкреатическую недостаточность; цирроз печени; констипацию; целиакию и др[5].

На сегодня существенной проблемой использования газоанализаторов в практике является их непростое обслуживание. В частности, ежемесячная или даже ежедневная калибровка газоанализаторов необходимая для сохранения их метрологических характеристик [6].

Наиболее известный способ калибровки заключается в использовании баллонов с ПГС - поверочных газовых смесей (как правило, промышленного изготовления), содержащих фиксированную концентрацию определяемых компонентов. Поскольку при работе в различных концентрационных

диапазонах необходимо иметь широкий выбор калибровочных смесей, использование указанного способа связано с существенными неудобствами, такими как ограниченное количество точек на калибровочной зависимости, влияющее на точность анализа, повышенные требования к безопасности хранения и использования баллонов, что затрудняет автоматизацию и создает серьезный барьер при внедрении газоанализаторов в массовое индивидуальное использование. Кроме того, концентрация компонентов в баллонах с ПГС может меняться со временем из-за утечек или химического взаимодействия [7].

В качестве устройств для приготовления ПГС могут служить устройства смешивающие потоки стандартных образцов газов из баллонов – генераторы разбавители, например генератор газовых смесей ГГС-03-03 [8]. Они позволяют производить из исходной ПГС смеси с меньшей концентрацией, путем разбавления, тем самым сократить количество баллонов с ПГС.

Генераторы в комплекте с источниками микропотоков (ИМ) газов, например Генератор ГДП – 102 [9], так же используются в системах приготовления ПГС. Источники микропотока представляют собой сосуды с проницаемыми стенками, заполненными чистым веществом (сжиженным газом или жидкостью). При обдувании газом-разбавителем вещество диффундирует в поток газа с постоянной скоростью.

Серьезным недостатком современных калибровочных устройств типа генераторов газовых смесей и генераторов с источником микропотоков является применение в них баллонов с ПГС.

На рынке существуют устройства типа УК – 01, которые позволяют получить ПГС (по водороду) в результате смешивания фиксированного объема воздуха с заданным количеством газообразного водорода, выделяемого в химической реакции растворения металлического цинка в разбавленной серной кислоте $Zn + H_2SO_4 \rightarrow ZnSO_4 + H_2$ [10]. Процесс приготовления ПГС, включает в себя сложную ручную процедуру взвешивания навески металлического цинка на аналитических весах. Подобные устройства не используют баллоны с ПГС, однако они несколько не решают проблем упрощения и автоматизации процесса калибровки для конечного пользователя.

На основании вышеизложенных соображений возникает задача создания калибровочного устройства по водороду и метану, которое позволит отказаться от баллонов с ПГС, упростить, автоматизировать процесс калибровки и одновременно иметь возможность интеграции в портативные медицинские водородно-метановые тесты.

Рассмотрим существующие принципы и разработанные устройства получения и использования водорода в качестве целевого газа в поверочных газовых смесях.

Известен способ изготовления смесей с помощью процессов электролиза воды $2\text{H}_2\text{O} \rightarrow 2\text{H}_2\uparrow + \text{O}_2\uparrow$ (Рисунок 1). Электролизеры делятся на щелочные, в которых электролиз происходит в растворе, и твердотельные, которые в свою очередь подразделяются на твердооксидные электролизеры (на основе диоксида циркония) и электролизеры с твердым полимерным электролитом (ТПЭ) [11].

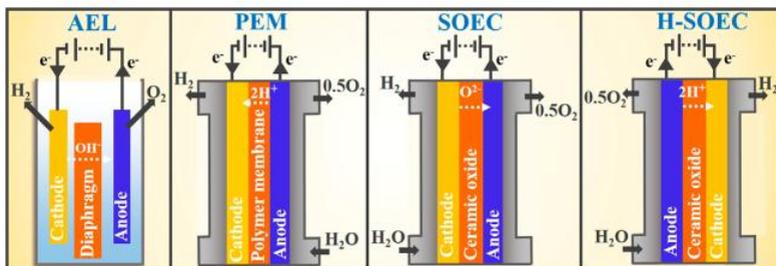


Рис. 1 – Получение водорода в электролизерах различных типов AEL – щелочной электролизёр; PEM – твердый полимерный электролизер; SOEC/H-SOEC – твердооксидный электролизёр [12].

Устройство калибровки по водороду [13] в основе которого лежит электролиз раствора обладает рядом недостатков, связанных с возможным разбрызгиванием и попаданием капель жидкости в газовые коммуникации, загрязнением получаемой газовой смеси парами электролита.

Авторами калибровочного устройства [14] предлагается синтез водорода с применением твердооксидного электролизера, в котором по сравнению с жидкостным электролизером улучшены механическая стабильность, надежность и удобство подключения к газовой системе, а также отсутствует необходимость периодического пополнения электролита. При этом электролизер функционирует при повышенных температурах (800-1000°C), что исключает риск его отравления выделяющимся монооксидом углерода, однако создает ограничения на портативность конечного устройства.

Калибрующее устройство [15] для генерации водорода использует твердотельный полимерный электролит (SPE electrolytic cell [15]), а значит функционирует на более низких температурах, однако высокая стоимость твердотельных полимерных электролитов вносит существенные ограничения в коммерческое применение таких систем [11].

Существует метод контролируемого получения водорода из гидридов с помощью реакции гидратации $\text{MnH} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{M}(\text{OH}) + \text{H}_2\uparrow$. Этот метод использован в калибровочном устройстве [16] (Рисунок 2). Основным

недостатком данной реализации является наличие малодоступных расходных материалов, а также сложная автоматизация процесса получения ПГС.

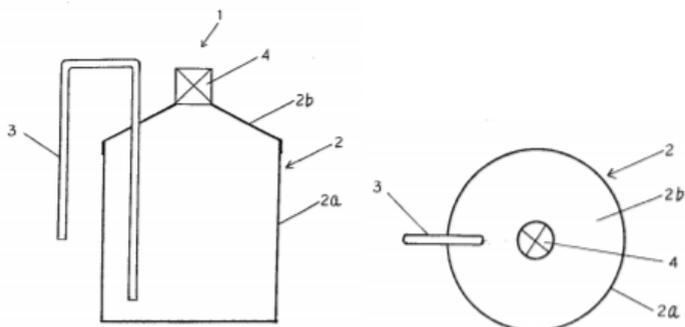


Рис. 2 – Устройство калибровки по водороду, где 3 – трубка подачи жидкости; 2 – герметичная ёмкость; 4 – газовый сенсор [16]

Энергоаккумулирующие вещества такие как железо, алюминий, магний, кремний и другие позволяют получить водород в реакциях с водой. Так для алюминия: $Al + 3H_2O \rightarrow Al(OH)_3 + 1.5H_2$, на один моль водорода требуется 18 г Al + и 36г H₂O. Реакция Al с H₂O является экзотермической, $\Delta H_0 = - 418$ кДж/моль, то есть подвода энергии извне не требуется. Однако следует отметить, что выпускаемые промышленностью порошки Al взаимодействуют с H₂O очень медленно, причем реагирует всего 20-30 % масс., после чего скорость процесса падает почти до нуля [11].

На современном рынке существует лаконичное решение проблемы контролируемой генерации водорода. Фирма Varta занимается производством элементов питания при разряде которых образуется водород, последний в свою очередь выделяется сквозь отверстия в корпусе батареи (Рисунок 3). Чистота получаемого водорода составляет 99.99% [17].

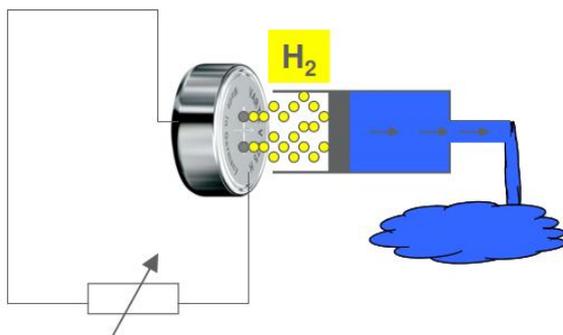
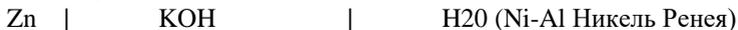


Рис. 3 – Иллюстрация работы батареи [17]

Данная электрохимическая система имеет вид:



При этом водород образуется в реакции $2\text{H}_2\text{O} + 2e \rightarrow \text{H}_2 + 2(\text{OH}^-)$ на катоде, и диффундирует через перфторуглеродную (PTFE) мембрану [18].

Рассмотрим существующие принципы и разработанные устройства получения и использования метана в качестве целевого газа в ПГС.

Существует ряд способов получения метана. Например получение метана из простых веществ $\text{C} + 2\text{H}_2 \rightarrow \text{CH}_4$ или из синтез газа $\text{CO} + 3\text{H}_2 \rightarrow \text{CH}_4 + \text{H}_2\text{O}$ требуют определённых, тяжело осуществимых в портативных устройствах условий. В тоже время известны способы получения метана в лабораторных условиях, например, при нагревании смеси ацетата натрия с гидроксидом натрия $\text{CH}_3\text{COONa} + \text{NaOH} \rightarrow \text{Na}_2\text{CO}_3 + \text{CH}_4$ или гидролизе карбида алюминия $\text{Al}_4\text{C}_3 + 12\text{H}_2\text{O} \rightarrow 4\text{Al}(\text{OH})_3 + 3\text{CH}_4$.

Кроме этого, известен способ получения метана с использованием электролитических ячеек (щелочных или твердотельных электролизеров) основанный на реакции Фишера – Тропша (Рисунок 4)[12]. Однако это скорее промышленный способ получения метана, содержание которого тяжело контролировать.

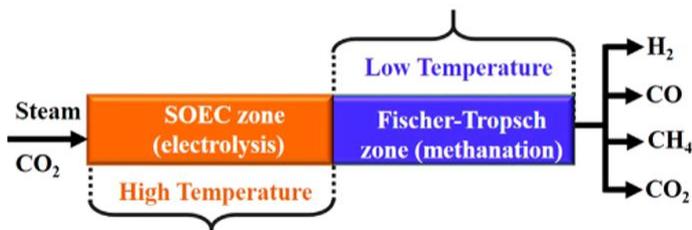


Рис. 4 – Структурная схема процесса синтеза метана из промышленных выбросов CO₂ [12]

Патент [19] предлагает систему самокалибровки по метану для инфракрасных сенсоров. Суть заключается в пропускании светового потока инфракрасного излучения по оптоволокну через камеру с известной концентрацией метана с последующим направлением светового потока на калибруемый датчик. Основное преимущество такого способа — это отсутствие расходных материалов для проведения калибровки. Однако система применима только для инфракрасных датчиков метана.

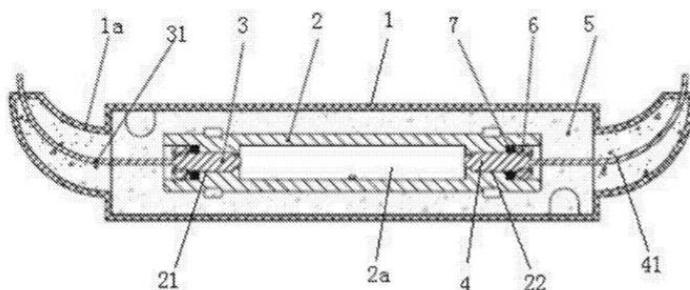


Рис. 5 – Устройство самокалибровки, где 31 – оптоволокно; 3,4 – коллиматоры; 2,2а – газодерживающие камеры [19]

Таким образом, наиболее перспективными из всех рассмотренных методов и устройств являются способ приготовления ПГС по водороду с помощью специализированных генераторов водорода в виде элементов питания и способ калибровки ИК датчиков метана с помощью конструкции состоящей из оптического волокна и прозрачной газовой камеры. В совокупности эти методы найдут применение в устройстве калибровки водород-метановых тестов, позволят автоматизировать процесс обслуживания и эксплуатации последних, сделав медицинские газоанализаторы более доступными.

Библиографический список

1. C. Chen, E. H. Ahn, S. S. Kang, X. Liu, A. Alam, K. Ye, Gut dysbiosis contributes to amyloid pathology, associated with C/EBP β //AEP signaling activation in Alzheimer's diseasemouse model. *Sci. Adv.* 6, eaba0466 (2020).
2. Mathur R., Kim G., Morales W. et al. Intestinal Methanobrevibacter smithii but not total bacteria is related to diet-induced weight gain in rats // *Obesity (Silver Spring)*. 2013. Vol. 2 (4). P. 748–754.
3. Stadtman T. Methane fermentation // *Annu. Rev. Microbiol.* 1967. 21. P. 121-142
4. Шендеров Б.А. Медицинская микробная экология и функциональное питание: в 3 т. Т. 1. Микрофлора человека и животных и ее функции. М.: ГРАНТЬ, 1998. 288 с , Simren M., Stotser P.-O. Use and abuse of hydrogen breath tests // *Gut*. 2006. 55. P. 297-303.
5. Marina A.Dmitrienko, Igor E. Jahatspanian CHOICE OF DETECTORS FOR HYDROGEN-METHANE BREATH TEST Association of Medicine and Analytics, Co Ltd, 17 linia V.O., 4-6, St Petersburg, 199034, Russia St. Petersburg State Institute of Technology (Technical University), Moskovsky Pr., 26, St

Petersburg, 190013, Russia ITMO University, pr. Kronverksky, 49, St. Petersburg, 197101, Russia

6. Электронный ресурс: https://fan-gmbh.de/wp-content/uploads/documents/lactofan2_manual.pdf дата обращения 23.10.2020
7. Патент RU2661074C1 Россия // “Способ изготовления смесей для калибровки газоаналитического оборудования с использованием твердотельного электролизера” // Колотыгин Владислав Андреевич (RU) // G01N 30/04 // Подача: 2017.07.17 Публикация: 2018.07.11 Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт физики твердого тела Российской академии наук (ИФТТ РАН) (RU)
8. Электронный ресурс: https://www.gasdetecto.ru/files/330/GGS-03-03_generator_gazovyh_smesei_RE.pdf дата обращения 23.10.2020
9. Электронный ресурс: https://www.analitpribor-smolensk.ru/products/poverka_gazoanalizatorov/gdp102_generator_gazov/ дата обращения 23.10.2020
10. Электронный ресурс: <https://www.gasdetecto.ru/files/330/uk-01-ustrojstvo-dlya-gra.pdf> дата обращения 23.10.2020
11. В.Н.Фатеев Получение водорода электролизом воды НИЦ «Курчатовский институт», 123182, Москва, пл.Академика Курчатова, д.1
12. Saheli Biswas, Aniruddha P. Kulkarni, Sarbjit Giddey and Sankar Bhattacharya // A Review on Synthesis of Methane as a Pathway for Renewable Energy Storage With a Focus on Solid Oxide Electrolytic Cell-Based Processes
13. Патент РФ 2143681, кл. G01N 30/04, 1999
14. Патент RU2661074C1 Россия // Способ изготовления смесей для калибровки газоаналитического оборудования с использованием твердотельного электролизера // Колотыгин Владислав Андреевич (RU) // G01N 30/04 Подача: 2017.07.17 Публикация: 2018.07.11 Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт физики твердого тела Российской академии наук (ИФТТ РАН) (RU)
15. Патент CN110441474 Китай // PORTABLE HYDROGEN AND OXYGEN CALIBRATION DEVICE AND METHOD // G01D21/02 Подача: 2019-07-15 Публикация: 2019-11-12
16. Патент JP2008224643 Япония // CALIBRATING DEVICE FOR HYDROGEN GAS SENSOR, AND CALIBRATION METHOD OF HYDROGEN GAS SENSOR USING IT // Подача: 2007-03-13 Публикация: 2008-09-25
17. Электронный ресурс : <https://www.varta-microbattery.com/en/products/hydrogen-generator-cells> дата обращения 23.10.2020

18. Патент DE3532335A1 Германия Galvanische zelle zur entwicklung von wasserstoff bzw. Sauerstoff // G01N27/302 Подача: 1985-09-11 Публикация: 2001-06-05

19. Патент CN107238580A Китай Self calibration air chamber and distribution type fiber-optic methane sensing system // G01N21/39 Подача: 2017-06-06 Публикация: 2017-10-10

УДК 616-71

ИНФРАКРАСНЫЙ БЕСКОНТАКТНЫЙ ТЕРМОМЕТР

И.С. Шарипов

ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье рассматривается принцип работы бесконтактного инфракрасного термометра. Предлагается структурная схема инфракрасного термометра для упрощения измерения температуры пациентов во время инфекций.

Ключевые слова: инфракрасный термометр, бесконтактное измерение.

INFRARED NON-CONTACT THERMOMETER

I. S. Sharipov

Ufa state aviation technical University, Ufa

This article discusses the principle of operation of a non-contact infrared thermometer. A block diagram of an infrared thermometer is proposed to simplify the measurement of patients temperature during infections.

Key word: infrared thermometer, non-contact measurement.

Инфракрасный термометр представляет собой прибор, предназначенный для бесконтактного измерения температуры тела. Принцип действия основан на измерении мощности теплового излучения объекта преимущественно в диапазонах инфракрасного излучения и видимого света [1].

Чтобы оставаться здоровыми, необходимо следить за температурой тела. Инфракрасный термометр может измерять температуру бесконтактно, что помогает облегчить распространение контактной инфекции. Этот вопрос очень актуален во время распространения пандемии COVID-19.

В данной статье предлагается структурная схема инфракрасного термометра, которая приведена на рис.1[2].

Входной сигнал, проходя через оптическую линзу, попадает в аналоговый инфракрасный датчик температуры. Далее данные с датчика температуры поступают в аналоговый усилитель, где происходит усиление сигнала до необходимого уровня для измерения. Усиленный сигнал

обрабатывается микроконтроллером для выдачи конкретного значения температуры пациента. Вычисленный результат отображается на ЖК-дисплее. Об окончании измерения сообщает звуковой сигнал через динамик и световое освещение в виде светодиода. Также предусмотрена клавиатура для включения/выключения устройства, для начала измерения температуры. При необходимости сохранения измеренных значений можно подключить карту памяти. Блок питания представляет собой батарею, чтобы обеспечить портативность и удобство измерения термометра.



Рис. 1 – Структурная схема инфракрасного бесконтактного термометра с аналоговым инфракрасным датчиком температуры

Для увеличения точности измерения аналоговый инфракрасный датчик температуры заменяют на цифровой инфракрасный датчик температуры, что также позволяет уменьшить время измерения температуры (рис.2).

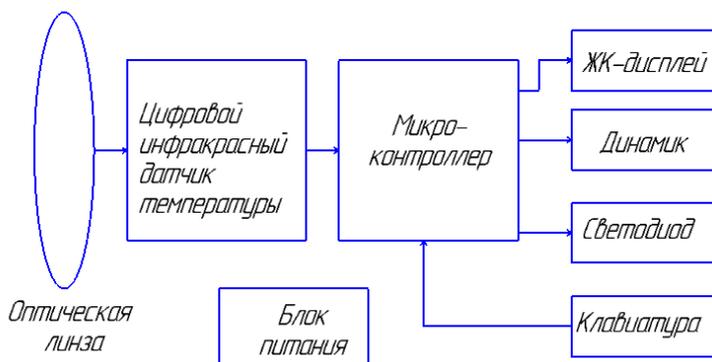


Рис.2 - Структурная схема инфракрасного бесконтактного термометра с цифровым инфракрасным датчиком температуры

Предлагаемая структурная схема бесконтактного измерения температуры имеет следующие преимущества:

1. Высокая точность измерения температуры благодаря использованию высокоточных цифровых и аналоговых микросхем;
2. Портативность термометра, облегчающий использование устройства;
3. Бесконтактное измерения, то есть нет контакта с кожным покровом, что является необходимым условием во время распространения инфекционных заболеваний;
4. Отличается быстрым измерением по сравнению с ртутными стеклянными и электронными градусниками.

Библиографический список

3. Свободная энциклопедия Википедия [Электронный ресурс] Режим доступа:
<https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9F%D0%B8%D1%80%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%82%D1%80>
4. Официальный сайт Texas Instruments [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://www.ti.com/>

УДК 616-71

МИКРОКОНТРОЛЛЕР MSP430 ДЛЯ ИНФРАКРАСНОГО БЕСКОНТАКТНОГО ТЕРМОМЕТРА

И.С. Шарипов

ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический
университет, г. Уфа

В данной статье рассматривается принцип работы микроконтроллера MSP430 бесконтактного инфракрасного термометра. Этот вопрос очень актуален во время распространения пандемии COVID-19.

Ключевые слова: Микроконтроллер, инфракрасный термометр.

THE MSP430 MICROCONTROLLER FOR INFRARED NON-CONTACT THERMOMETER

I. S. Sharipov

Ufa state aviation technical University, Ufa

This article discusses the principle of operation of the MSP430 microcontroller of a non-contact infrared thermometer. This issue is very relevant during the spread of the COVID-19 pandemic.

Key word: Microcontroller, infrared thermometer.

Микроконтроллер (MCU) MSP430 - это 16-битный компьютерный процессор смешанных сигналов со сверхмалым энергопотреблением и сокращенным набором команд. Многие приложения основаны на данное семейство продуктов, особенно датчиков и измерительных приложений, которые выиграют от наличия высокой производительности аналого-цифровой преобразователь (АЦП), драйвер ЖКИ, последовательной связи, широтно-импульсной модуляции (PWM) выход и другие периферийные устройства интегрирован в устройство. MCU MSP430 стал популярным выбором для производителей инфракрасных термометров, поскольку он может помочь разработчикам упростить процесс проектирования; быстро разработать прототип инфракрасного термометра; и сэкономить место на плате, уменьшив стоимость дизайна[1].

На рис. 1 представлена блок-схема инфракрасного термометра на основе микроконтроллера MSP430 и устройств управления питанием, усилителя и датчика температуры.

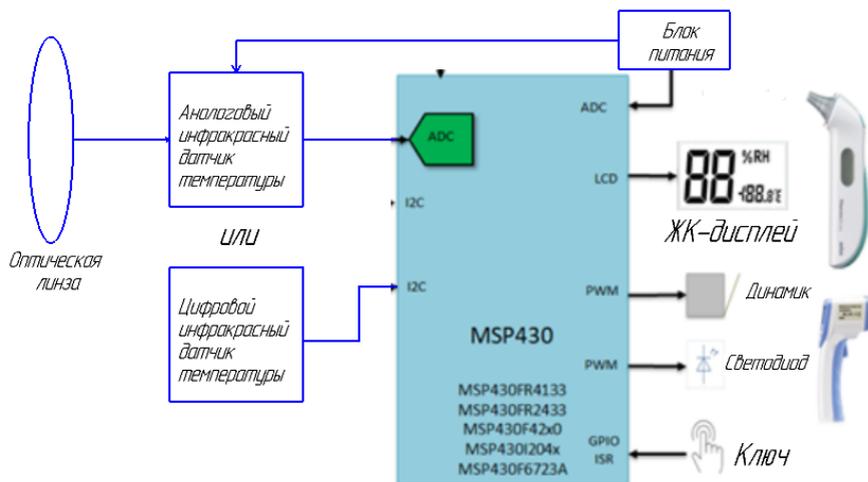


Рис.1 – Блок-схема инфракрасного термометра на основе микроконтроллера MSP430

Выступая в качестве главного микроконтроллера, микроконтроллер MSP430 может обеспечить следующие преимущества при разработке инфракрасного термометра:

1. Регистр последовательного приближения (SAR) АЦП или высокоэффективный сигма-дельта АЦП, интегрированный в устройство MSP430, в сочетании с усилителем, производит выборку высокоточных сигналов, собранных аналоговым инфракрасным датчиком температуры, и преобразует эти сигналы в цифровую температуру. при осуществлении мониторинга напряжения аккумуляторной батареи в реальном времени.

2. Драйвер ЖК-дисплея, встроенный в MSP430, упрощает создание ЖК-дисплея термометра. Встроенный модуль драйвера ЖК-дисплея MSP430FR4133, имеющий до 4 x 36 или 8 x 32 сегментов, поддерживает гибкую конфигурацию выводов SEG или COM, что может упростить компоновку печатной платы.

3. Последовательная связь I2C может взаимодействовать с сигнальными входами высокоточного цифрового датчика температуры, цифрового инфракрасного датчика температуры, цифрового датчика приближения и других вспомогательных датчиков.

4. Встроенный таймер может выводить многоканальные сигналы ШИМ для управления индикатором, зуммером или другими компонентами термометра.

5. Служба прерывания ввода / вывода общего назначения в режиме сверхнизкого энергопотребления может поддерживать быстрые реакции кнопок в режиме ожидания для термометров с батарейным питанием.

6. Инфракрасным термометрам требуется длительный срок службы батарейки. Устройства MCU MSP430 со сверхнизким энергопотреблением обеспечивают богатые периферийные устройства с низким энергопотреблением для маломощных конструкций.

7. Микроконтроллеры MSP430 предоставляют более 16 КБ встроенной памяти для удовлетворения требований к памяти большинства термометров. Это семейство продуктов предлагает широкий выбор вариантов памяти до 512 КБ, что позволяет разработчикам выбирать различные объемы памяти при быстром переносе существующих проектов без особых усилий.

8. Разработчики также могут использовать программное обеспечение MSP430Ware для быстрого программирования своего устройства.

Библиографический список

1. Официальный сайт Texas Instruments [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://www.ti.com/>

УДК 631.348.8+58.08:621.3.06+621.317.3:621.3-1/-8

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

М.В. Самохвалов¹, В.Г. Ляпин², Е.П. Рожков², А.А. Танашев²

¹ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный аграрный университет»,
г. Новосибирск

²ФГБОУ ВО «Российский государственный аграрный университет»,
г. Москва

Рассмотрено техническое обеспечение и проблемы методологии исследований электрических параметров биологических объектов. Предложены схемные решения электрического контакта в информационно-измерительных и биотехнических системах.

Ключевые слова: электроды, электрический контакт, биологические объекты, измерение, напряжение, ток.

DEVICES FOR ELECTRICAL MEASUREMENTS OF PARAMETERS OF BIOLOGICAL OBJECTS BY

M.V. Samohvalov¹, V.G. Liapin², E.P. Rozhkov², A.A. Tanashev²

¹Novosibirsk State Agricultural University, Novosibirsk

²Russian State Agricultural University, Moscow

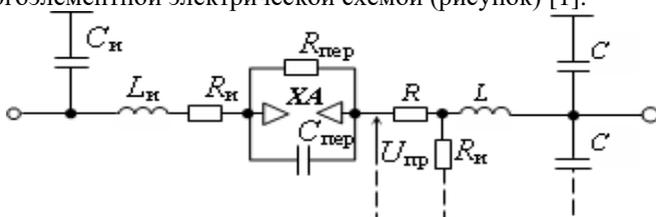
Considered technical support and problems of the methodology of research of electrical parameters of biological objects. Scheme solutions of electrical contact in information-measuring and biotechnological systems have been proposed.

Keywords: electrodes, electrical contact, biological objects, measurement, voltage, current.

Измерение электрических параметров (ЭП) сложных, нелинейных, биологических объектов (БО) является одной из важных задач, стоящих перед информационно-измерительной и биомедицинской техникой. Измерения ЭП БО проводят на всех уровнях биологической организации на уровне макромолекул, клеток, тканей, органов, целостного организма. Методы и средства измерения ЭП БО могут быть использованы для определения параметров различных объектов, представляемых эквивалентными электрическими схемами. Из-за особенностей БО электрический контакт с ними осуществляется в двух точках, а электрическая схема БО представляет собой двухполюсное многоэлементное сочетание активных R и реактивных (емкостных) C элементов электрических цепей. Особую сложность в решении задач измерения ЭП при диагностике или идентификации БО представляет обеспечение электрического контакта измерительного электрода и БО, т.е. твердой и жидкой сред. Поэтому,

решение исследовательских задач диагностики и идентификации БО требует развития методов и устройств для измерения ЭП и характеристик двухполюсных БО.

Оценку параметров БО, в схемах которых имеется несколько RC элементов, а доступ к ним отсутствует, проводят при исследованиях электрических закономерностей в электротехнике, электрохимии, биофизике, электротехнологиях, в т.ч. при изучении контактных явлений на границе раздела твердого измерительного электрода и жидкой среды БО. Электрический контакт измерительных электродов с БО характеризуется также многоэлементной электрической схемой (рисунок) [1].



Эквивалентная схема межконтактной связи электрода, контролируемого БО

Электроды в информационно-измерительных и биотехнических системах

№	Схемное решение	Описание
1		<p>электроды-токоподводы технологического напряжения (\square), копирующие поверхность почвы (стрелками показаны направления движения электрода при копировании \downarrow и токоподводе $\leftarrow \square \rightarrow$ к растительным объектам electrodes-current leads (\square), copying the surface of the soil (arrows indicate the direction of movement of the electrode when copying \downarrow and current lead $\leftarrow \square \rightarrow$)</p>
2		<p>копирующий поверхность стебля или корня растительного объекта измерительный электрод: материал корпуса приспособления диэлектрик, токоподвод из серебряной или медной фольги (справа показан штрихпунктирной линией) copying surface of the stem or root of the measuring electrode: material dielectric enclosures, current lead made of silver or copper foil (right shown by a dash-dot line)</p>
3		<p>конструкция измерительных игл-электродов: a - расстояние между иглами the design of the measuring needle electrodes: a - the distance between the needles</p>

Эффективным способом оценки ЭП БО, схемы которых относятся к многоэлементным двухполюсникам, является использование нескольких частот, на которых проводятся измерения с помощью соответствующих измерительных цепей. В таблице приведены схемные решения электрического контакта в информационно-измерительных и биотехнических системах с технологическими и измерительными электродами, в частности: 1) электродов-трубок с индуктором соленоидом; 2) электрода для определения ЭП растительных объектов с обхватывающими ткани стебля или корня токоподводами; 3) измерительных электродов-игл. К примеру, электродная система в виде электрода-трубки и индуктора-солеоида может выполнять функции токоподвода технологического напряжения и измерительного электрода ЭП почвы и растительных объектов, так как технологический ток может измеряться с помощью шунта с поверхности коаксиального электрода. Эти и подобные [1, 2] приспособления и устройства позволяют обеспечить заданную точность измерений, сократить вспомогательное время, увеличить производительность при НИОКР, могут использоваться для правильного расположения, надежного и быстрого закрепления конструктивов и средств измерений, решают вопросы, связанные с совершенствованием информационно-измерительной и биомедицинской техники с точки зрения удобства работы оператора, повышения производительности труда и эффективности технологических процессов.

Библиографический список

1. Ляпин, В.Г. К идентификации электрических параметров при повреждении биообъектов/В.Г. Ляпин, М.В. Самохвалов//Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2020: сб. тр. III междунар. науч.-техн. форума: в 10 т. Т.6/под общ. ред. О.В. Миловзорова. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2020. – С. 64-70.
2. Ляпин, В.Г. Электропитание устройств и систем. Учебное пособие в 3-х ч. Ч. 1. Лекции по теории цепей и электронных преобразователей/В.Г. Ляпин, Г.С. Зиновьев, А.В. Соболев. – Химки: ФГБВОУ ВО АГЗ МЧС России, 2016. – 220 с.

УДК 621.317:616-77

СРЕДСТВА РЕГИСТРАЦИИ И ОБРАБОТКИ ПОМЕХ СЕТИ ПИТАНИЯ В СИСТЕМАХ КАРДИОМОНИТОРИНГА

Ю.Г. Горшков

ФГБОУ ВО «Московский государственный технический университет
имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»,
г. Москва

Предложены решения высокоточной регистрации, выделения и подавления помех сети питания при обработке электрокардиосигнала в системах кардиомониторинга. Рассмотрены примеры практического применения разработанных программных средств в режиме on-line.

Ключевые слова: помехи сети питания, электрокардиосигнал, системы кардиомониторинга.

MEANS OF REGISTRATION AND PROCESSING OF POWER SUPPLY INTERFERENCE IN CARDIOMONITORING SYSTEMS

Y.G. Gorshkov

Moscow State Technical University named after N.E. Bauman (National Research
University), Moscow

Solutions for high-precision registration, isolation and suppression of power supply noises during processing of an electrocardiosignal in cardiac monitoring systems are proposed. Examples of practical application of the developed software in on-line mode are considered.

Key words: power supply interference, electrocardiosignal, cardiac monitoring systems.

Вступление в нашей стране в силу закона о телемедицине позволило приступить к решению задач внедрения в лечебную практику телемедицинских комплексов для дистанционных электрокардиографических исследований [1]. Получило развитие направление мобильной электрокардиографии (МЭКГ) [2, 3]. В то же время, при возможности применения малогабаритных приборов ЭКГ практически в любых условиях, не всегда учитывается реальная электромагнитная обстановка окружения, определяется вид и уровень электрических помех сигналов наводок сети питания 50/60 Гц промышленной частоты [4], что может, в конечном счете привести к погрешностям измерений и недостоверности диагностических данных.

Подразделением China Applications Support Team компании Analog Devices разработаны «Указания по разработке аппаратной части модуля для

регистрации ЭКГ» [5], в которых в полном объеме содержится информация, необходимая разработчикам электрокардиографического оборудования:

- диапазон частот ЭКГ сигнала ограничен несколькими сотнями Герц, при этом для стандартного клинического использования можно ограничиться полосой от 0.05 Гц до 100 Гц;
- сигнал с такой полосой частот будет испытывать негативное воздействие помехи промышленной частоты 50/60 Гц (помехи наводок сети питания).

Средства регистрации помех сети питания.

В качестве устройства съема звуков сердца и сигналов помех сети питания используется ларингофонная гарнитура с малогабаритным конденсаторным цифровым USB-микрофоном. Гарнитура закрепляется на теле пациента и обеспечивает съем звуков сердца, помех электромагнитных наводок, а также аналого-цифровое преобразование сигналов. Тракт регистрации включает гарнитуру Logitech PC Headset 960 USB («Logitech», США), диапазон частот 20-20000 Гц и звуковой редактор «AD Sound Recorder» («Adrosoft»). Формат записи WAV, режим mono, частота дискретизации 11025 Гц, разрядность 16 бит.

Программные средства обработки сигналов на основе преобразования Фурье.

Рассмотрим возможности одного из наиболее распространенного звукового редактора Audacity обработки аудиозаписей при частотно-временной визуализации сигнала ЭКГ с помехами сети питания. Редактор Audacity обеспечивает выполнение следующих функций: спектральный анализ на основе преобразования Фурье с различными формами окна; удаление шума по образцу [6].

На рис. 1 представлено спектральное сечение участка сигнала с помехами. Уровень помехи с частотой 50 Гц составляет -20 дБ, с частотой 150 Гц -52 дБ.

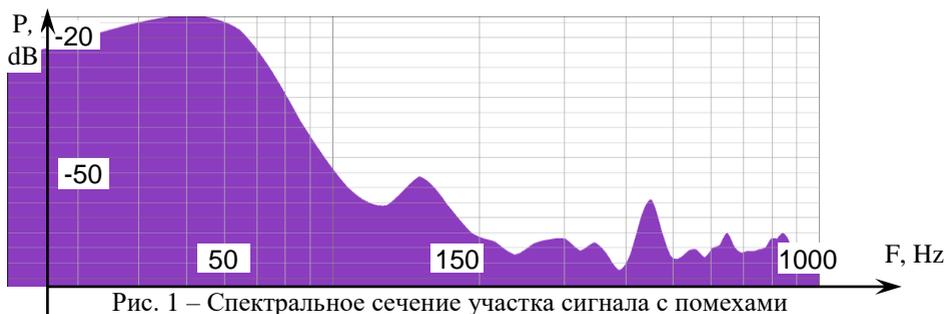


Рис. 1 – Спектральное сечение участка сигнала с помехами

Программные средства обработки сигналов с использованием многоуровневого вейвлет-анализа.

Исследования, направленные на создание средств высокоточной обработки и визуализации нестационарных сигналов привели к созданию программы многоуровневого вейвлет-анализа WaveView-MWA [7]. Тестирование WaveView-MWA показало возможность выделения и визуализации нестационарных сигналов малого уровня до -60 дБ.

В последние годы WaveView-MWA находит широкое применение при акустокардиографическом (АКГ) исследовании звуков сердца [8], визуализации биомедицинских сигналов в системах телемедицины [9, 10], обеспечивает точность, недоступную цифровой обработке на основе преобразования Фурье.

Примеры многоуровневых вейвлет-сонограмм.

В ходе исследований, проведенных в МГТУ им. Н.Э. Баумана за период 2009-2019 г.г. с использованием аппаратно-программных средств съема и обработки акустических биомедицинских сигналов сердца, а также воздействия на сигналы акустокардиографии (АКГ) сетевых помех и электромагнитных наводок, выполнен анализ 1092 записей, зарегистрированных в различных помещениях.

Рассмотрим примеры вейвлет-сонограмм, полученных с использованием WaveView-MWA в режиме on-line (портал <http://acustocard.ru>).

На рис. 2 представлены вейвлет-сонограммы типичных сигналов помех сети питания (A, B, C, D), зарегистрированных в различных помещениях.

A: 50, 150 Гц; B: 50, 100, 150, 200 Гц; C: 50, 150, 300 Гц; D: 50, 150, 250, 350, 450 Гц.

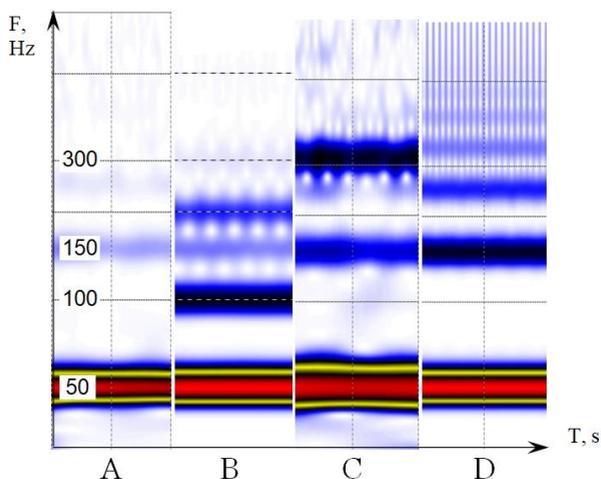


Рис. 2 – Вейвлет-сонограммы типичных сигналов помех сети питания

Библиографический список

1. Приказ Минздрава РФ от 30 ноября 2017 № 965н «Об утверждении порядка организации и оказания медицинской помощи с применением телемедицинских технологий».
2. А.П. Казанцев. Телемедицинские системы мобильной электрокардиографии. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. Рязань 2009. 17 с.
3. И.А. Лежнина, А.А. Уваров, К.В. Оверчук, А.А. Бояхчян, С.Н. Торгаев, Г.С. Евтушенко. Портативный беспроводной кардиоанализатор индивидуального применения. Медицинская техника, № 6 (318), 2019, С. 14-17.
4. Е.Б. Григорьев. Метод и программный комплекс обработки многоканальных записей электрокардиосигнала для диагностики ишемической болезни сердца. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения. Санкт-Петербург 2019. 18 с.
5. Fountain M., Wenshuai L. Hardware Design Specifications. Project: ECG Monitoring Module. Analog Devices, China Applications Support Team, 2007. 23 p.
6. <https://audacity.ru.uptodown.com/windows> (дата обращения: 03.02.2020).
7. Горшков Ю.Г. Обработка речевых и акустических биомедицинских сигналов на основе вейвлетов / Научное издание. М.: Радиотехника. 2017. 240 с.
8. Горшков Ю.Г. Визуализация звуков сердца // Электронный журнал «Научная визуализация». Национальный Исследовательский Ядерный Университет «МИФИ» № 1, том 9, квартал 1, 2017. С. 97-111.
9. Горшков Ю.Г. Новые решения визуализации биомедицинских сигналов в системах телемедицины // Электронный журнал «Научная визуализация». Национальный Исследовательский Ядерный Университет «МИФИ» № 2, том 11, квартал 2, 2019. С. 56-72.
10. Gorshkov, Y.G., Volkov, A.K., Voinova, N.A. et al. Acoustocardiography with Assessment of Emotional Tension from the Voice. Biomed Eng 53, 383–387 (2020). <https://doi.org/10.1007/s10527-020-09948-8>

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВотоКА

Л.А. Спирыева, С.Г. Гуржин

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

Рассмотрены принципы построения измерительно-диагностической системы для исследования микроциркуляции кровотока, основанной на методе некогерентной флуктуационной спектроскопии. Предложена структура системы, аппаратной платформой которой является персональный компьютер, а оригинальное программное обеспечение в среде LabVIEW обеспечивает широкие функциональные возможности регистрации, измерения и визуализации сигналов перфузии крови.

Ключевые слова: *неинвазивная диагностика, лазерная доплеровская флоуметрия, микроциркуляция кровотока, некогерентная флуктуационная спектроскопия.*

DESIGN OF MEASURING AND DIAGNOSTIC SYSTEM FOR RESEARCHING MICROCIRCULATION OF BLOOD FLOW

L.A. Spiryaeva, S.G. Gurzhin

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

The principles of constructing a measuring and diagnostic system for studying blood flow microcirculation based on the method of incoherent fluctuation spectroscopy are considered. The structure of the system is proposed, the hardware platform of which is a personal computer, and the original software in the LabVIEW environment provides wide functionality for registration, measurement and visualization of blood perfusion signals

Key words: *non-invasive diagnostics, laser Doppler flowmetry, microcirculation of blood flow, incoherent fluctuation spectroscopy.*

Измерение параметров подсистемы микроциркуляции крови позволяет получить объективную оценку состояния тканей и органов организма человека, а также произвести диагностику различных заболеваний [1].

Одним из перспективных методов исследования системы микроциркуляции крови является неинвазивный метод **лазерной доплеровской флоуметрии** (ЛДФ). С помощью него оценивается интегральный параметр потока крови (blood flow) в сосудах, называемый **индексом микроциркуляции** или **индексом перфузии** тканей кровью [2]:

$$ПМ = K \cdot N_{пр} \cdot V_{ср},$$

где $ПМ$ – показатель (индекс) микроциркуляции (пф. ед.), K –

коэффициент пропорциональности, $N_{эр}$ – количество эритроцитов в зоне обследования, $V_{ср}$ – средняя скорость эритроцитов в исследуемом объеме.

Поскольку количество и скорость эритроцитов изменяются во времени, то $ПМ$ является функцией времени – $ПМ(t)$, которая несет ценную информацию о ритмических процессах в микрососудах во всем частотном диапазоне от пульсовых до циркадных волн [5].

Проведенные исследования российских приборов ЛДФ серии «ЛАКК» показали, что они вносят искажения в регистрируемые сигналы и их спектральные характеристики [2-4]. Среди выявленных источников погрешности приборов одной из них является неоднозначность позиционирования лазерного зонда относительно исследуемого участка тела и высокая чувствительность выходного сигнала зонда к незначительным движениям пациента.

В ряде работ [6-8 и др.] был предложен альтернативный методу ЛДФ метод и устройства *некогерентной флуктуационной спектроскопии* (НФС), позволяющие регистрировать низкочастотные флуктуации обратно рассеянного от ткани сигнала в диапазоне частот 0–20 Гц. За счет применения специального оптического светодиодного зонда, включающего несколько источников излучения разных длин волн, удастся осуществить качественную диагностику даже при движении обследуемого, т.е. появляется реальная возможность оценки динамических параметров микроциркуляции крови при проведении различных функциональных нагрузочных тестов.

На рисунке 1 представлена структура системы для исследования микроциркуляции кровотока, реализующей метод НФС, аппаратной платформой которой является персональный компьютер, а оригинальное программное обеспечение (ПО) в среде LabVIEW обеспечивает широкие функциональные возможности регистрации, измерения и визуализации сигналов перфузии крови.

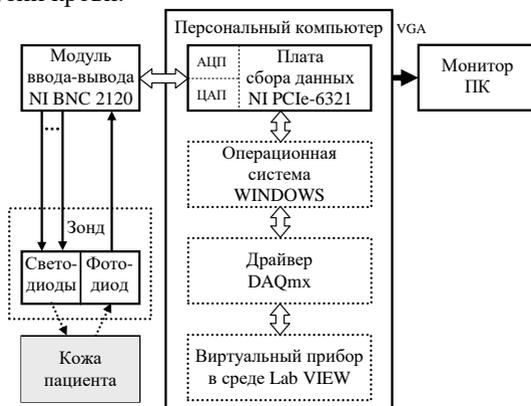


Рис. 1 – Система для исследования микроциркуляции кровотока

В основу построения системы были положены следующие принципы, которые способствуют уменьшению суммарной погрешности регистрации:

1. Автоматизация процессов регистрации, обработки, измерения, оценки результатов, вычисления диагностических показателей и визуализации всей получаемой информации в реальном масштабе времени.

2. Гибкость в управлении работой системы за счет развитых программных средств.

3. Использование в структуре сертифицированных стандартных аппаратных средств, с гарантированными, высокими метрологическими характеристиками.

4. Возможность дальнейшего расширения функциональных возможностей без изменения аппаратных средств за счет совершенствования ПО.

Библиографический список

1. Бессонов А.С., Дронов И.В., Колбас Ю.Ю., Лапитан Д.Г., Соловьева Т.И. Особенности проектирования аппаратно-программного комплекса для функциональной диагностики системы микроциркуляции крови // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. «Приборостроение». 2013. № 1. С. 65-83.
2. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г., Быченков О.А., Терещенко С.Г., Шумский В.И. Основные источники погрешностей в неинвазивной медицинской спектрофотометрии. Ч.1. Физико-технические факторы погрешностей // Измерительная техника, №2, 2013. С. 61-67.
3. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г., Быченков О.А., Терещенко С.Г., Шумский В.И. Основные источники погрешностей в неинвазивной медицинской спектрофотометрии. Ч.2. Медико-биологические факторы погрешностей // Измерительная техника, №4, 2013. С. 66-71.
4. Лапитан Д.Г. Рогаткин Д.А. Функциональные исследования системы микроциркуляции крови методом лазерной доплеровской флоуметрии в клинической медицине: проблемы и перспективы // Альманах клинической медицины. 2016. 44 (2). С. 249-259.
5. Чуян Е.Н., Трибрат Н.С. Методические аспекты применения метода лазерной доплеровской флоуметрии // Ученые записки Таврического национального университета им. В.И. Вернадского. Серия «Биология, химия». Том 21 (60). 2008. № 2. С. 156-171.
6. Лапитан Д.Г., Разницын О.А. Метод и прототип устройства для неинвазивного измерения перфузии ткани кровью // Приборы и техника эксперимента, 2018, № 5, С. 123-128.
7. Патент № 2636880 РФ, А61В 5/026. Устройство для неинвазивного измерения потока микроциркуляции крови / Д.Г. Лапитан, Д.А. Рогаткин. Заявл. 26.12.2016, Опубл. 28.11.2017, Бюл. № 34. – 19 с.
8. Патент № 2637102 РФ, А61В 5/026. Устройство для спектрофотометрической оценки уровня кровенаполнения поверхностных слоев тканей и органов человека *in vivo* / Д.А. Рогаткин, Л.Г. Лапаева, Д.А. Куликов (Россия). Заявл. 15.09.2016, Опубл. 29.11.2017, Бюл. № 34. – 14 с.

УДК 616-7.7004.67

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЭКСПЛУАТАЦИИ СРЕДСТВ ИЗМЕРЕНИЙ ЛАБОРАТОРНОЙ МЕДИЦИНЫ

К.В. Подмастерьев, Ж.А. Секаева, В.В. Марков
ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орёл

Рассмотрены виды средств измерений лабораторной медицины, сформулирована проблема подтверждения их метрологической пригодности. Показана роль и формы метрологического обеспечения средств измерений лабораторной медицины. Рассмотрена эталонная база для поверки измерений лабораторной медицины.

Ключевые слова: метрология, метрологическое обеспечение, лабораторная медицина; поверка средств измерений

METROLOGICAL SUPPORT OF OPERATION MEASURING TOOLS FOR LABORATORY MEDICINE

K.V. Podmasterev, I.A. Sekaeva, V.V. Markov
Orel state university named after I.S. Turgenev, Orel

The types of measuring instruments of laboratory medicine are considered, the problem of confirming their metrological suitability is formulated. The role and forms of metrological support of laboratory medicine measuring instruments are shown. The reference base for verification of measurements of laboratory medicine is considered.

Keywords: metrology, metrological support, laboratory medicine; verification of measuring instruments

Совершенствование клинической лабораторной медицины и всех ее составляющих в значительной степени определяется уровнем развития методов и средств медицинских измерений и технологий клинико-диагностических исследований. Клиническая лабораторная медицина представляет собой общую прикладную сферу медико-биологических измерений, метрологического обеспечения и научного медико-аналитического приборостроения. В основе клинической лабораторной диагностики лежит правило – состав и свойства биологических проб, взятых у пациента, с определенной степенью корреляции связаны с клиническим состоянием организма пациента [1].

Задача клинико-диагностической лаборатории (КДЛ) состоит в определении состава и свойств биологических проб, взятых у пациента, для целей оценки клинического состояния пациента. Для решения этой задачи в КДЛ применяются сложные комплексы, включающие набор технических средств и реагентов. Результат лабораторного исследования получается в

результате выполнения определенного набора процедур с применением технических средств и наборов реагентов.

Все применяемые в лабораторной медицине средства измерений (СИ) делятся на средства общетехнического назначения, используемые во всех отраслях экономики, и специальные.

К общетехническим СИ относятся, например, универсальные СИ для измерения массы (весы и гири), электрических и радиотехнических величин (стрелочные и цифровые амперметры и вольтметры, осциллографы, генераторы), температуры (лаб. термометры), давления в сосудах (технические манометры и мановакуумметры), оптических величин (фотоэлектроколориметры, рефрактометры, спектрофотометры, диоптриметры) и другие. Применение общетехнических СИ в лабораторной медицине допускается при условии их соответствия нормам и правилам, установленным Федеральным законом Российской Федерации «Об обеспечении единства измерений».

Большинство измерений в лабораторной медицине может быть проведено только с помощью специальных средств измерений, имеющих медицинское назначение и, как правило, не рассчитанных на использование в других отраслях экономики, науки и техники; с некоторыми конструктивными изменениями они могут быть применены только для измерений на животных в биологии и ветеринарии, а также в лабораториях, проводящих исследования в сельском хозяйстве или в области охраны окружающей среды [2].

В зависимости от конструктивных особенностей и способа использования измерительной информации различают следующие основные виды лабораторных средств измерений медицинского назначения:

1) мера медицинского назначения – воспроизводит физическую величину одного размера (например – стандартный образец химического вещества гемоглобинцианида, являющийся мерой спектральной оптической плотности);

2) измерительный прибор медицинского назначения – вырабатывает сигнал измерительной информации в форме, доступной для непосредственного восприятия наблюдателем (например – электрокардиограф, кистевой динамометр);

3) измерительный преобразователь медицинского назначения – средство измерений, выходной сигнал которого содержит измерительную информацию и удобен для дальнейшего преобразования, обработки, хранения, но не поддается непосредственному восприятию наблюдателем (например – внутрижелудочный рН-зонд, датчик температуры или давления);

4) измерительные установки и измерительные системы медицинского назначения – совокупность функционально объединенных средств измерений медицинского назначения, общетехнических средств измерений и вспомогательных устройств. В измерительных установках сигналы измерительной информации воспринимаются непосредственно наблюдателем

(полиграфы, мониторные установки). В измерительных системах сигналы вырабатываются в форме, удобной для последующей обработки (информационно-вычислительные медицинские системы и комплексы);

5) медицинские дозаторы – сочетание постоянных или переменных мер со вспомогательными устройствами выдачи мерных количеств веществ (например – аптечный дозатор, инъектор с измерением дозы, медицинская микропипетка).

По области применения средства измерений медицинского назначения делят на следующие группы: для определения физиологических показателей и функциональной диагностики; для лабораторных анализов биологических проб; для санитарно-гигиенического контроля окружающей среды и условий труда; для контроля доз терапевтических и хирургических энергетических воздействий.

В зависимости от принадлежности к определенной области физики или химии все физические величины в медицинской метрологии принято относить к одному из видов измерений: механическим, линейно-угловым, электрическим, радиотехническим, оптико-физическим, акустическим, теплофизическим, физико-химическим и биохимическим, измерениям параметров ионизирующих излучений [2].

Обзор существующей эталонной базы для поверки средств измерений лабораторной медицины, позволил сделать следующие выводы [3]:

- более половины средств измерений можно поверить только при помощи использования аттестованных смесей с определенной рецептурой приготовления и определения концентраций исследуемого компонента. Учитывая, что при приготовлении таких смесей используется довольно большое количество различных средств измерений (колбы, весы, дозаторы и т.п.) погрешности таких смесей не всегда могут удовлетворять уровню заявленных метрологических характеристик приборов;

- существующие национальные эталоны не полностью удовлетворяют потребностям в диапазонах воспроизводимых величин, которые необходимы для приборов лабораторной медицины;

- отсутствуют в полном объеме стандартные образцы состава биологических проб для определения метрологических характеристик приборов лабораторной медицины.

Библиографический список

1 Шибанов, А.Н. Метрология в клинической лабораторной диагностике – цели и средства [Электронный ресурс] / А.Н. Шибанов // Медицинский алфавит. Лаборатория. – №4. – 2009. – Режим доступа: <https://unimed.ru/biblioteka/metrologyquestions>.

2 Средства измерений медицинского назначения [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://xn--90aw5c.xn--c1avg/index.php>.

3 Муравская, Н.П. О метрологических исследованиях в области

лабораторной медицины, проводимыми национальными метрологическими в рамках ЖСТЛМ [Текст] / Н.П. Муравская // Фотометрия и ее метрологическое обеспечение: Тезисы докладов 19-й Всероссийской научно-технической конференции – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, С.186-187.

УДК 616-71

ПУЛЬСОКСИМЕТРИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ ДЛЯ БИОМОНИТОРИНГА ГИПОКСИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ ПЛОДА

Э.У. Гарифуллина, Ю.О. Уразбахтина
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический
университет», г. Уфа, Россия

В современной медицине для исследования степени насыщения гемоглобина крови кислородом и частоты сердечных сокращений плода используется методика фетальной пульсоксиметрии. Для измерения параметров данной методики используется датчик, который прикладывается к голове ребенка, пока он находится в матке и во влагалище во время родов.

Ключевые слова: *пульсоксиметрия, фетальный пульсоксиметрический датчик, характеристики датчиков, выбор подходящего для исследования датчика.*

PULSE OXIMETER SENSORS FOR BIOMONITORING OF FETAL HYPOXIC CONDITIONS

E.U. Garifullina, Y.O. Urazbakhtina
Ufa State Aviation Technical University, Ufa, Russia

In modern medicine, the method of "reflective" pulse oximetry is used to study the degree of saturation of blood hemoglobin with oxygen and heart rate. For "reflective" fetal pulse oximetry, a sensor is used that is placed on the baby's head while it is in the uterus and in the vagina during childbirth.

Key words: *pulse oximetry, fetal pulse oximetry sensor, advantages and disadvantages of sensors, sensor selection.*

Роды – это достаточно тяжелый процесс не только для матери, но и для ребенка. Даже при успешных родах, протекающих в физиологических условиях, ребенок испытывает большое физическое напряжение на грани возможностей организма. Поэтому в родах необходимо наблюдать не только за состоянием матери, но и за состоянием плода.

Большой интерес в акушерстве и акушерской анестезиологии вызывает использование метода пульсоксиметрии для диагностики состояния внутриутробного плода во время родов. Неблагоприятные изменения степени

насыщения гемоглобина крови кислородом и частоты сердечных сокращений плода являются важным свидетельством гипоксических состояний и могут служить объективным критерием оперативного родоразрешения [1].

Для фетальной пульсоксиметрии используется датчик, который прикладывается к голове ребенка, пока он находится в матке и во влагалище во время родов. Этот датчик выполнен в плоском овальном корпусе, уменьшающемся на подушечке указательного пальца руки. Рассмотрим существующие датчики и выберем наиболее подходящий для исследования.

Датчик сердцебиения KY-039 (рис. 1) состоит из фототранзистора и инфракрасного светодиода. Инфракрасный свет светодиода поступает на исследуемую прилегающую часть плода. Исследуемая прилегающая часть плода действует как отражатель, фототранзистор фиксирует данный отраженный свет. На выходе датчика получаем сигнал, связанный с изменением интенсивности отраженного ИК-излучения [2].



Рис. 1 – Изображение пульсоксиметрического датчика KY-039

Датчик KY-039 работает от 5 Вольт, которые подаются на центральный контакт. Данные с выхода S передаются на микроконтроллер. А оставшийся контакт соединяется с землей. Стоимость датчика составляет от 40 до 60 рублей. Габариты датчика – 17 x 20 x 5 мм [2].

Датчик для измерения сердечного ритма – Pulse Sensor. Датчик содержит источник светового излучения (светодиод зеленого цвета) и фотоприемник (рис. 2), напряжение на котором изменяется в зависимости от объема крови во время сердечных пульсаций [3].



Рис. 2 – Изображение датчика для измерения сердечного ритма – Pulse Sensor

Датчик Pulse Sensor имеет три вывода: VCC – 5 В, GND – земля, S – аналоговый выход. Функции выводов датчика аналогичны датчику KY-039. Стоимость датчика составляет от 285 до 368 рублей. Диаметр датчика – 15 мм. Длина проводов – 1,5 м [3].

Датчик пульсоксиметрии MAX30102 — плата с интегрированным сенсорным модулем, которая позволяет определять частоту сердечных сокращений, то есть пульс, а также уровень насыщения крови кислородом (SpO2) (рис. 3). Помимо этого, в сенсор встроены температурный датчик, с помощью которого можно получить значение температуры (в Цельсиях и Фаренгейтах) окружающей среды [4].



Рис. 3 – Изображение датчика пульсоксиметрии MAX30102

В состав этой микросхемы интегрированы светодиоды (красный и ИК) и фотодиод, а также встроены оптические элементы [4].

MAX30102 работает от источника питания напряжением 1,8 В. Отдельный источник питания 5,0 В требуется для излучения встроенных светодиодов. Взаимодействие с внешними устройствами происходит через стандартный интерфейс I2C. Стоимость датчика составляет от 180 до 220 рублей. Габариты датчика – 15.5мм x 19.5мм x 2.5мм.

Таким образом, для создания прибора для исследования гипоксических состояний плода выбираем датчик пульсоксиметрии MAX30102. Во-первых, с помощью него можно измерить не только пульс, как в других датчиках, но и уровень насыщения крови кислородом (SpO2) и температуру окружающей среды. Во-вторых, приемлемая средняя стоимость датчика. В-третьих, габариты датчика. Благодаря этому мы не причиним вреда плоду при исследовании.

Библиографический список

1. Калакутский, Л.И. Пульсоксиметрический датчик для диагностики состояния внутриутробного плода в родах. Калакутский Л. И., Манелис Э.С., Родкина Ю.М. - М: Медицина. – 2005. – № 4. – С.50–51.
2. Модуль датчика пульса (ИК) – [Электронный ресурс] / Режим доступа: https://arduino-kit.ru/product/modul-datchika-pulsa-ik_ (дата обращения: 26.10.2020).

3. Датчик пульса – [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://3d-diy.ru/wiki/arduino-datchiki/datchik-pulsa/> (дата обращения: 27.10.2020).
4. Цифровой датчик пульса и уровня SpO2, MAX30102, I2C – [Электронный ресурс] / Режим доступа: https://tixer.ru/catalog/modules/medical-modules/tsifrovoy_datchik_pulsa_i_urovnya_spo2_max30102_i2c (дата обращения: 28.10.2020).

УДК 615.47:004.93

ПОРТАТИВНЫЙ ЦИФРОВОЙ ИК-ТЕРМОМЕТР С ЖК-ДИСПЛЕЕМ

И.Д. Марков, М.В. Ленков

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

Рассмотрен бесконтактный метод измерения температуры с помощью ИК-датчика и разработана структурная схема устройства.

Ключевые слова: температура, термометр, измерение, инфракрасный

PORTABLE DIGITAL IR-THERMOMETER WITH LCD DISPLAY

I.D. Markov, M.V. Lenkov

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

A non-contact method for measuring temperature using an IR sensor is considered and a block diagram of the device is developed.

Key words: temperature, thermometer, metering, infrared.

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

Существуют два основных способа для измерения температур — контактные и бесконтактные [1]. Контактные способы основаны на

непосредственном контакте измерительного преобразователя температуры с исследуемым объектом, в результате чего добиваются состояния теплового равновесия преобразователя и объекта. Этому способу присущи свои недостатки. Температурное поле объекта искажается при введении в него термодатчика. Температура преобразователя всегда отличается от истинной температуры объекта. Верхний предел измерения температуры ограничен свойствами материалов, из которых изготовлены температурные датчики.

Бесконтактный способ основан на восприятии тепловой энергии, передаваемой через лучеиспускание и воспринимаемой на некотором расстоянии от исследуемого объема. Этот способ менее чувствителен, чем контактный. Измерения температуры в большой степени зависят от воспроизведения условий градуировки при эксплуатации, а в противном случае появляются значительные погрешности.

На практике широкое распространение получили устройства, основанные бесконтактном методе измерения, - ИК-термометры, которые работают по следующему принципу: тепловое излучение, сфокусированное оптической системой, передается на датчик-преобразователь, на выходе которого формируется электрический сигнал, эквивалентный значению температуры поверхности измеряемого объекта. Данный сигнал поступает на аналоговый и далее цифровой электронный каскад устройства, который позволяет отобразить результаты измерения на дисплее.

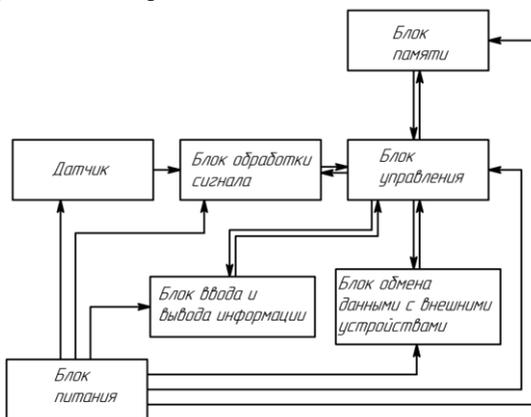


Рис.1 – Структурная схема разрабатываемого ИК-термометра

Особенностью разработки нового варианта цифрового ИК-термометра, является применение высокоточного эргономичного датчика, который позволит проводить измерения с минимальной инструментальной и методической погрешностью. Применение в устройстве цифровой регистрации данных обеспечит возможность использования математических

алгоритмов цифровой обработки сигналов, их запись и хранение, а многофункциональность интерфейсной части – устойчивую передачу диагностируемых данных.

Основой разрабатываемого устройства является инфракрасный датчик **MLX90614**, который имеет высокоточную (медицинскую) калибровку и позволяет измерять температуру в широком диапазоне температур.

Библиографический список

1. В. П. Преображенский «Теплотехнические измерения и приборы».

УДК 615.47:004.93

СРЕДСТВА ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПЛАТЫ СБОРА ДАННЫХ И ВИРТУАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ

И.В. Гавриков, М.Б. Каплан

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

Рассмотрен принцип оценки сигнала реакции сопротивления кожи с помощью соединительного модуля сбора данных BNC-2120 и программной среды разработки LabView.

Ключевые слова: *оценка сигнала, реакция сопротивления кожи, среда разработки LabView.*

MEANS FOR ASSESSING THE ELECTRIC ACTIVITY OF THE SKIN USING THE DATA COLLECTION BOARD AND VIRTUAL DEVICES

I.V. Gavrikov, M.B. Kaplan

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

The principle of evaluating the skin resistance reaction signal using the BNC-2120 data acquisition module and the LabView development environment.

Key words: *signal assessment, skin resistance response, LabView development environment.*

Электрическая активность кожи (ЭАК, также – КГР, кожно-гальваническая реакция) рассматривается как компонент ориентировочного рефлекса, оборонительных, эмоциональных и других реакций организма, связанных с симпатической иннервацией, мобилизацией адаптационно-трофических ресурсов и представляет собой результат активности потовых желёз. ЭАК (КГР) можно регистрировать с любого участка кожи, но лучше всего – с пальцев и кистей рук (рис.1) [1].

П.П. Слынько установил, что восходящая часть кривой КГР связана с заполнением выводных протоков потовых желез потом и выбросом части его на поверхность кожи, а нисходящая является результатом всасывания пота из выводных протоков и сплющиванием их вследствие этого и, очевидно, противодействия ткани. Высота подъема кривой КГР непропорциональна количеству пота, выбрасываемого на поверхность кожи. Кожно-гальваническая реакция не регистрируется на участках тела, анатомически не имеющих потовых желез (красная кайма губ и др.) [2].

В данной работе рассмотрен принцип оценки сигнала реакции сопротивления кожи человека во время определенных неинвазивных воздействий на организм. Метод снятия и оценки сигнала состоит из нескольких этапов, включающих в себя работу как с аппаратной, так и с программной частью устройства. Принцип снятия необходимого сигнала сводится к измерению сопротивления и нахождению разности потенциалов на определенном участке тела человека [3] :

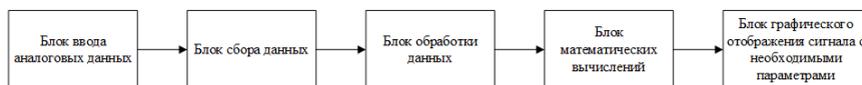


Рис.1 — Структурная схема снятия сигнала с участка тела человека с последующей аппаратной и программной обработкой полученных данных

Для оценки и последующей корректной работы с полученными данными был разработан виртуальный прибор в программной среде LabView.

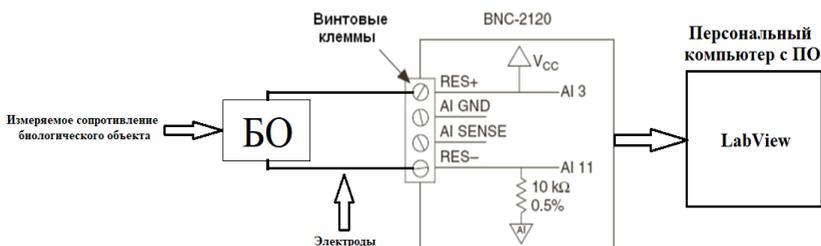


Рис.2 — Структурная схема виртуального прибора в программе LabView

Библиографический список

1. Тихомиров О.К. «Психология мышления» – МГУ, 1984 г. – 270 с.
2. Калашников В.Н. «Электрическое сопротивление кожи как индикатор психофизиологического состояния человека» [Электронный ресурс]. URL: http://www.osoznanie.biz/info/concept_n_10.pdf.
3. «Руководство по установке BNC-2120. Вспомогательный соединительный модуль для устройств серий E/M/S/X», National Instruments.

РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО МИОГРАФА ДЛЯ КОНТРОЛЯ МЫШЕЧНОГО НАПРЯЖЕНИЯ КОСМОНАВТОВ

А.Е. Никитина

ФГБОУ ВО «Московский Авиационный Институт (Национальный
Исследовательский Университет)», г. Москва

В работе представлен процесс разработки портативного миографа, который позволит отслеживать состояние мышц космонавтов во время ВКД для предупреждения момента перенапряжения мышц. Применены методы математического, твердотельного и численного моделирования физического процесса для определения требуемых характеристик геометрии электродов, по критерию минимального повреждения при изгибе и минимальных потерь полезного сигнала. Разработаны геометрия электродов, технология изготовления экспериментального образца, габаритный макет и компоновка изделия.

Ключевые слова: миография, носимая электроника, медицинский контроль космонавтов, гибкие электроды.

DEVELOPMENT OF A PORTABLE MYOGRAPH FOR MONITORING THE MUSCLE TENSION OF COSMONAUTS

A.E. Nikitina

Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow

The paper presents the process of developing a portable myograph, which will allow monitoring the state of astronauts' muscles during EVA to prevent the moment of muscle overstrain. Methods of mathematical, solid-state and numerical modeling of the physical process are applied to determine the required characteristics of the geometry of the electrodes, according to the criterion of minimal damage during bending and minimal losses of the useful signal. The geometry of the electrodes, the technology for manufacturing the experimental sample, the dimensional model and the layout of the product have been developed.

Key words: myography, wearable electronics, medical control of cosmonauts, flexible electrodes.

Введение.

Внекорабельная деятельность (ВКД) – вид работы космонавтов и астронавтов, проходящий вне гермообъема космического корабля или станции, который сопряжен с длительными физическими нагрузками высокой интенсивности в основном на верхний плечевой пояс. После длительной ВКД мышцы космонавтов бывают перенапряжены. Из-за этого им требуется время для восстановления состояния работоспособности и они не редко жалуются на мышечную боль [1, 2], что не допустимо.

Для анализа состояния мышечной системы необходимо применять миограф, однако существующие на сегодняшний день имеют большие габариты и не могут быть применены при ВКД. Поэтому необходимо разработать нательный блок биотехнической системы миографии (НБ БТС М), который будет максимально портативным и не стеснять движения космонавтов в скафандре.

Архитектура НБ БТС М.

НБ БТС М состоит из следующих блоков:

- Электроды,
- Блок усиления и фильтрации,
- АЦП,
- Блок обработки,
- Блок питания,
- Передатчик.

ЭМГ-сигнал проходит через слои кожи и на поверхности регистрируется электродами, затем усиливается, фильтруется и после АЦП обрабатывается. Передатчик по беспроводной связи передает ЭМГ-сигнал на приемник в бортовую систему скафандра, где производится определение момента перенапряжения мышц в реальном времени с помощью нейронной сети. Блок питания осуществляет электропитание всех элементов.

Для определения параметров узлов НБ БТС М проведено моделирование регистрации биопотенциалов мышц в среде MATLAB.

Проведен расчет влияния активного и емкостного сопротивления слоев кожи на полезный сигнал, биопотенциалы мышц. Для расчетов выбрана большая грудная мышца, как одна из наиболее нагруженных во время ВКД.

В результате расчета определено, что минимальный потенциал, регистрируемый на поверхности кожи равен $U = 4,6$ мВ, а сопротивление входа усилителя должно быть $R_{вх} = 796$ кОм.

Разработка электродов.

Проектирование электрода сводится к выбору его материала, размера, формы и метода крепления на коже, которые удовлетворяли бы этим требованиям.

Согласно исследованию [3], развитие гибкой электроники в настоящее время направлено в сторону подражания «Киригами»-структурам. Использование такой геометрии повысит способность электрода к деформации без разрушения токопроводящего слоя. В ходе анализа, была выбрана оптимальная с точки зрения деформации форма электрода (рис. 1).

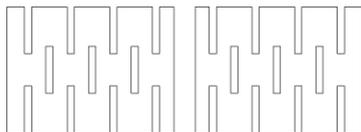


Рис. 1 – Шаблон электродов

Проведенные экспериментальные исследования показали, что функцию гибкого электрода способен выполнить композитный материал, состоящий из нетканного материала на основе целлюлозы, клейкого связующего, золотой фольги и полимерной бионейтральной пленки.

Базовой технологией нанесения НБ БТС М на поверхность кожи предложена технология подобная технологии «переводных татуировок». Разработанный композит представлен на рисунке 2.

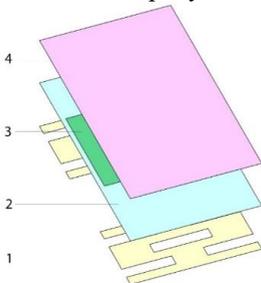


Рис. 2 – Конструкция НБ БТС М: 1. Электроды, 2. Клейкий слой, 3. Печатная плата, 4. Диэлектрический слой

Заключение.

Преимуществом разработанного НБ БТС М является применение электродов, потенциально, существенно более устойчивых к растяжению кожи в области установки, что повысит надежность закрепления электрода, без применения дополнительных устройств и повысит эргономические качества устройства.

Разработанное устройство в полной мере, без внесения изменений в конструкцию и аппаратную часть, может применяться на гражданском рынке специализированного спортивного инвентаря.

Описанные гибкие электроды могут использоваться для регистрации различных электрических сигналов организма человека, т.к. не вносят искажения в регистрируемый сигнал, достаточно портативны и не стесняют движений. По аналогичной технологии могут изготавливаться и другие датчики, как например, тензодатчики. Подобные системы гибкой электроники позволяют отслеживать большое количество параметров одновременно.

Библиографический список

1. Гноевая Н.К., Катунцев В.П., Осипов Ю.Ю., Барер А.С., Тарасенко Г.Г. Медицинское обеспечение внекорабельной деятельности//Космическая биология и медицина: в 2 томах. Том 2.Медико-биологические исследования на российском сегменте МКС. – 2011.
2. Katuntsev V.P., Osipov Yu.Yu., Barer A.S., Gnoevaya N.K., Tarasenkov G.G. The main result of EVA medical support on the MIR Space Station//Acta Astronaut. – 2004. – Vol. 54. – P. 577-583.

3. Wei Zheng, Weicheng Huang Kirigami-inspired highly stretchable nanoscale devices using multidimensional deformation of monolayer MoS₂. – Chemistry of materials, 2018. – 9 p.

УДК 616-073.7

КАНАЛ НОРМАЛИЗАЦИИ БЕСПРОВОДНОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА

О.В. Мельник, Р.Ш. Сосипатров

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

Данная статья содержит описание модели канала нормализации проектируемого беспроводного электрокардиографа.

Ключевые слова: EPIC, фильтрация, сигнал, усиление, электрокардиограф.

WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH NORMALIZATION CHANNEL

O.V. Melnik, R.Sh. Sosipatrov

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

This article contains a description of the normalization channel model of the designed wireless electrocardiograph.

Key words: EPIC, filtering, signal, amplification, electrocardiograph.

Портативные устройства для беспроводной регистрации электрокардиограммы могут быть использованы как для задач «домашней диагностики», так и в составе многоуровневых телемедицинских систем, обеспечивающих обработку и передачу информации в учреждения здравоохранения [1].

Вопрос об оптимальной обработке и подготовке входных данных всегда актуален при работе с какими-либо датчиками. Данные, получаемые при проведении электрокардиографии, не являются исключением. Старые модели электрокардиографов имеют многоуровневые усилительные каскады, сложные аналоговые фильтры и другие схмотехнические решения [2,3]. Однако использование более совершенных электродов позволит упростить строение канала нормализации.

Предполагается использование бесконтактных интегральных датчиков Plessey EPIC модели PS25201A [4] вместо обычных электродов. Такие датчики реагируют на изменение электрического поля человека. Они могут использоваться как при контакте с человеком, так и на небольшом удалении от него. Например, можно считывать данные через одежду [5].

Емкостные датчики ЕРІС имеют большое входное сопротивление. Важной особенностью датчиков является наличие усилителя, что дает пятидесятикратное усиление выходного сигнала. Таким образом, полученный от пациента сигнал в 5-10мВ усиливается до 250-500мВ.

Для удаления дрейфа нуля и устранения постоянной составляющей сигнала к выходу датчика подключается фильтр верхних частот с частотой среза 0.1 Гц. Такая частота позволяет удалить смещение сигнала, и в то же время пропустить весь спектр частот, формирующих ЭКГ-сигнал.

Фильтр рассчитан с помощью программы Filter Pro, он имеет 2 порядок, единичный коэффициент усиления и добротность, близкую к единице.

После фильтрации сигнал поступает в неинвертирующий усилитель. В качестве модификации усилителя один из резисторов можно заменить потенциометром. Это обеспечит переменный коэффициент усиления.

Далее сигнал поступает на дифференциальный усилитель с единичным коэффициентом для добавления постоянной составляющей. Смещение сигнала в область положительного напряжения необходимо, поскольку устанавливаемый далее аналого-цифровой преобразователь работает именно в ней.

Когда сигнал переведен в область положительного напряжения, он поступает на микроконвертер для преобразования в цифровой вид. После оцифровки ЭКГ-сигнал поступает на основной контроллер устройства. На этом аппаратная часть канала нормализации заканчивается.

Все сделанные манипуляции с сигналом предприняты только для его подготовке к оцифровке, однако в себе он всё еще несет множество помех и шумов. Очистка сигнала от артефактов и зашумлений производится в контроллере устройства. Использование цифровых фильтров вместо аналоговых позволяет реализовывать более сложные схемы, не ограничиваемые физическими недостатками схемотехнических элементов.

Как итог следует отметить, что использование новых типов датчиков при электрокардиографии позволяет значительно упростить канал нормализации, а обработку сигнала перевести в цифровую область, обладающую рядом преимуществ перед аналоговыми устройствами.

Библиографический список

1. Современные средства для беспроводной регистрации электрокардиограмм. О.В. Мельник, Р.Ш. Сосипатров. Сборник трудов XXXII Всерос. науч.-техн. конф. «Биомедсистемы-2019». Рязань, 2019.
2. Барановский А.Л., Калининско Н.А., Манило Л.А. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебное пособие – М.: Радио и связь, 1993. 244 с.
3. Б. Картер, Р. Манчини. Операционные усилители для всех. Издательский дом «Додэка – XXI», Москва, 2011.

4. PS25255 EPIC Ultra High Impedance ECG Sensor Advance Information. Data Sheet 291955 Issue 1.

5. Полторанина О. А., Лежнина И. А., Уваров А. А. Емкостные датчики для бесконтактной регистрации электрокардиограммы // Молодежь и современные информационные технологии: сборник трудов XIII Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, г. Томск, 9-13 ноября 2015 г. Т. 2.—Томск, 2016. – Изд-во ТПУ, 2016. – Т. 2. – С. 174-175.

УДК 615

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ПРОБА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МОМЕНТА ПЕРЕВОДА БОЛЬНОГО С НЕИНВАЗИВНОЙ НА ИНВАЗИВНУЮ ИСКУССТВЕННУЮ ВЕНТИЛЯЦИЮ ЛЕГКИХ У БОЛЬНЫХ С НОВОЙ КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИЕЙ

А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина

ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

ГБУ РО «Областной клинический перинатальный центр», г. Рязань

Предложена методика контроля вентиляционной недостаточности без расчета дыхательного индекса для определения необходимости перевода с неинвазивной на инвазивную ИВЛ.

Ключевые слова: *дыхательная недостаточность, ИВЛ, сатурация.*

FUNCTIONAL TEST TO DETERMINE THE MOMENT OF TRANSFER FROM NON-INVASIVE TO INVASIVE ARTIFICIAL VENTILATION IN PATIENTS WITH A NEW CORONAVIRUS INFECTION

A.A. Pimakhin, E.V. Pimakhina

State budgetary institution of the Ryazan region "Regional Clinical Perinatal Center"

A technique for monitoring ventilation failure without calculating respiratory index to determine the moment of transfer from non-invasive to invasive mechanical ventilation.

Key words: *respiratory failure, mechanical ventilation, saturation.*

Перевод больного с острой дыхательной недостаточностью на фоне ковид 19 на инвазивную искусственную вентиляцию лёгких после сеансов неинвазивной ИВЛ затрудняет оценку параметров функциональной активности дыхательной системы. [1] В методологической литературе приведен ряд рекомендаций относительно времени перевода на инвазивную ИВЛ. [2, 3] Так, ФАРР предлагает расчет дыхательного индекса при помощи газового анализатора для определения тяжести гипоксемии.[4] Отношение

напряжения кислорода в артериальной крови к содержанию кислорода - P_{aO_2}/F_{iO_2} , 500 – норма, при [200, 300] – легкая, [100, 200) – умеренная, <100 – тяжелая гипоксемия. При умеренной гипоксемии рекомендовано использование системы двухфазной вентиляции как компонента заместительной терапии. Методика забора крови для расчета дыхательного индекса включает канюляцию артерий, что увеличивает риск возникновения осложнений.

Предложены альтернативные авторские рекомендации для определения необходимости перевода на инвазивную ИВЛ. Рекомендации основаны на проведении функциональной пробы, включающей прерывание НИВЛ, что сопровождается снижением сатурации по пульсоксиметру на 12-15 %. Если спустя минуту после восстановления НИВЛ индекс сатурации соответствует исходному значению, сеансы НИВЛ считаем эффективными. Если после возобновления НИВЛ восстановление сатурации до исходного значения занимает более 5 минут, необходим перевод больного с НИВЛ на ИВЛ. Рекомендация обоснована увеличением мертвого пространства, снижением дыхательного объема, увеличением частоты дыхания, что приводит к затруднению вдоха и снижению объема легких к концу выдоха, вследствие чего уменьшается интенсивность альвеолярной вентиляции.

Из 5 пациентов трое были переведены на механическую респираторную поддержку, 2 пациента продолжили использование сеансов НИВЛ. Применение предложенной рекомендации позволит реаниматологу контролировать вентиляционную недостаточность без расчета дыхательного индекса. Своевременная смена режима вентиляции позволяет эффективно лечить острую дыхательную недостаточность.

Библиографический список

1. Бабак С. Л., Горбунова М. В., Малявин А. Г. Неинвазивная респираторная поддержка у пациентов с COVID-19 //Практическая пульмонология. – 2020. – №. 1.
2. Тюрин В. П., Серговецев А. А., Аксентфельд Д. И. Проведение неинвазивной вентиляции легких пациенту с двухсторонней пневмонией тяжелого течения //Вестник национального медико-хирургического центра им. НИ Пирогова. – 2016. – Т. 11. – №. 1.
3. Самолук Б. Б., Илюкевич Г. В. Неинвазивная вентиляция легких сегодня-эффективность, безопасность и комфорт //Медицинские новости. – 2016. – №. 8 (263).
4. Грицан А. И. и др. Диагностика и интенсивная терапия острого респираторного дистресс-синдрома. Клинические рекомендации ФАР //Анестезиология и реаниматология. – 2016. – Т. 61. – №. 1.

УДК 615

РЕСПИРАТОРНЫЙ ТРЕНИНГ КАК ЭЛЕМЕНТ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ У БОЛЬНЫХ РЕАНИМАЦИОННОГО СТАЦИОНАРА

А.А. Пимахин, О.Ю. Галузина

ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

ГБУ РО «Областной клинический перинатальный центр», г. Рязань

Разработана эффективная методика респираторного тренинга, предназначенная для лечения гипервентиляции после респираторных заболеваний.

Ключевые слова: *респираторный тренинг, гипервентиляция, острые респираторные заболевания, постоперационная реабилитация.*

RESPIRATORY TRAINING AS AN ELEMENT OF THERAPEUTIC PHYSICULTURE IN RESIDUAL PATIENTS

A.A. Pimakhin, O.U. Galuzina O.U.

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

State budgetary institution of the Ryazan region "Regional Clinical Perinatal Center"

An effective method of respiratory training for treatment of hyperventilation after respiratory diseases.

Key words: *respiratory training, hyperventilation, acute respiratory diseases, postoperative rehabilitation.*

Частым и серьезным симптомом патологий дыхательной системы является гипервентиляция [1], которая лежит в основе превышения метаболических потребностей вследствие увеличенной скорости и глубины дыхания [2, стр. 68]. Проявление гипервентиляции в виде одышки наиболее часто возникает в состоянии покоя или при легкой нагрузке [3, стр. 43]. Многочасовое превышение метаболических потребностей характеризуется гипоксемией, гиперкапнией, легочной гипертензией, бронхообструктивным синдромом, неравномерностью вентиляции, ограничением подвижности грудной клетки, слабостью дыхательных мышц [4, стр. 143]. Для профилактики и восстановления функциональной активности дыхательной системы используются методики респираторного тренинга, упражнений в постели с переходом на вертикализацию - двигательные задачи, поставленные перед пациентом, поддержка кислородом [5]. В частности, для борьбы с одышкой и гипервентиляцией пациент самостоятельно применяет дыхательные техники, что способствует сохранению активности и мобильности [6, стр. 27].

На биомеханику дыхания оказывают влияние подвижность ребер, грудины, грудного отдела позвоночника, функциональная активность дыхательных мышц. В процессе спокойного дыхания в норме не должны участвовать мышцы живота, поясницы, шеи, верхнего плечевого пояса, лица.[7, стр. 553]

Разработанная методика респираторного тренинга включает два упражнения. Первое упражнение основано на замедленном выдохе через поджатые губы, что приводит к снижению ЧДД при одышке, к увеличению дыхательного объема, к восстановлению сократительной способности диафрагмы. Второе упражнение направлено на разработку диафрагмального дыхания путем напряжения живота при минимизации экскурсий грудной клетки, что уравнивает плевральное и альвеолярное давление, предотвращая экспираторный коллапс и ускоряя газообмен.

Разработанную методику следует применять по 5 минут 2 раза в день, контролируя показатели сатурации, ЧДД, частоты пульса, артериального, систолического и пульсового давления, времени нормализации пульса после нагрузки. Респираторный тренинг может проводиться на фоне кислородной поддержки самостоятельно, что вызывает значительный седативный эффект на фоне гипоксии. Контроль эффективности проводится путем мониторинга динамики сатурации с использованием портативного пульсоксиметра, что является способом самопомощи.

Для оценки эффективности методики проанализированы количественные параметры гемодинамики. Зарегистрированные значения находятся в пределах нормы.

Разработанная методика применена к больным реанимационного стационара после кесарева сечения с гипервентиляцией в послеоперационном периоде в количестве 12 человек, которые разделены на две группы по 6 человек. В исследуемом случае патология дыхательной системы обусловлена выключением ряда мышц грудной клетки из акта дыхания. В первой контрольной группе дыхательный тренинг не проводили. Исходное систолическое АД - $103,7 \pm 4,7$ мм рт ст. После гипокинезии продолжительностью 24 часа снизилось до $94,7 \pm 4,3$ мм рт ст. Исходное пульсовое АД - $50,2 \pm 1,8$ мм рт ст. После гипокинезии продолжительностью 24 часа снизилось до $43,1 \pm 2,3$ мм рт ст. Исходное время нормализации пульса после нагрузки - 120 с, после гипокинезии увеличилось до 263 с. Исходная ЧДД - 19 в мин, после гипокинезии увеличилось до 20 в мин. Исходный пульс - $89 \pm 4,3$ уд/мин, после гипокинезии увеличился до 96 ± 5 уд/мин. Исходная сатурация - 97%, после гипокинезии не изменилась.

Во второй исследуемой группе исходное систолическое АД - $123,7 \pm 4,2$ мм рт ст. После применения методики возросло до $144,7 \pm 4,9$ мм рт ст. Исходное пульсовое АД - $55,2 \pm 3,8$ мм рт ст. После применения методики возросло до $58,1 \pm 2,3$ мм рт ст. Исходное время нормализации пульса после нагрузки - 130 с. После применения методики снизилось до 60 с. Исходная

ЧДД - 18 в мин. После применения методики снизилось до 15 в мин. Исходный пульс - 90 ± 3 уд/мин. После применения методики снизился до $75 \pm 2,3$ уд/мин. Исходная сатурация – 98%, после гипокнезии увеличилась до 99-100%.

Таким образом, предлагаемая методика эффективна для борьбы с одышкой и гипервентиляцией после кесарева сечения, а также для предупреждения дыхательных осложнений. Предлагаемая методика дыхательного тренинга оказывает тонизирующее действие на организм, увеличивает количественные показатели функциональной активности дыхательной и кровеносной систем, способствует снижению вероятности послеоперационных осложнений. Рекомендуется в том числе для лечения гипервентиляции у больных с коронавирусной инфекцией.

Библиографический список

1. Механизмы вегетативных, соматических и сенсорных сдвигов при произвольной гипервентиляции : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук : 03.00.13 / Михайлов Эдуард Владимирович; [Место защиты: Сам. гос. мед. ун-т]. - Самара, 2009. - 28 с.
2. Левитэ, Евгений Моисеевич. Краткий толковый словарь анестезиологов-реаниматологов / Е. М. Левитэ. - Москва : ГЭОТАР Медиа, 2006; ISBN 5-9704-0211-7
3. Лышова, Ольга Викторовна. Внешнее дыхание и ритм сердца (атлас динамических реопневмограмм и электрокардиограмм) / О. В. Лышова, В. М. Провоторов. - Санкт-Петербург : ИНКАРТ, 2006 (СПб. : Правда 1906). - 255 с. : ил., табл.; 21 см.; ISBN 5-93396-016-0
4. Корячкин, Виктор Анатольевич. Толковый словарь анестезиолога-реаниматора [Электронный ресурс] / В. А. Корячкин. - Санкт-Петербург : СпецЛит, 2007; ISBN 978-5-299-00355-0
5. Клячкин Л. М. Реабилитационные программы при хронической обструктивной болезни легких // Хронические обструктивные болезни легких. – 1998.
6. Лечебная физическая культура : справочник / [Епифанов В. А. и др.]; под ред. проф. В. А. Епифанова. - Изд. 2-е, перераб. и доп. - М. : Медицина, 2004; ISBN 5-225-04179-5
7. Основы анестезиологии и реаниматологии : учебник для медицинских вузов / [Ю. С. Александрович, Р. Р. Алимов, И. М. Барсукова и др.] ; под редакцией академика РАН, профессора Ю. С. Полушина. - 2-е изд., доп. и испр. - Санкт-Петербург : Эко-Вектор, 2020

УДК 615

ВОЗДУШНЫЕ МЕШКИ КАК УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ

Е.В. Пимахина, О.В. Окрут

ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

ГБУ РО «Областной клинический перинатальный центр», г. Рязань

Оценена эффективность использования дыхательных мешков после респираторных заболеваний.

Ключевые слова: *респираторный тренинг, гипервентиляция, острые респираторные заболевания, постоперационная реабилитация.*

AIR BAGS AS A DEVICE FOR CONDUCTING RESPIRATORY THERAPEUTIC EXERCISE

E.V. Pimakhina, O.V. Okrut

*Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov
State budgetary institution of the Ryazan region "Regional Clinical Perinatal
Center"*

The efficiency of using breathing bags after respiratory diseases has been evaluated.

Key words: respiratory training, hyperventilation, acute respiratory diseases, postoperative rehabilitation.

Тренировка дыхательных мышц - важная составляющая медицинской реабилитации на разных этапах лечения[1,2,3]. Функциональная недостаточность дыхательной системы лежит в основе когнитивных нарушений, мышечной слабости и атрофии мелких групп мышц[4,5] .

Существующие методики реабилитации предполагают использование дыхательных мешков или воздушных шариков для создания недозированной экспираторной нагрузки на дыхательную систему. При надувании шарика возникает напряжение в том числе вспомогательных дыхательных мышц: брюшного пресса, шеи, верхнего плечевого пояса.

Однако, резкие дыхательные движения в условиях неконтролируемой нагрузки могут стать причиной баротравмы ткани легкого.

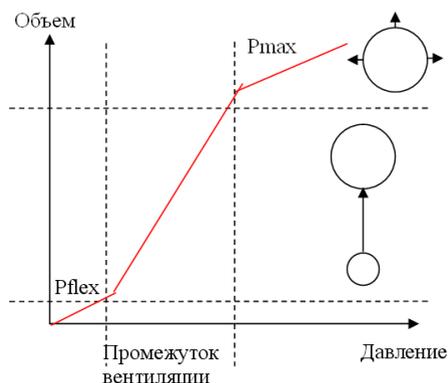
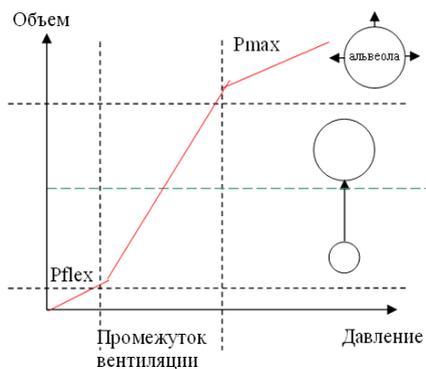


Рис.1 – Скорость воздушного потока в конце вдоха увеличивается, что резко повышает альвеолярное давление и может привести к нарушению целостности с последующим развитием ателектазов

В качестве альтернативы воздушным шарикам предлагаем резиновый мешок, переходник, мундштук и манометр, позволяющий регистрировать давление в резиновом мешке. Устройство позволяет больному проводить самоконтроль нагрузки на легкие, которая задана лечащим врачом. Данное исследование планируем продолжить в условиях реанимационного стационара Перинатального центра г. Рязани.



----- - оптимальное заданное давление под контролем манометра

Рис. 2 – Скорость воздушного потока ограничена заданной величиной под контролем манометра

Для лечения дыхательной недостаточности разработана методика респираторного тренинга, которая включает два упражнения. Первое упражнение основано на замедленном выдохе через поджатые губы, что приводит к снижению ЧДД при одышке, к увеличению дыхательного объема,

к восстановлению сократительной способности диафрагмы. Второе упражнение направлено на разработку диафрагмального дыхания путем напряжения живота при минимизации экскурсий грудной клетки, что уравнивает плевральное и альвеолярное давление, предотвращая экспираторный коллапс и ускоряя газообмен. Дыхательный тренинг можно сочетать с дозируемым раздуванием дыхательных мешков.

Таким образом, использование дыхательных мешков или воздушных шариков для создания экспираторной нагрузки на дыхательную систему необходимо сочетать с моноволюметрическим контролем. В комплексной дыхательной лечебной физкультуре возможно сочетание дыхательного тренинга с дозируемым раздуванием дыхательных мешков.

Библиографический список

1. Механизмы вегетативных, соматических и сенсорных сдвигов при произвольной гипервентиляции : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук : 03.00.13 / Михайлов Эдуард Владимирович; [Место защиты: Сам. гос. мед. ун-т]. - Самара, 2009. - 28 с.
2. Левитэ, Евгений Моисеевич. Краткий толковый словарь анестезиологов-реаниматологов / Е. М. Левитэ. - Москва : ГЭОТАР Медиа, 2006; ISBN 5-9704-0211-7
3. Лышова, Ольга Викторовна. Внешнее дыхание и ритм сердца (атлас динамических реопневмограмм и электрокардиограмм) / О. В. Лышова, В. М. Провоторов. - Санкт-Петербург : ИНКАРТ, 2006 (СПб. : Правда 1906). - 255 с. : ил., табл.; 21 см.; ISBN 5-93396-016-0
4. Корячкин, Виктор Анатольевич. Толковый словарь анестезиолога-реаниматора [Электронный ресурс] / В. А. Корячкин. - Санкт-Петербург : СпецЛит, 2007; ISBN 978-5-299-00355-0
5. Клячкин Л. М. Реабилитационные программы при хронической обструктивной болезни легких //Хронические обструктивные болезни легких. – 1998.

УДК 615.47:004.93

ПОРТАТИВНАЯ СМАРТ-СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Д.Р. Батраков, М.В. Ленков

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

Рассмотрены методы регистрации параметров сердечно-сосудистой системы с помощью смарт-технологий, а также приложена структурная схема разрабатываемого устройства.

Ключевые слова: *смарт-технологии, кардиология, измерение.*

PORTABLE SYSTEM FOR REGISTRATION OF CARDIOVASCULAR SYSTEM PARAMETERS

D.R. Batrakov, M.V. Lenkov

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

Methods of registering the parameters of the cardiovascular system using smart technologies are considered, and a block diagram of the device being developed is attached.

Key words: *smart technology, cardiology, metering.*

Заболевания сердца и сердечно-сосудистой системы, на сегодняшний день, остаются одной из самых распространенных причин смертности человека [0]. Причиной этому служит центральная роль этого органа в сложной функциональной системе организма человека. Повседневная регистрация параметров сердечно-сосудистой системы имеет большое практическое значение для анализа физиологического состояния, например, у спортсменов, у которых часто наблюдается “спортивное” сердце [0], ведущее к заболеванию сердца - кардиомиопатии, у космонавтов, с обратной спортсменам проблемой [0].

Сегодня, фитнес браслеты являются популярным и удобным решением отслеживания параметров работы сердечно-сосудистой системы. Основой таких устройств являются фотометрические датчики, предназначенные для измерения плетизмограммы и ЧСС, датчики давления, а также модуль регистрации ЭКС. Современные смарт-устройства, способны отследить нарушения ритма сердца, часто являющиеся причиной развития более серьезных патологий, оперативно, на ранних этапах развития патологии, сигнализировать о возможных нарушениях в работе ССС.

Фитнес-браслет с функцией измерения давления определяет давление путем математического анализа данных о скорости распространения пульсовой волны, длине волны, пульсе, ЭКГ и т.д. Такой метод называется методом Маррея. Программное обеспечение учитывает полученные данные, а затем совмещает их с предварительно введенными физиологическими характеристиками (пол, вес, возраст, среднее значение пульса). В результате программного анализа, данные выводятся на экран фитнес-браслета или смартфона, что позволяет составить общую картину состояния здоровья.

Программные методы обработки сигналов позволяют не только уменьшить общие габариты разрабатываемой системы, но и создать более гибкую в настройке обработку путем замены физических электронных компонентов цифровыми системами. Развитие части программного обеспечения, отвечающей за анализ получаемых данных, позволяет делать более точные выводы на основе тех неполных данных общей картины состояния сердечно-сосудистой системы, которые можно получить на сегодняшний день.

Структурная схема аппаратной части, разрабатываемой системы, основанная на комплексном внедрении существующих современных технологий и технических решений от разных компаний-производителей, представлена на рисунке. Особенностью данного устройства является цифровая многофункциональность, информативность и эргономичность, что значительно расширяет спектр применения данного смарт-браслета.

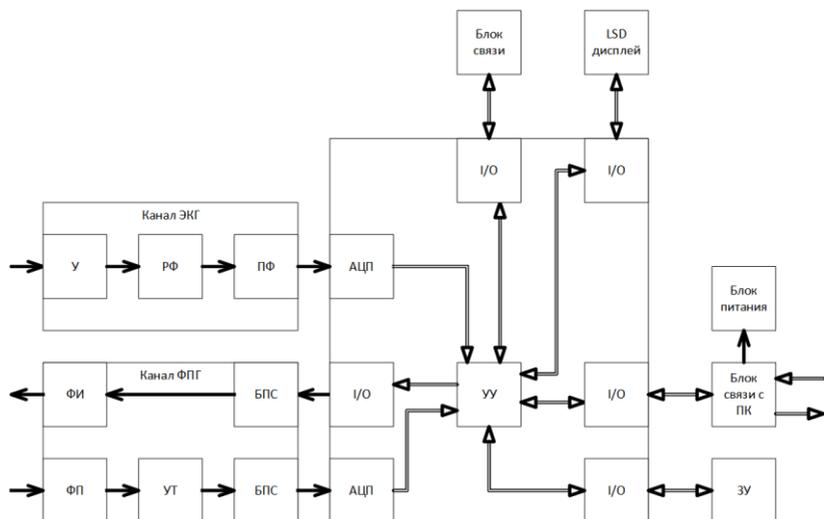


Рис.1 – Структурная схема разрабатываемой смарт-системы

Библиографический список

1. World Health Organization: Disease burden and mortality estimates, 2016.
2. С. Н. Пузин, Е. Е. Ачкасов, О. Т. Богова, Е. В. Машковский: Заболевания сердечно-сосудистой системы у спортсменов-профессионалов, 2012.
3. В. И. Бойко, С. К. Мещанинов: Биотехнический комплекс диагностики и коррекции функционального состояния спортсменов, 2014.

ВЫБОР МЕТОДА ПРОГНОЗИРОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТА ИСПЫТАНИЙ НА ОСНОВЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИИ

А.С. Гуржин

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

Представлен объект измерительной информации. Кратко рассмотрены основные методы прогнозирования. Определены приоритетные методы для использования в заданной предметной области.

Ключевые слова: *ракетно-космическая техника, объект испытаний, диагностический параметр, прогнозирование, метод наименьших квадратов, нейросетевые технологии, эволюционное моделирование, препроцессинг данных, распознавание образов, гибридные методы.*

SELECTION OF THE METHOD FOR FORECASTING THE STATE OF THE TEST OBJECT BASED ON THE MEASURING INFORMATION

A.S. Gurzhin

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

The object of measurement information is presented. The main forecasting methods are briefly reviewed. Priority methods for use in a given subject area have been determined.

Keywords: *rocket and space technology, test object, diagnostic parameter, forecasting, least squares method, neural network technologies, evolutionary modeling, data preprocessing, pattern recognition, hybrid methods.*

На различных этапах жизненного цикла, таких как производство, хранение, эксплуатация изделий ракетно-космической техники (далее – объект испытаний), их подвергают различным проверкам с целью диагностики технического состояния [1]. На примере ракеты-носителя (РН) «Союз-2», отметим что при изготовлении и сборке РН в цехе, при сборке на объекте эксплуатации после транспортировки, при проведении регламентных работ на техническом комплексе (ТК) в случае хранения, а также при использовании по назначению – подготовка РН на техническом и стартовом комплексах (СК) к пуску и проведение пуска, одним из видов проверок является диагностика и контроль технического состояния РН с применением системы наземных измерений. Решение о техническом состоянии объекта испытаний (в данном случае – РН) принимается на основе анализа совокупности параметров диагностирования. Диагностический параметр (признак) – параметр, используемый в установленном порядке для определения технического состояния изделия. Для РН такими параметрами являются значения измеренных давлений и температур в различных ступенях

и баках ракеты, а также уровни напряжения электропитания бортовых средств измерения. Совокупность указанных параметров может включать до нескольких десятков.

Учитывая высокую значимость и сложность объекта испытаний, важно знать не только его настоящее техническое состояние, но и иметь представление о возможных состояниях на несколько шагов в будущее, т.е. уметь прогнозировать. В процессе диагностирования накапливается и ведётся база знаний, содержащая результаты измерений параметров диагностирования, а также комментарии к результатам измерений. Анализ данной информации по специальным алгоритмам, основанным на прогнозирующих математических моделях, позволяет предсказывать возможные технические состояния. Прогнозирование состояния объекта испытаний дает возможность предотвратить нежелательные изменения и тем самым позволяет экономить время на поиск и устранение неисправностей, а также снижает до минимума возможный ущерб для потребителя.

Рассмотрим существующие методы прогнозирования [2], и проведём их анализ с учетом следующих требований: обеспечение непрерывного и оперативного краткосрочного прогноза динамически изменяющихся параметров, в реальном масштабе времени; использование заданной априорной информации; сравнительная простота реализации и экономичность вычислений.

Метод наименьших квадратов (МНК) – классический метод, предназначен для оценки неизвестных величин по результатам измерений или экспериментов, содержащих случайные погрешности, и применяется для приближенного представления заданной функции другими (более простыми) функциями при обработке данных наблюдений. Наиболее известные модели данного метода: парной линейной регрессии, множественной линейной регрессии, нелинейной парной и множественной регрессии. Используются для анализа как статической так и динамической информации. Использование МНК для краткосрочного прогнозирования ограничено следующими недостатками: невозможность учёта множества параметров; жёсткая фиксация модели тренда – средней линии движения прогнозируемой характеристики; необходимость большого количества опытных данных о поведении системы в прошлом.

Нейросетевые методы [3]. Практическое применение довольно ограничено, что определяется качеством программного обеспечения, а также необходимостью выполнения значительного объема работ, связанного с предварительной подготовкой априорных данных и определением архитектуры и структуры нейронных сетей. Реализация по-настоящему параллельных вычислений возможна исключительно аппаратно, программно – лишь последовательно, или иллюзорно параллельно. Поэтому прогнозирование не может быть эффективно осуществлено лишь путём

использования нейросетевых технологий, – необходима разработка систем, в которых интегрированы нейронные сети и другие методы.

Методы эволюционного моделирования [4]. Основаны на идеях и принципах природной эволюции. К ним относятся методы, которые ещё называют эволюционными алгоритмами: эволюционное программирование, эволюционные стратегии, генетические алгоритмы, генетическое программирование [5]. Главное их преимущество в том, что они позволяют решать сложные задачи – плохо формализованные и слабо структурированные, для которых не разработаны пока устойчивые и приемлемые методы. К недостаткам можно отнести вычислительную трудоемкость.

Метод группового учёта аргументов. В нём также присутствуют элементы эволюционного подхода. Базируется на самоорганизации моделей и, в отличие от регрессионного анализа, где структура модели задана, направлен на определение структуры модели оптимальной сложности, что выражается в ограничении количества параметров. Для рассматриваемой задачи, где номенклатура и количество параметров строго определены, применение указанного метода недопустимо.

Препроцессинг данных [6]. Успешное решение задач диагностики и прогнозирования невозможно без предварительной подготовки данных, т.е. препроцессинга априорной информации. В основном он заключается в определении информативных или значимых параметров (признаков), выравнивании их распределения и приведении к безразмерному виду. Данная группа методов не отвечает критерию использования заданной априорной информации.

Метод, основанный на статистической классификации (распознавание образов). На первом этапе прогнозирования с использованием теории распознавания образов необходимо выбрать такие классы состояний прогнозируемого объекта, которые можно представить в виде диапазонов изменения определенных параметров. По набору признаков, которые определяют состояние объекта, устанавливается принадлежность нового состояния объекта к тому или иному классу. На основании этого указывается диапазон изменения параметров, который и определяет состояние исследуемой системы в будущем. Преимущество метода заключается в том, что прогнозирование можно осуществлять с момента проведения однократного контроля объекта испытаний. Кроме того в процессе классификации участвует вся совокупность параметров, определяющих состояние объекта.

Гибридные методы. Искусственные нейронные сети, эволюционное моделирование, теория нечётких множеств являются компонентами soft computing («мягкие вычисления»), каждый из которых имеет приоритетное направление использования для решения задач в определённой предметной области. В последние годы отмечено отсутствие новых фундаментальных

открытий и разработок, в связи с чем научная деятельность сосредоточена на усовершенствовании известных методик, а также на разработке моделей, методов и средств, которые базируются на взаимопроникновении элементов одной теории в другую теорию. Не удовлетворяют требованию «сравнительная простота реализации».

Проведённый сравнительный анализ методов позволяет сделать вывод, что для решения задачи прогнозирования поведения технического состояния объекта испытаний (ракеты-носителя), отвечающий всем требованиям, оговоренным выше, больше всего подходит метод распознавания образов. Его применение позволит осуществлять наблюдение за исследуемым объектом, с заданной точностью судить о его поведении, прогнозировать и ситуативно регулировать возникновение проблем, производить оценку возможностей, точности и стабильности объекта, контролировать качество, отслеживая различные показатели функционирования, принимать обоснованные управленческие решения по фактическим данным, тенденциям и закономерностям.

Библиографический список

1. Биргер И.А. Техническая диагностика. – М.: Машиностроение, 1978. – 240 с.
2. Снитюк В.Е. Прогнозирование. Модели, методы, алгоритмы: учебное пособие. – К.: «Маклаут», 2008. – 364 с.
3. Хайкин С. Нейронные сети: полный курс. – М.: «Вильямс», 2006. – 1104 с.
4. Фогель Л., Оуэнс А., Уолш М. Искусственный интеллект и эволюционное моделирование. – М.: Мир, 1969. – 230 с.
5. Курейчик В.М., Родзин С.И. Эволюционные вычисления: генетическое и эволюционное программирование // Новости искусственного интеллекта. – 2003. - №5 – С. 13-20.
6. Гайдышев И. Анализ и обработка данных: специальный справочник. – Спб.: Питер, 2001. – 752 с.

АЛЬТЕРНАТИВНЫЕ СПОСОБЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ УСТРОЙСТВ

Э.Р. Мулюкова, А.Ф. Саббахова, Н.Р. Хисамутдинова
ФГБОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье рассмотрены варианты обеспечения корректной работы имплантируемых устройств с использованием новых технологий: преобразование кинетической энергии, электромагнитные волны среднего поля и принцип, основанный на окислении глюкозы

Ключевые слова: *электростимулятор, аккумулятор, кинетическая энергия, электромагнитные волны, глюкоза.*

ALTERNATIVE WAYS TO ENSURE THE OPERATION OF IMPLANTED DEVICES

E. R. Mulyukova, A. F. Sabbakhova, N. R. Khisamutdinova
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article discusses options for ensuring the correct operation of implantable devices using new technologies: transformation of kinetic energy, electromagnetic waves of the mean field and the principle based on glucose oxidation.

Key words: *electrostimulator, battery, kinetic energy, electromagnetic waves, glucose.*

Для обеспечения жизнедеятельности большинство людей пользуются имплантируемыми устройствами, такими как дефибрилляторы, кардиостимуляторы и другими имплантатами, которые работают от энергии встроенных в них аккумуляторов.

Первые кардиостимуляторы работали от миниатюрных аккумуляторов, которые нужно было регулярно подзаряжать снаружи бесконтактным способом. В 60-е годы появились проекты, призванные избавить больных от регулярной подзарядки аккумуляторов. Современные электростимуляторы работают за счет батареек, встроенных в них, однако, срок службы таких устройств составляет в среднем 8-9 лет. По истечению данного срока необходимо заменять батарейку, что влечет за собой дополнительное хирургическое вмешательство с возможным риском осложнений или инфекций. Для предотвращения подобных случаев ученые начали поиск новых способов обеспечения работоспособности вживленных в человека устройств.

Одной из разработок способов подзарядки является устройство, которое может преобразовывать кинетическую энергию сердца, в электричество для питания любых имплантируемых устройств. Также эту систему можно

использовать для сканирования показаний пациента в реальном времени. Добавленный к электроду материал представляет собой тип тонкой полимерной пьезоэлектрической пленки, называемой «PVDF». При добавлении к ней специальной пористой структуры - либо массив небольших пружек, либо гибкой консоли - он может преобразовывать даже небольшое механическое движение в электричество. [1]

Следующая технология - подзарядка извне. Эта технология основывается на создании электромагнитных волн с определенными свойствами, которые могут пройти через ткань человека, при этом заряжая имплантируемое в его сердце устройство.

Электромагнитные волны можно условно разделить на волны дальнего поля и ближнего поля. Первые плохо взаимодействуют с телом пациента, но способны перемещаться на дальние расстояния. Волны ближнего поля, которые используются в беспроводной электронике, преломляются, проходя через тело пациента, но способны передавать энергию на ближние расстояния. Данные поля не могут эффективно действовать для обеспечения работы вживленных устройств.

Разрабатываемое устройство представляет собой пластину размером с кредитную карту, генерирует волны ближнего поля, безвредные для человека и способные проникать в тело. Когда созданные им волны переходят из воздуха в ткани пациента, они преломляются таким образом, что могут эффективно проникать глубоко внутрь тела. Учёные назвали это явление волнами среднего поля. Открытие может привести к развитию нового класса устройств, способных заменить лекарственные препараты для лечения болезней, требующих стимуляции нервных путей. [2]

Получить электроэнергию, необходимую для питания устройства, можно с помощью химической реакции, происходящей на электродах. Один электрод топливного элемента представляет собой тонкую пленку, нанесенную на керамическую пластину. Электрод изготовлен из платины. Он кажется совершенно гладким, но на самом деле имеет чрезвычайно развитую пористую структуру: суммарная площадь внутренней поверхности пор в 3 тыс. раз превышает номинальную площадь, занимаемую платиновой пленкой на пластине. А пластина, в свою очередь, встроена в полимерную рамку. Эта композиция служит анодом. На ней происходит окисление глюкозы, с высвобождением электрона, по два от каждой молекулы, которые проходят через устройство-потребитель, в данном случае через кардиостимулятор, и попадают на второй электрод топливного элемента – катод. Катод - платиновая пленка, только менее пористая. И там кислород восстанавливается до воды.

Однако главное препятствие на пути к внедрению такого источника питания в практику – особенности организма человека. Исследования проводились со стерильным раствором глюкозы. Но это не реальный состав биологической жидкости, с которой придется иметь дело источнику питания

в живом человеческом организме. В биологических жидкостях присутствуют еще и белки, и аминокислоты. И уже установлено, что у аминокислот есть свойство оседать на платиновых электродах. А это, естественно, снижает производительность всего устройства. [3]

Библиографический список:

1. Lin Dong, Xiaomin Han, Zhe Xu, Andrew B. Closson, Yin Liu, Chunsheng Wen, Xi Liu, Gladys Patricia Escobar, Meagan Oglesby, Marc Feldman, Zi Chen, John X. J. Zhang. Energy Harvesting: Flexible Porous Piezoelectric Cantilever on a Pacemaker Lead for Compact Energy Harvesting (Adv. Mater. Technol. 1/2019). Advanced Materials Technologies, 2019; 4 (1)
2. John S. Ho, Alexander J. Yeh, Evgenios Neofytou, Sanghoek Kim, Yuji Tanabe, Bhagat Patlolla, Ramin E. Beygui, and Ada S. Y. Poon: Wireless power transfer to deep-tissue microimplants. PNAS first published May 19, 2014;
3. S Kerzenmacher, J Ducrée, R Zengerle, F Von Stetten: An abiotically catalyzed glucose fuel cell for powering medical implants: Reconstructed manufacturing protocol and analysis of performance, Journal of Power Sources 182 (1), 66-75

УДК 615.47:616-072.7

**ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕХНИЧЕСКОГО
СОСТОЯНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ
АППАРАТОВ**

И.П. Корнева

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

Приведено обоснование необходимости контроля технического состояния электрохирургических аппаратов. Описаны основные особенности измеряемых сигналов. Предложена функциональная схема прибора, реализующего процедуру контроля технического состояния.

Ключевые слова: *электрохирургия, контроль технического состояния, измерительное оборудование.*

MEASURING DEVICE FOR CONTROL OF TECHNICAL STATE OF ELECTROSURGICAL HIGH-FREQUENCY EQUIPMENT

I.P. Korneeva

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

The substantiation of the necessity to control the technical condition of electrosurgical devices is given. The main features of the measured signals are described. A functional diagram of a device that implements a procedure for monitoring a technical condition is proposed.

Key words: *electrosurgery, technical state control, measuring equipment.*

В настоящее время 80% хирургических вмешательств проводится с использованием современных технических средств, к которым относятся лазерные скальпели и электрохирургические (далее – ЭХВЧ) аппараты. Основными преимуществами использования электрохирургических аппаратов при операциях являются малая инвазивность вмешательства, снижение кровопотери во время операции и, как следствие, уменьшение периода послеоперационного восстановления [1].

Для того, чтобы избежать опасных ситуаций при использовании ЭХВЧ аппарата необходимо, кроме контроля за соблюдением правил эксплуатации, проводить регулярную проверку выходных характеристик аппарата на предмет соответствия требованиям нормативно-технической документации на аппарат. Необходимость контроля технического состояния ЭХВЧ аппаратов подтверждена в законодательстве РФ [2].

На выходе ЭХВЧ аппарата формируется высокочастотный сигнал, мощность которого изменяется в широких пределах. Изменение мощности обусловлено различными значениями выходного тока и напряжения выходного сигнала. Наиболее общим является следующий диапазон изменения выходных характеристик ЭХВЧ аппаратов:

- a. Выходной ток – от нескольких мА до 500 мА;
- b. Выходное напряжение – от 200 В до 2000 В;
- c. Выходная мощность – от 10 Вт до 500 Вт;

Основной сложностью при разработке инструментальных средств контроля выходных параметров ЭХВЧ аппарата является необходимость измерения параметров высоковольтных высокочастотных сигналов большой мощности. Исходя из этого, средства инструментального контроля должны иметь ряд особенностей, таких как повышенные требования по выдерживаемому напряжению и мощности к резистивным элементам на входе и наличие гальванической развязки между измерительной и управляющей частями средства инструментального контроля, а также схемотехнические решения, адаптированные для измерения параметров высоковольтного высокочастотного сигнала.

Предлагаемый прибор для контроля технического состояния ЭХВЧ

аппарата состоит из двух модулей – измерительного и управляющего, развязанных между собой. На рисунке 1 представлена функциональная схема измерительного модуля.

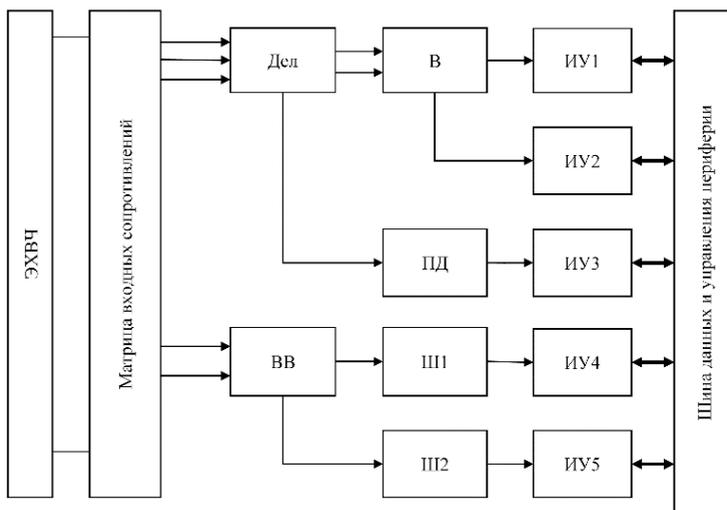


Рис. 4 – Функциональная схема измерительного модуля

Входной сигнал от аппарата ЭХВЧ поступает на матрицу входных сопротивлений, внутри которой реализованы схемы подключения нагрузочных и измерительных сопротивлений в соответствии с выбранным режимом измерений. Измерение выходного напряжения (среднего и пикового значений), выходного тока и тока утечки, а также выходной мощности электрохирургического аппарата осуществляется с помощью отдельных измерительных устройств ИУ1..5.

В режиме измерения напряжений входной сигнал проходит через делитель напряжения Дел и выпрямитель В. На выходе формируется сигнал, удобный для дальнейшей обработки цифровыми измерительными устройствами. В случае необходимости измерения пикового значения напряжения первичное преобразование входного сигнала происходит на пиковом детекторе. Измерение тока осуществляется на шунтах Ш1..2, при этом входной сигнал предварительно выпрямляется высоковольтным выпрямителем ВВ.

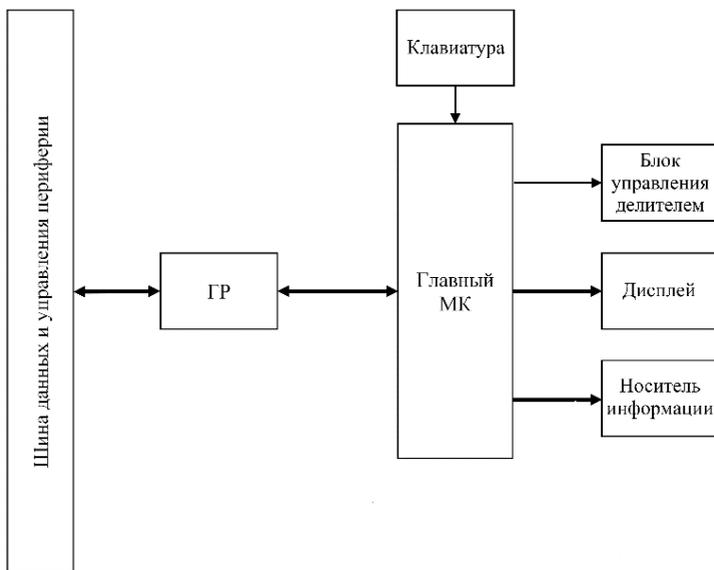


Рис. 5 – Функциональная схема управляющего модуля

На рисунке 2 представлена функциональная схема управляющего модуля. С шины данных периферии сигналы с измерительных устройств через гальваническую развязку ГР поступают на микроконтроллер, который, в свою очередь, производит все необходимые вычисления и операции для обеспечения полного функционала прибора – вывод результатов измерений на дисплей, запись их на носитель информации, а также управление процессом проведения измерений.

Библиографический список

1. Корнеева И.П. Необходимость разработки измерительного прибора для контроля технического состояния электрохирургических высокочастотных аппаратов // Биомедсистемы-2019: Тр. 32-й Всеросс. науч.-тех. конф. «Биомедсистемы-2019» / г. Рязань, декабрь 2019 г. – BookJet, 2019. – с. 623-624;
2. Федеральный Закон от 21 ноября 2011 г. №323 «Об основах охраны здоровья граждан в РФ». Консультант Плюс. – URL: http://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_121895/ (дата обращения 03.11.2020).

ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ ДАВЛЕНИЯ ЯЗЫКА НА НЕБО ИЗГИБНОГО ТИПА

Е.А. Бадеева¹, Т.И. Мурашкина¹, Ю.А. Васильев², Н.А. Хасаншина¹,
И.Е. Славкин¹

¹ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет»

²ФГБОУ ВО «Кубанский государственный медицинский университет»

Предложены волоконно-оптические датчики давления языка на небо для диагностической системы для использования в терапевтической стоматологии при диагностике различных отклонений в полости рта, вызванных врожденными расщелинами верхней губы и неба и другими сопутствующими аномалиям.

Ключевые слова: *волоконно-оптическая диагностическая система, аномалия челюстно-лицевой области, волоконно-оптический датчик, давление, пациент, язык, небо, оптическое волокно, модуль сбора и преобразования информации.*

Введение. При врожденной аномалии верхней губы и неба у пациентов изменяется положение языка в полости рта [1]. Он смещается в глубину ротовой полости, его спинка приподнимается к краям расщелины неба, а кончик не принимает участия в формировании звуков. В полости рта язык оказывает давление на окружающие ткани, так как является сильнейшим мышечным органом полости рта. Язык при расщелине своей спинкой оказывает давление на небо, тем самым раздвигает нефиксированные сегменты, что неблагоприятно для хирургического этапа реабилитации, так как для закрытия дефекта необходимо больше мягких тканей при условии их дефицита и ограниченного пространства (полости рта).

На начальной стадии диагностики заболевания, связанного с врожденными расщелинами верхней губы и неба и другими аномалиями ротовой полости, необходимы соответствующие медицинские технические средства диагностики. В настоящее время для измерения силы (давления) мышц языка используют методы диагностики, реализуемые с помощью электрических средств измерений [2, 3]. Например, известен способ измерения силы давления мышц языка, когда в полость рта пациента вводят два и более датчика усилия электрического типа [4]. Кроме того, не исключается электромагнитное воздействие со стороны средства измерений на тело пациента, что снижает достоверность результатов измерений в процессе диагностирования. Поэтому представляется целесообразным создание системы диагностики, в которой исключены вышеперечисленные недостатки, включающей средства измерений на новых высокотехнологичных принципах преобразования измерительной информации [5].

Цель работы – повышение достоверности и безопасности процедуры диагностирования различных отклонений в полости рта, вызванных врожденными расщелинами верхней губы и неба и другими сопутствующими патологиями у детей и взрослых с помощью волоконно-оптических средств измерений.

Материалы и методы. Предлагаются волоконно-оптические датчики давления (ВОДД), когда под действием давления языка пациента оптическое волокно испытывает изгибные воздействия или когда под действием давления языка изменяется положение оптико-модулирующего элемента относительно рабочих торцов оптических волокон [6]. В обоих случаях изменяется интенсивность оптического сигнала, пропорционально давлению языка на небо.

Результаты исследований. ВОДД изгибного типа содержит пластины 2 и 3, между которыми расположено оптическое волокно 4, подстыкованное одним торцом к источнику излучения, а другим – к приемнику излучения (рисунок 1, а) [6, 7]. Донышко верхней пластины, выполненное в виде перевернутого стакана, прогибается вверх под действием давления языка. Датчик устанавливают в полость рта пациента таким образом, чтобы донышко 8 верхней пластины 2 соприкасалась с небом пациента (рисунок 1, б)).

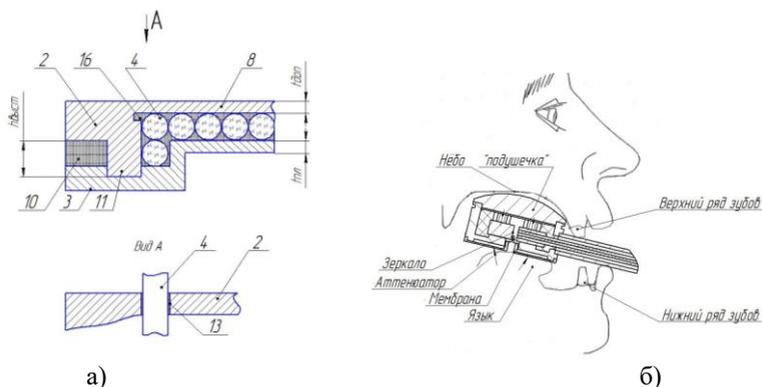


Рис. 1 – ВОДД: а) фрагмент конструкции разрабатываемого датчика; б) установка датчика в полости рта пациента

ВОДД изгибного типа работает следующим образом. Язык пациента с усилием давит на нижнюю пластину 3. Она прогибается в сторону неба 12. При этом оптические волокна 4 испытывают деформацию. Световой поток, прошедший от источника излучения в зону измерения, изменяет при деформации свою интенсивность. При этом изменяется уровень сигнала на приемнике излучения.

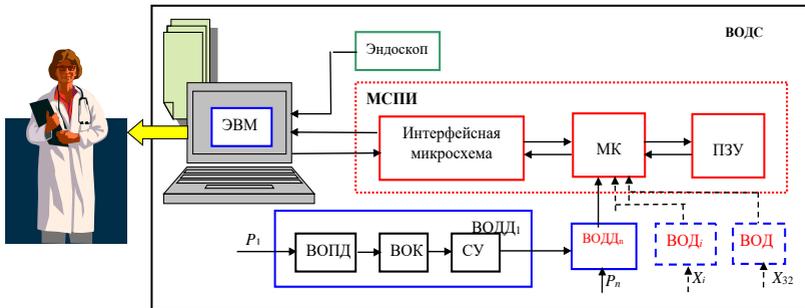
ВОДД аттенуаторно-отражательного типа соединяет в себе преимущества волоконно-оптических преобразователей микроперемещений

аттенюаторного и отражательного типов: с одной стороны - высокая чувствительность преобразования оптических сигналов, а с другой стороны - простота конструктивно-технологического исполнения и малые массогабаритные размеры [8, 9]. В ВОП с предельными аттенюаторами, перемещающимися в соответствии с изменением измеряемого параметра, модуляция оптического сигнала осуществляется за счет перемещения границы «непрозрачный экран – воздух» аттенюатора в направлении Z относительно торцов ПОВ и ООВ, расположенных с разных сторон относительно аттенюатора [10, 11]. При давлении языка на воспринимающий элемент ВОПД, размещенного в полости рта, аттенюатор перемещается между торцами рабочих отводящих оптических волокон ООВ_р и неподвижной зеркальной поверхностью.

Датчик содержит подводящее оптическое волокно (ПОВ), отводящее рабочее (ООВ_р) и отводящее компенсационное (ООВ_к) оптические волокна, общий торец которых закреплен во втулке на некотором расстоянии от зеркальной поверхности. Между рабочими оптическими волокнами и зеркальной поверхностью оптической оси ВОПД перемещается аттенюатор, который является внутренним торцом воспринимающего элемента, контактирующего с языком. Световой поток Φ_0 , сформированный источником излучения, по ПОВ передается в зону измерений в направлении зеркальной поверхности. Отраженные световые потоки $\Phi_p=f(P)$ и $\Phi_k=const$ по ООВ_р и ООВ_к поступают на рабочий и компенсационный приемники излучения соответственно. Приемники излучения преобразуют оптические сигналы $\Phi_p(P)$ и Φ_k в электрические сигналы $I_p(P)$ и $I_k(X=const)$ соответственно. Электрические сигналы $I_p(P)$ и I_k с выхода рабочего (РПИ) и компенсационного (КПИ) приемников излучения соответственно поступают на вход модуля сбора и преобразования информации (МСПИ). Для улучшения метрологических характеристик можно с помощью МСПИ осуществить или логометрическое или амплитудно-фазовое преобразование сигналов.

При логометрическом преобразовании формируется отношение разности сигналов на выходе рабочего и компенсационного каналов к их сумме $[I_p(P)-I_k]/[I_p(P)+I_k]$ [6]. Наличие двух гармонических сигналов на выходе ВОПД позволяет также реализовать амплитудно-фазовое преобразование сигналов $U_p(P)$ и U_k [12].

Блок-схема волоконно-оптической диагностической системы (ВОДС) на базе ВОПД приведена на рисунке 2.



ВОДС - волоконно-оптическая диагностическая система; $P_1 \dots P_n$ – значения измеряемого давления; ВОДД₁...ВОДД_n - волоконно-оптические датчики давления; ВОД_i... ВОД₃₂ - волоконно-оптические датчики других физических величин (например, температуры, артериального давления, уровня жидкости и др.); ВОПД - волоконно-оптические преобразователи давления; ВОК- волоконно-оптические кабели; СУ - согласующие устройства; МСПИ – модуль сбора и преобразования информации, МК- микроконтроллер, ПЗУ – программное запоминающее устройство, Э – эндоскоп, ПО – разрабатываемое программное обеспечение, БД – база данных, ЭВМ – электронно-вычислительная машина

Рис. 2 – Структурная схема ВОДС на базе волоконно-оптических датчиков давления изгибного или аттенуаторно-отражательного типа

Входные величины $P_1, \dots, P_n, \dots, X_{32}$ поступают соответственно на входы ВОДД₁,... ВОДД_n,...ВОД₃₂, которые, в свою очередь, состоят соответственно из волоконно-оптических преобразователей давления ВОПД₁,...ВОПД_n, волоконно-оптических кабелей (ВОК) ВОК₁, ВОК₂,...ВОК₃₂, согласующих устройств СУ₁, СУ₂,...СУ₃₂. ВОПД предназначен для преобразования измеряемого давления в изменение интенсивности светового потока.

Волоконно-оптический кабель (ВОК) необходим для передачи светового потока от источника излучения в зону измерения и обратно к приемникам излучения. Его длина может быть в пределах от 2 до 20 м. Согласующие устройства включают один ИК-светодиод и два приемника излучения (по одному на рабочий и компенсационный каналы), согласованные по спектру со светодиодами и предназначенные для электрооптического и фотоэлектрического преобразования сигналов ВОДД соответственно. ВОДС позволяет в дальнейшем подключать датчики других физических величин X (например, температуры, артериального давления, уровня жидкости и др.), на схеме они обозначены ВОД. Общее количество датчиков, подключаемых к системе, может достигать 32. МСПИ состоит из микроконтроллера, программного запоминающего устройства, интерфейсной микросхемы.

В качестве вычислительного устройства используется 32-х разрядный микроконтроллер 1986ВЕ91Т. Микроконтроллеры семейства 1986 имеют

наиболее богатый набор периферийных устройств (ПУ): контроллер DMA с функциями передачи «периферия-память», «память-память»; два контроллера CAN интерфейса; контроллер USB интерфейса с функциями работы Device и Host; контроллеры интерфейсов UART, SPI, I2C; три 16-разрядных таймер-счетчика с функциями ШИМ и регистрации событий; до 96 пользовательских линий ввода-вывода. Системная шина и шина данных ядра подключаются к внешним (относительно ядра) блокам микроконтроллера через матрицу шин. Для разрешения конфликтов при запросе на доступ к шине используется арбитраж. Матрица шин образует несколько параллельных соединений между шинами ядра Cortex и другими внешними шинными "мастерами", такими как каналы DMA, статическое ОЗУ и устройства ввода/вывода. Если два шинных "мастера" (например, ядро Cortex и канал DMA) предпринимают попытку доступа к одному и тому же устройству ввода/вывода, то вступит в действие внутренний арбитр, который разрешит конфликт, предоставив доступ к шине тому, кто имеет наивысший приоритет. Архитектура системы памяти за счет матрицы системных шин позволяет минимизировать возможные конфликты при работе системы и улучшить общую производительность.

Основной функционал ВОДС включает в себя: восприятие физической величины – давления, преобразование-усиление выходного сигнала ВОДД, линейаризацию, фильтрацию и расчёт значения выходной величины, температурную коррекцию, преобразование электрической величины на выходе с ВОДД в цифровой сигнал (код), визуализацию измерительного процесса на экране ЭВМ, формирование информационной базы измерений, сравнение значений давления со значениями, занесенными в базу данных, визуализацию информации, необходимой врачу для принятия решений о последующем лечении. Разрабатываемая ВОДС не будет требовать специальной подготовки врачей в части ее использования. От врача потребуется только с помощью эндоскопа правильно установить ВОПД в полости рта. Результаты измерений выводятся на экран ЭВМ. Также на экран ЭВМ выводятся рекомендации по дальнейшим врачебным действиям.

Заключение. Практическая значимость предлагаемой диагностической системы состоит в оснащении стоматологических отделений медицинских учреждений безопасными для здоровья пациентов, надежными, малогабаритными, высокоточными средствами диагностики в полости рта при выявлении челюстно-лицевых патологий, вызванных врожденными расщелинами верхней губы и неба, а также другими аномалиями;; повышении помехоустойчивости в условиях воздействия электромагнитных помех сопутствующих электроэнергетических установок, применяемых в медицинских учреждениях; обеспечении экологической безопасности пациентов, в первую очередь, детей. В данной работе новыми являются следующие положения и результаты: конструктивное исполнение и принцип действия ВОДД на небо для использования в терапевтической стоматологии;

способ установки ВОПД аттенуаторно-отражательного типа в полости рта пациента; структурная схема и принцип действия ВОДС на базе ВОДД изгибного или аттенуаторно-отражательного типа; рекомендации по применению ВОДС в стоматологии позволит улучшить качество обслуживания маленьких пациентов на начальной стадии диагностики заболевания, связанного с врожденными расщелинами верхней губы и неба и другими аномалиями ротовой полости.

Благодарности. *Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта №18-38-20045.*

Библиографический список

1. Виноградов Д. Постановка голоса. – М: Просвещение, 1997. – 110 с.
2. Уракова Е.В. Морфофункциональная оценка языка и ее клиническое значение. Диссертация на соискание уч. степени канд. мед. наук. Специальность 14.00.21 - Стоматология. Казань. – 1998. - 131 с.
3. Ямашев И.Г., Матвеев Р.С. Язык: клинко-функциональные методы диагностики патологических состояний. - Чебоксары: АУ Чувашии ИУВ, 2012. - С. 48.
4. Патент RU 2623309 Способ измерения силы давления мышц языка на сегменты смежных анатомических образований полости рта// Опубл. 23.06.2017 <http://www.findpatent.ru/patent/262/2623309.html>
5. Волоконно-оптические приборы и системы: Научные разработки НТЦ "Нанотехнологии волоконно-оптических систем" Пензенского государственного университета Ч. I / Т. И. Мурашкина, Е. А. Бадеева. -СПб.: Политехника. - 2018. - 187 с.
6. Волоконно-оптический датчик силы (давления) мышц языка/ Е.А. Бадеева, Т.И. Мурашкина, Ю.А. Васильев, Д.И. Серебряков, Т.Ю. Бростилова, Н.А. Хасаншина, Л.Ф. Терещенко // Модели, системы и сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2019. - №3. – С. 83-93.
7. Заявка на полезную модель № 2019137248 от 19.11.2019. Волоконно-оптический датчик силы мышц языка – давления языка на небо и способ его сборки/ Е.А. Бадеева, Т.И. Мурашкина, Ю.А. Васильев, Д.И. Серебряков, А.В. Арутюнов, Л.Ф. Терещенко, Т.Ю. Бростилова, Н.А. Хасаншина.
8. К реализации дифференциального преобразования сигналов в волоконно-оптических преобразователях давления отражательного типа/Л.Н. Коломиец, Е.А. Бадеева, Т.И. Мурашкина//Датчики и системы. –2007. –№ 3. –С. 26–28.
9. Бадеева Е.А. Научная концепция проектирования ВОДД с открытым оптическим каналом для ракетно-космической и авиационной техники // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2016. – № 4. –С.103–114.
10. Бадеева Е.А. ВОДД аттенуаторного типа для летательных аппаратов // Труды Межд-ой НТК «Методы и средства измерения в системах контроля и

управления», 9-10 сентября 2002, Пенза: Изд-во Пенз. гос. ун-та, 2002. - С.26-27.

11. ВОДД аттенуаторного типа для летательных аппаратов / Е.А. Бадеева, В.А. Мещеряков, Т.И. Мурашкина и [др.]/Датчики и системы. -2003.-№4. – С. 11–14.

12. Обоснование возможности амплитудно-фазового преобразования сигналов в волоконно-оптических датчиках давления/ Е.А. Бадеева, А.В. Мотин, И.Е. Славкин, Т.И. Мурашкина и др. //Приборы. - №11 (209). - 2017. – С.11-15.

УДК 629.7.054.44

ИОННО-МЕТОЧНЫЙ РАСХОДОМЕР ДЛЯ АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

А.Р. Гизамова

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

Научный руководитель – Ганеев Ф.А., кандидат технических наук, доцент

Рассмотрено решение использования ионно-меточного датчика в аппаратах искусственной вентиляции легких. Это позволит разрешить ряд недостатков.

Ключевые слова: искусственная вентиляция легких, ионно-меточный датчик, расходомер.

ION-MARKED FLOWMETER FOR ARTIFICIAL VENTILATION DEVICES

Gizamova A.R.

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

Scientific adviser - Ganeev F.A., candidate of technical sciences, associate professor

The solution of using an ion-tagging sensor in mechanical ventilation devices is considered. This will resolve a number of disadvantages.

Key words: artificial lung ventilation, ion-tagging sensor, flow meter.

В настоящее время многим больным пневмонией COVID-19 нужна искусственная вентиляция легких. Заболевание COVID-19 поражает преимущественно нижние дыхательные пути, и у 20% людей он проникает глубоко в легкие. При этом состояние больного быстро становится критическим, и самых тяжелых пациентов необходимо срочно поместить в

отделение интенсивной терапии и подключить к аппаратам искусственной вентиляции легких (ИВЛ).

Искусственная вентиляция необходима в тех случаях, когда легкие больше не могут вдыхать достаточно кислорода и выдыхать собравшийся в них углекислый газ. В этом случае аппараты ИВЛ берут на себя функции дыхательной системы.

Аппарат ИВЛ состоит из нескольких основных частей таких как компрессор, электронные схемы, датчики, система клапанов. Прибор способствует поступлению газовой смеси с необходимой и допустимой концентрацией кислорода в легкие пациента под давлением. В процессе его функционирования должна быть соблюдена цикличность воздуха, переключение инспирации и экспирации должно производиться с соблюдением потока, объема и давления воздуха при определенных временных параметрах. На этапе инспирации производится контролируемая вентиляция, в остальных случаях прибор осуществляет поддержку инстинктивному дыханию пациента.

Подключаться аппарат ИВЛ может двумя способами: инвазивным и неинвазивным. При неинвазивном способе подключения подача воздуха осуществляется по трубке и выводится через маску, при инвазивном же способе подключения воздушная смесь подается по интубационной трубке, введенной в трахеостому или дыхательные пути.

В настоящее время для расходомеров в аппаратах ИВЛ используют термоанемометры, которые обладают рядом недостатков, в частности в ИВЛ, это дороговизна производства. Так как данные расходомеры требуют торировки (компенсация большей части систематической погрешности всей измерительной системы от входа измеряемой физической величины до выхода измеренного значения этой величины), для каждого измерителя, что в совокупности с одноразовым использованием усугубляют ситуацию. Решением предлагается использование ионно-меточного измерителя в качестве расходомера для ИВЛ.

На рисунке 1 представлена типовая схема ионно-меточного измерителя воздушной скорости, состоящего из проточного канала, в котором размещены малогабаритный коронный разрядник 2 и регистрирующий электрод 4. Генератор меток 1 в момент t_0 формирует короткий высоковольтный импульс, который поступает на разрядник. В результате коронного разряда ионизируется область воздушного потока, прилегающая к разряднику. Образовавшееся ионное облако 3 (метка) уносится воздушным потоком по проточному каналу. Метка, пролетая около кольцевого регистрирующего электрода, наводит импульсный сигнал, временное положение которого t_1 фиксирует регистратор меток 5 [1]. Временной интервал $t_1 - t_0 = \tau$ зависит от скорости пролета метки базового расстояния L_0 между разрядником и электродом. Таким образом, скорость воздушного потока будет равна $V = L_0 / \tau$.

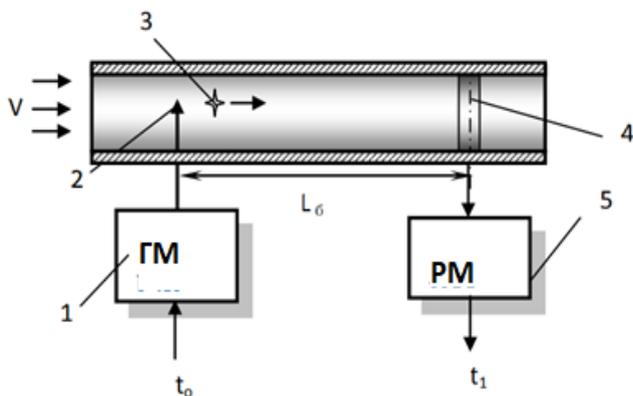


Рис. 1 – Схема ионно-меточного измерителя воздушной скорости

Генерация ионных меток (ГМ), их регистрация (РМ), преобразование и обработка информативных сигналов осуществляется электронными устройствами, что позволяет успешно решать задачи их миниатюризации, снижения энергопотребления, себестоимости, повышения надежности. Использование для реализации ионно-меточного датчика современной элементной базы и информационных технологий позволяет создать малогабаритный прибор.

В качестве одноразового элемента можно использовать только микрозарядник коронного разряда, который представляет из себя иглу и приемный электрод [2], выполненный в виде металлического кольца. Вся остальная электрическая часть ионно-меточного датчика может быть использована многократно. Такой измеритель не требует точной торировки, как термоанемометр, так как базовое расстояние ионно-меточного датчика измеряется в миллиметрах, а не в микрометрах как нить у термоанемометра.

Таким образом, при использовании ионно-меточного датчика вместо термоанемометра в аппаратах искусственной вентиляции легких, решится проблема дороговизны производства. Все вышесказанное подтверждает необходимость введения ионно-меточного датчика в аппараты ИВЛ.

Библиографический список

1. Трохан А.М. Гидроаэрофизические измерения. – М.: Издательства стандартов, 1981. - 336 с.
2. Патент РФ на полезную модель №166715, МПК G01P 5/18, Ионно-меточный измеритель скорости воздушного потока/ Ганеев Ф.А., Ганеев Т.Ф., Миннебаев М.Р., Уразбахтин И.Р. Заявл. 04.07.2016. Оpubл. 10.12.2016. – Бюл. №34.

УДК 681.586.728

ДАТЧИК ХОЛЛА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина

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

В данной работе предлагается для контроля параметров магнитного поля при магнитотерапевтическом воздействии использовать датчик Холла. Рассмотрены характеристики и конструктивные особенности датчика Холла типа SS496A фирмы Honeywell.

Ключевые слова: датчик Холла, магнитное поле, магнитотерапия, магнитная индукция, эффект Холла.

HALL SENSOR FOR CONTROL OF MAGNETIC FIELD PARAMETERS OF MAGNETOTHERAPY SYSTEM

A.R. Gabdrakhmanova, M.M. Tyurina

Kazan national research technical university named after A.N. Tupolev, Kazan

This report proposes to use a Hall sensor to control the parameters of the magnetic field during magnetotherapy. The characteristics of the company and the design features of the Hall sensor of the SS496A Honeywell type are considered.

Key words: Hall sensor, magnetic field, magnetic therapy, magnetic induction, Hall effect.

В последнее время в России и за рубежом интенсивно развивается перспективная область медицины - магнитотерапия, основанная на использовании биологического и лечебного действия электромагнитных полей. Многочисленные лабораторные и клинические исследования показали высокий клинический эффект при лечении магнитными полями различных заболеваний, в частности сердечно-сосудистых. Положительные результаты действия комплексной магнитотерапии достигаются в 80-85% случаев. Объясняется это не только хорошей переносимостью процедур, минимальным числом противопоказаний, но и возможностью оптимизировать воздействие в соответствии с последними достижениями в области физиотерапии, физиологии и магнитобиологии. Характер и интенсивность действия магнитного поля зависят от биотропных параметров магнитного поля, а также от индивидуальных особенностей пациента. При этом возникает задача контроля параметров магнитного поля, в частности контроля величины магнитной индукции при проведении магнитотерапевтических воздействий. Для решения этой задачи было разработано устройство измерения величины магнитной индукции на основе датчика Холла.

Датчики магнитного поля, использующие эффект Холла, относятся к активным датчикам, так как они сами вырабатывают измерительное напряжение, связанное с магнитным полем. При протекании тока через датчик Холла и при воздействии на него магнитного поля, перпендикулярного плоскости датчика, возникает напряжение Холла, зависящее от величины вектора магнитной индукции. Датчик Холла используется как готовый модуль, в который входят: полупроводниковой прямоугольной пластинки, к которой присоединены четыре электрических вывода. Схематически чувствительный элемент этого датчика показан на рисунке 1.

Эффект Холла заключается в следующем. Пусть образец имеет форму прямоугольной пластинки длиной l , шириной d , толщиной b (рис. 1).

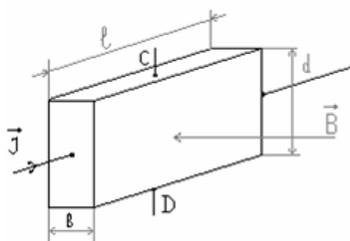


Рис. 1 – Схематически чувствительный элемент датчика Холла

Если вдоль образца пропустить электрический ток I , а перпендикулярно плоскости пластинки создать магнитное поле B , то на боковых плоскостях пластинки в направлении CD возникнет электрическое поле, которое называют полем Холла. На практике, как правило, поле Холла характеризуют разностью потенциалов, которую измеряют между симметричными точками C и D на боковой поверхности образца. Эта разность потенциалов называется Холловской разностью потенциалов или ЭДС Холла. Следует иметь в виду, что датчик Холла измеряет перпендикулярную (к плоскости датчика) составляющую вектора магнитного поля, поэтому, если нужно измерять максимальное значение магнитного поля, необходимо датчик Холла ориентировать соответствующим образом.

Ассортимент «холловских» датчиков Honeywell в основном представлен интегральными приборами в корпусах для поверхностного или сквозного монтажа. В общем случае такие датчики представляют собой трехвыводной прибор с двумя выводами питания и одним аналоговым или цифровым выходом. Они состоят из полупроводникового элемента Холла, стабилизатора питания, дифференциального усилителя и выходного каскада. В зависимости от модели, выходной каскад датчика может представлять собой усилитель на биполярном транзисторе, включенном по схеме с открытым коллектором (р-п-р) или по двухтактной схеме (р-п-р + п-р-п).

Выходное напряжение этих датчиков находится в линейной зависимости от величины вектора магнитной индукции (рис. 2).

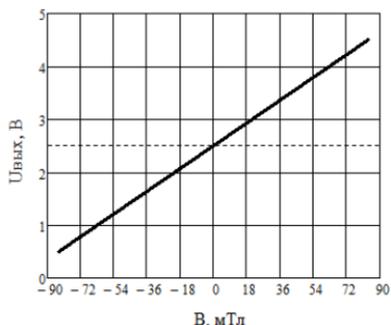


Рис. 2 – Зависимость выходного напряжения датчика типа SS496A от величины вектора магнитной индукции

За пределами рабочей области датчик входит в насыщение. При отсутствии внешнего магнитного поля напряжение на выходе равно половине напряжения питания. Размах выходного напряжения и чувствительность датчиков находятся также в линейной зависимости от напряжения источника питания (пропорциональный выход). Этот тип датчиков характеризуется высокой нагрузочной способностью, линейной характеристикой преобразования в рабочем диапазоне магнитных полей, широким диапазоном рабочих температур и питающих напряжений, долговременной стабильностью параметров и малым током потребления.

Датчик необходимо установить на внешний корпус магнитоиндуктора, чтобы не допустить возникновения дополнительных погрешностей, связанных с интенсивностью магнитного излучения, поскольку на расстоянии 3 см магнитное поле может уменьшиться почти в 20 раз. Магнитоиндуктор создает магнитное поле, элемент Холла принимает его, создает напряжение, которое усиливает усилитель и через импульсный провод сигнал подается на дальнейшую обработку.

Таким образом, в данной работе предлагается использовать датчик Холла типа SS496A компании Honeywell, который по своим техническим характеристикам он соответствует требованиям, предъявленным для разработки магнитотерапевтической системы реабилитации медицинского назначения.

Библиографический список

1. Виглеб Г. Датчики. Устройство и применение. Пер. с нем. М.А. Хацериова. – Москва: Мир, 1989. С. 126-131.
2. Зайцев В.И. Эффект Холла // Исследование физических процессов/А.В.Петров, С.И.Ковалев – М., 2005. С.155-156.

УДК 621.317.312

МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОВОДИМОСТИ ВНУТРИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

А.А. Жильников¹, Т.А. Жильников¹, В.И. Жулев²

¹Академия ФСИН России, г. Рязань

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

Получил развитие косвенный метод определения искомого значения электрической проводимости внутри биологических объектов на основании результатов прямых неинвазивных измерений вихревого потока магнитного поля тока, функционально связанного с проводимостью.

Ключевые слова: *электротерапевтические процедуры, электрическая проводимость, биологический объект, вихревое магнитное поле, магнитный поток.*

METHOD FOR DETERMINING ELECTRICAL CONDUCTIVITY INSIDE BIOLOGICAL OBJECTS

A.A. Zhilnikov¹, T.A. Zhilnikov¹, V.I. Zhulev²

¹Academy of the Federal Penal Service of Russia, Ryazan

²Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

An indirect method for determining the desired value of electrical conductivity inside biological objects based on the results of direct noninvasive measurements of the vortex flow of the magnetic field of the current, which is functionally related to the conductivity, has been developed.

Key words: *electrotherapy procedures, electrical conductivity, biological object, vortex magnetic field, magnetic flux.*

В настоящее время применение патогенетически обоснованных электротерапевтических процедур (электростимуляция, диадинамотерапия и т.д.), которые повышающих эффективность лечения, вследствие использования импульсного и переменного электрического низкочастотного тока, отличающегося по напряжению, форме, продолжительности, стало неотъемлемой частью комплексного и восстановительного лечения, реабилитации, вторичной профилактики больных с различными заболеваниями и травматическими повреждениями [1]. Эффективность таких процедур во многом обусловлена не только параметрами тока, но и в значительной степени от пути его внутритканевого протекания между электродами, поскольку человеческое тело является сложным проводником, по которому ток распространяется неравномерно.

Плотность тока проводимости в тканях, согласно первому материальному уравнению Максвелла, определяется напряженностью электрического поля, и

зависит от их электропроводности. На низких (квазистационарных) частотах (до нескольких кГц) ток протекает практически только через внеклеточную среду, которая и определяет проводимость ткани [2–4]. Поскольку неповрежденная кожа человека обладает высоким электрическим сопротивлением и низкой удельной электропроводностью, низкочастотный ток проникает в организм преимущественно через выводные протоки потовых желез и волосяных фолликулов и, в меньшей степени, по межклеточным щелям эпидермиса и дермы (транскутанно) [5]. Далее ток распространяется по пути наименьшего сопротивления, в основном по межклеточным пространствам, кровеносным и лимфатическим сосудам, оболочкам нервов и мышц, а, следовательно, значительно отклоняется от прямой линии, по которой условно можно соединить два электрода. При этом выявление таких отклонений представляет собой достаточно трудоемкий процесс, в отсутствие возможности прямых измерений значений электрической проводимости внутри биологических объектов [6].

Таким образом, в работе предлагается метод, предназначенный для определения геометрии расположения тоннеля электрической проводимости тока внутри биологических объектов, протекающего между электродами в ходе электротерапевтических сеансов.

Библиографический список

1. Ушаков А.А. Практическая физиотерапия. – 2-е изд., испр. и доп. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2009. – 608 с.
2. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. – 5-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1981. – 344 с.
3. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Практическая реализация системы неинвазивного магнитоиндукционного исследования биологических объектов // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. № 6. С. 27-37.
4. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Квазистационарная модель описания магнитного поля при реализации способа магнитоиндукционного исследования ферромагнитных тел внутри объектов // Инженерная физика. 2017. № 9. С. 33-39.
5. Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия: учебник / Г.Н. Пономаренко. – 5-е изд., перераб. и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 368 с.
6. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Определение геометрии расположения в биообъекте тоннеля электрической проводимости тока // Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 37-44.

УДК 616-71

РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСНОГО ДАТЧИКА ИЗМЕРЕНИЯ БИОИМПЕДАНСА С КОНТРОЛЕМ КАЧЕСТВА ПРИЖАТИЯ ЭЛЕКТРОДОВ

И.В. Жилина, Ю.А. Гладышева

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

В данной статье рассмотрена проблема влияния плохого контакта электродов на качество результатов на примере измерения биоимпеданса. Рассмотрен возможный комплекс электрода с датчиком измерения качества прижатия электрода – требования к датчику, структурные схемы, достоинства.

Ключевые слова: электрод, биоимпеданс, качество измерений.

DEVELOPMENT OF A COMPREHENSIVE SENSOR FOR MEASURING BIOIMPEDANCE WITH QUALITY CONTROL OF ELECTRODE PRESSURE

I.V. Zhilina, Y.A. Gladysheva

Tambov State Technical University, Russia, Tambov

This article discusses the problem of poor electrode contact on the quality of an example of bioimpedance measurement. A possible complex of an electrode with a sensor of the electrode pressing quality is considered - requirements for the sensor, structural diagrams, advantages.

Keywords: electrode, bioimpedance, measurement quality.

Изучение состава тела – сравнительно новая область биологии и медицины, которая выделилась в отдельное направление исследований в начале второй половины XX в.

Биоимпедансное исследование состава тела, предполагает такие параметры как: контроль над весом, распределение воды в организме, потеря кого-либо вещества, анализ мышечной массы, жировой массы, измерения комплексного электрического сопротивления биотканей и биожидкостей, а также может использоваться в измерении электрического сопротивления активных точек организма, в общем оценка состояния всего тела. Биоимпеданс относится к такому виду, диагностики который, позволил бы, не допустить риск развития разного рода болезней. Биоимпедансное исследование состава тела, с использованием половозрастных норм, позволяет:

- оценить нутритивный статус пациента;
- провести углубленную диагностику ожирения и метаболического синдрома;
- оценить достаточность белковой компоненты питания;

- оценить двигательную активность пациента;
- оценить физическое развитие детей и подростков;
- выявить нарушения гидратации организма;
- выявить риски широкого спектра хронических заболеваний катаболической направленности. Ряд заболеваний, который подталкивает людей на исследование: сахарный диабет, ожирение, анорексические проявления, гепатит или цирроз печени, белковая недостаточность, хронические заболевания дыхательных путей.

Точность биоимпедансометрии до сих пор является дискуссионным вопросом. Есть ряд подтверждающих материалов [2], в которых утверждается точность биоимпеданса по одному из показателей (важному, безусловно) – уровень жира в организме. Погрешность биоимпеданса оценивается как 3 – 6%, что считается допустимым.

Сравнивают биоимпеданс с эталонным исследованием состава тела DEXA (DXA, денситометрия). Упрощенно говоря, это – рентген состава тела. На данный момент утверждается, что биоимпедансометрия дает сопоставимые результаты по некоторым показателям, в первую очередь жировой массе. Однако исследование тела с помощью DEXA является относительно более сложной, дорогой и не безопасной операцией – тело подвергается воздействию рентгеновских лучей. Отсюда и возникает стремление добиться как можно меньшей погрешности и более высокой воспроизводимости при использовании биоимпедансометрии.

Измеряющий параметры биоимпеданса измерительный прибор взаимодействует с биообъектом через электроды. В области контакта электрода с тканью протекают достаточно сложные физические и химические процессы, влияющие на результаты измерения. Главный результат этих процессов – смена носителей заряда, образующих электрический ток. В проводах и металлических электродах ток образован электронами, движущимися в кристаллической решетке металла, а в ткани – ионами, перемещающимися в растворе электролита. При контакте электрода с электролитом между ними устанавливается равновесная разность потенциалов, а у поверхности раздела формируется двойной электрический слой. При этом атомы материала электрода могут переходить в электролит, а ионы электролита – осажаться на поверхность электрода. В случае биоимпедансных измерений растворение электрода недопустимо, поэтому применяют электроды из серебра, платины и других инертных металлов, атомы которых лишь участвуют в обмене электронами с ионами.

При пропускании через контакт электрического тока непосредственно у поверхности электрода протекают окислительно-восстановительные реакции, обеспечивающие обмен носителей заряда. Величина разности потенциалов между электродом и электролитом при этом изменяется. Это явление называется поляризацией электрода. Поляризация является нежелательным

фактором, так как она создает необходимость прикладывать к контакту дополнительное напряжение для обеспечения протекания тока.

Эквивалентная схема контакта (рисунок 1) содержит несколько параллельных ветвей. Одна из них отображает процессы, протекающие при химических реакциях на электроде. В эту ветвь входят источник постоянного напряжения поляризации V_n и цепь с сопротивлением $R_{эл}$ и элементом $CPE_{эл}$. Вторая ветвь содержит емкость двойного электрического слоя C_d . Так как этот слой очень тонкий, величина емкости оказывается весьма значительной – порядка 10 мкФ на 1 см² контакта. Третья ветвь отображает адсорбцию частиц из раствора на поверхности электрода. Схема может быть дополнена ветвями, соответствующими другим процессам. Вследствие наличия емкостной ветви модуль импеданса контакта убывает с ростом частоты, так что на частотах выше 5 кГц влияние контакта на измерения незначительно. Но на более низких частотах поляризация и импеданс контакта могут вносить заметный вклад в погрешность измерения.

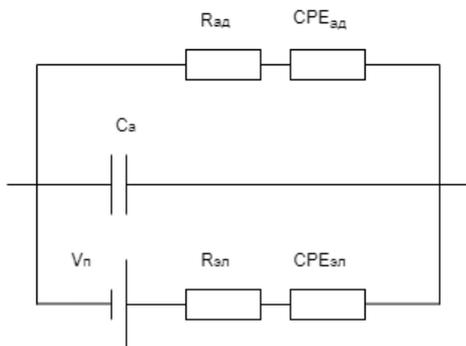


Рис. 1 – Упрощенная эквивалентная схема контакта электрода с кожей

Высокий импеданс рогового слоя кожи создает серьезные затруднения для измерений. Для их преодоления необходимо, во-первых, очистить кожу в местах наложения электродов и, во-вторых, нанести на кожу специальный гель или солевой раствор, которые пропитывают роговой слой и уменьшают его сопротивление. Также применяются специальные электроды с микростриями, проникающими через роговой слой и создающими контакт с хорошо проводящим эпидермисом. Наконец, можно снять роговой слой с использованием абразивных материалов. Полный импеданс контакта состоит из последовательно соединенных импеданса контакта электрода с гелем, импеданса геля и импеданса рогового слоя, уменьшенного за счет пропитки гелем. Перечисленные составляющие имеют достаточно сложные частотные зависимости. В целом модуль импеданса контакта существенно убывает с ростом частоты.

Напряжение на контакте описывается, вообще говоря, нелинейной функцией плотности тока. Поэтому при протекании через контакт синусоидального переменного тока напряжение на контакте может по форме отличаться от синусоиды и содержать высшие гармоники. Этот эффект особенно нежелателен при выполнении измерения одновременно на нескольких частотах, так как приводит к появлению суммарных и разностных частот. С ростом частоты нелинейные искажения уменьшаются, а допустимая плотность тока увеличивается. Платиновый электрод на частоте 1 кГц обеспечивает отсутствие заметной нелинейности при плотности тока до 1 мА/см². В случае применения электродов с небольшой площадью поверхности нелинейные искажения могут быть значительными. Таким образом, импедансы контактов могут оказать существенное влияние на результат измерения биоимпеданса. В биполярной схеме измерений, в которой одна пара электродов 1 и 2 используется как для подведения тока, так и для снятия напряжения, измеряется модуль суммарного импеданса

$$Z_{sum} = Z_m + ZC_1 + ZC_2,$$

где ZC_1 и ZC_2 – импедансы контактов, неопределенность и нестабильность которых делают невозможным точное определение импеданса объекта.

Еще одной из проблем биоимпедансных измерений является несоответствие границ измеряемого участка анатомическим границам сегмента тела. Наиболее очевидный способ решить эту проблему – установка измерительных электродов на анатомических границах. Но такое решение не всегда возможно и во многих случаях неудобно.

Стремление повысить точность измерения, минимизировав влияние контакта между электродом и исследуемым объектом, привело к идее создания комплексного датчика, включающим в себя непосредственно электрод и датчик, определяющий качество контакта электрода с кожей. Под качеством контакта следует принимать степень прижатия электродов. Далеко не всегда удастся добиться хорошего контакта, при котором расстояние между электродом и кожей будет минимально, и при использовании токопроводящего геля или соли быть уверенным, что гель равномерно нанесен. К тому же, не исключена ситуация, когда в процессе измерения биоимпеданса электрод «отклеивается». Необходима «сигнализация», что позволит избежать заведомо неправильных результатов [4].

Наиболее простым и применимым способом оценить степень прижатия электродов – является электрический метод оценки емкости между поверхностями. Тот зазор, который образуется между электродом и биообъектом, есть ни что иное, как плоский конденсатор, движение электронов и протекание электрохимических процессов в этой области, создает на противоположных поверхностях электрический заряд. Измерение

значения этого заряда можно и интерполировать как степень прижатия электродов.

Разработка биотехнической системы контроля биоимпеданса с возможностью контроля силы прижатия электродов представлена на рисунке 2 и состоит из аналоговой части измерителя, где происходит заряд и разряд объекта, и цифровой части для подсчитывания измеряемой емкости и вывода результата.

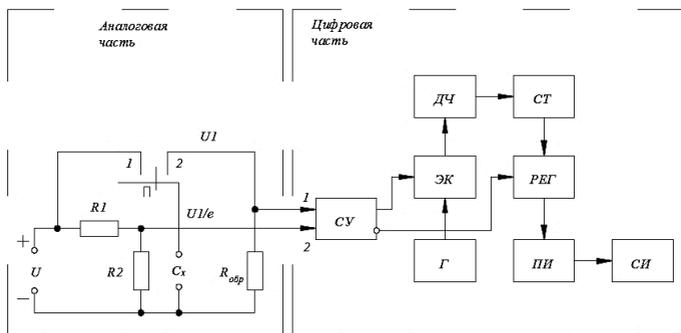


Рис. 2 – Функциональная схема измерителя емкости

При модификации электрода таким прибором, электрод неизбежно становится активным, для питания датчика прижатия необходимо электрическое напряжение, поэтому требования к такому прибору в первую очередь должны обеспечивать безопасность эксплуатации.

Требования к прибору для измерения электрической емкости следующие:

- Диапазон измерения от 0 до 1 нФ;
- Пределы абсолютной допустимой погрешности не должны превышать по модулю 1 пФ;
- Время измерения должно быть не более 100 мс;
- Электропитание прибора должно производиться от безопасного источника напряжения до 5 В;
- Прибор должен реализовывать способы помехозащиты и быть устойчивым к статическому напряжению.

Достоинством данного устройства измерения электрической емкости является то, что он обладает расширенным рабочим диапазоном измеряемых значений емкости, способен выдавать результат за малое время измерения, может быть интегрирован в любое другое устройство [1].

Интеграция с непосредственно электродом может быть представлена следующим образом, как ниже на структурной схеме (рисунок 3).

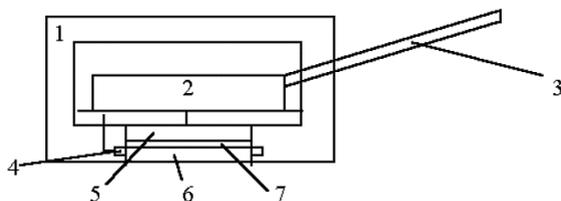


Рис. 3 – Структурная схема комплекса электрода и датчика степени прижатия

Где 1 – защитный корпус электрода, 2 – электронная часть датчика измерения степени прижатия электродов, 3 – кабель электрода, 4 – контактная площадка для измерения емкости на электроде, соединённая с электронной частью.

Таким образом, техническая реализация универсального комплексного датчика для автоматизированной МК БТС измерения биоимпеданса оказывается возможной за счёт:

- совмещения точек измерения;
- применения емкостного электрода, минимизации габаритов электродов;
- совмещения их в одном корпусе;
- размещения в нём части измерительной схемы при применении режима разделения реального времени измерений различных биофизических параметров.

Таким образом, мы получаем более эффективную систему, качественно снижающий риск ошибки в измерении и величину методологической погрешности, не жертвуя сложностью проведения операции и безопасности пациента.

Библиографический список

1. Патент 2577803 (РФ). Способ измерения электрической емкости и устройство для его осуществления / И.В. Короткова, О.М. Павлов, Г.П. Телитченко, В.И. Шевцов. – МПК G01R 27/26, заявл. 29.08.2014, публ. 20.03.2016, Бюл. № 8.
2. W.L. Beeson, M. Batech, E. Schultz, L. Salto, A. Firek, M. DeLeon, H. Balcazar. Comparison of bioelectrical impedance analysis and dual energy X-ray absorptiometry for assessment of body composition in children // *Int J Body Compos Res.* – 2010. P.45-50.
3. Фролов С.В., Лядов М.А., Комарова И.А., Остапенко О.А. Современные тенденции развития медицинских информационных систем мониторинга // *Вопросы современной науки и практики. Университет им. В.И. Вернадского.* – 2013. – №2(46). – С.66-75.
4. Николаев Д.В. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев. – М.: Наука, 2009. – 392 с.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАВЫКОВ ХОДЬБЫ ПОСЛЕ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ АППАРАТЕ

И.В. Тихомиров, Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова

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

Работа посвящена вопросу разработки устройства восстановления навыков ходьбы после операций на опорно-двигательном аппарате. Предложена структурная схема устройства инструментального обеспечения для универсальной информационно-измерительной системы для обучения ходьбе.

Ключевые слова: опорно-двигательный аппарат, обучение ходьбе, инструментальное обеспечение.

DEVELOPMENT OF DEVICE TO RESTORE WALKING SKILLS AFTER SURGICAL INTERVENTIONS ON THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM

I.V. Tikhomirov, F.O. Durnev, E.A. Daminova

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

The work is devoted to the development of a device for a universal system for training walking after operations on the musculoskeletal system. The structural scheme of the tool support device for the universal information-measuring system for walking training is offered.

Key words: locomotor system, gait training, hardware.

В современной медицине существует множество вспомогательных систем и устройств для лечения и восстановления пациентов после различных оперативных вмешательств. Большую долю среди всей медицинской техники занимает диагностическая техника, которая предназначена для исследования структурных и функциональных характеристик организма. К такой технике также относятся устройства для диагностики опорно-двигательного аппарата. Травмы, связанные с опорно-двигательным аппаратом, такие как повреждения стоп носят серьезный характер и часто требуют оперативного вмешательства, после которого необходима восстановительная терапия [1].

Известно, что давление, оказываемое весом человека, на стопу велико как в состоянии покоя, так и при физических нагрузках. В связи с этим, нарушения в работе стопы приводит к нарушению в работе всей опорно-двигательной системы человека. Зачастую после оперативных вмешательств в опорно-двигательный аппарат пациенту требуется заново обучаться ходьбе. Это необходимо для выработки правильной модели походки, в которой пациент будет учиться правильно распределять нагрузки на травмированную

конечность. Это поможет максимально быстро и эффективно восстановить двигательную активность человека [2,3].

В данной работе предлагается разработать устройство инструментального обеспечения для универсальной информационно-измерительной системы для обучения ходьбе после операций на ОДА, которая позволит пациенту использовать ее вне ЛПУ и без постоянного контроля лечащего врача. Разработанная система будет выглядеть следующим образом. Врач производит настройку устройства под конкретные параметры пациента. В обувь пациенту кладется специальная стелька, в которую встроены измерительные датчики давления. Пациент во время движения начинает переносить вес тела по стопе. Датчики регистрируют оказываемое на них давление и преобразуют его в электрический сигнал. После этого сигнал передается и обрабатывается на специальном запоминающем устройстве. Пациент производит подключение устройства к компьютеру и загружает полученные данные на сервер ЛПУ. Это позволяет лечащему врачу производить удаленный контроль за восстановлением опорно-двигательной функции пациента [4].

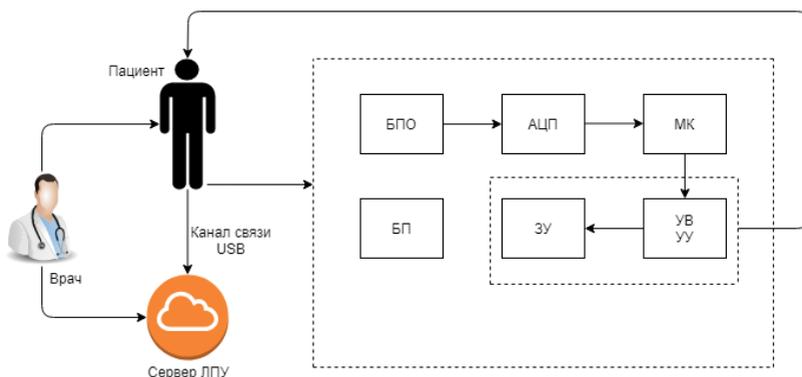


Рис. 1 – Структурная схема устройства восстановления навыков ходьбы

Пациент может взаимодействовать с устройством через устройство управления (УУ) и устройство визуализации (УВ). Эту функцию будет выполнять небольшой сенсорный экран. Сигналы, поступающие с датчиков стельки, проходят через блок предварительной обработки (БПО). Затем для дальнейшей работы с сигналом он преобразуется в цифровой вид через блок АЦП. Микроконтроллер (МК) обрабатывает полученные данные и записывает их на запоминающее устройство. Для полного взаимодействия с устройством представлен блок звуковой индикации (ЗУ). Он позволит

пациенту, не отвлекаясь на экран устройства, оценивать правильность ходьбы и не допустить неправильного распределения нагрузки по стопе.

Таким образом, разрабатываемое устройство позволит использовать информационно-измерительную систему для обучения ходьбе после оперативного вмешательства на ОДА в повседневной жизни вне стационара, благодаря малым габаритам и относительной простоте элементной базы устройства.

Библиографический список

1. Анатомия опорно-двигательного аппарата: Учеб. пособие / П.Г. Пивченко, Д.В. Ковалева. - Мн.: БГМУ, 2003. – 138 с.
2. Бейдик, О. В., Казаков, В. Д., Маркелов, А. Г., Левченко, К. К., Любицкий, А. П., & Цыплаков, А. Ю. (2004). Плантографическое исследование результатов лечения пациентов с деформациями и травмами костей стопы методом комбинированного наружного чрескостного остеосинтеза. Гений ортопедии, (1), с. 98-104.
3. Смирнова Л.М., Джомардлы Э.И., & Кольцов А.А. (2020). Межзональное распределение нагрузки на плантарную поверхность стопы при ходьбе пациентов с ДЦП как объективный критерий тяжести функциональных нарушений. Травматология и ортопедия России, 26 (3), с. 80-92.
4. Даминова Э. А. Прибор для пространственно-временного определения зон стопы. Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сборник материалов IV Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 20 октября – 15 декабря 2014 г. – Саратов: ООО «Издательский Центр «Наука», 2014. – 325 с.

СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ

УДК 623.746.4-519

3D МОДЕЛИРОВАНИЕ МАНИПУЛЯТОРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Д.С. Белик, В.В. Шерстнев, О.Е. Безбородова
ФГОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

Рассмотрены особенности 3D моделирования манипулятора медицинского назначения для использования совместно с беспилотным воздушным судном медицинского назначения при оказании помощи пострадавшим в ходе чрезвычайной ситуации. Предложена 3D модель захвата манипулятора.

Ключевые слова: 3D моделирование, манипулятор медицинского назначения, беспилотное воздушное судно, чрезвычайная ситуация, медицинская помощь

3D MODELING OF A MEDICAL MANIPULATOR

D.S. Belik, V.V. Sherstnev, O.E. Bezborodova
Penza State University, Penza, Russia

The features of 3D modeling of a medical manipulator for use in conjunction with an unmanned aircraft in providing assistance to victims during an emergency are considered. A 3D model of the manipulator capture is proposed.

Key words: 3D modeling, medical manipulator, unmanned aircraft, emergency, medical assistance.

Актуальность.

Поиск пострадавших в чрезвычайной ситуации (ЧС) и оперативное оказание им первой медицинской помощи является самым важным при проведении поисково-спасательных работ (ПСР). Чем быстрее будет выполнена эта работа, тем выше вероятность спасения пострадавшего.

Большое значение при этом имеет техническое оснащение ПСР. Одним из современных технических средств, используемых в ЧС является беспилотное воздушное судно (БВС). Чаще всего его используют для фото и видеосъемки. Но, оснатив специально спроектированным манипулятором медицинского назначения (ММН), его можно использовать для оказания медицинской помощи пострадавшим [1, 2].

Особенностями ММН должны быть его небольшие габариты, многофункциональность и надежность. Поэтому при его проектировании необходимо использовать моделирование, в частности 3D компьютерное моделирование. Оно дает возможность рассчитывать и создавать объекты,

которые в реальных условиях невозможны, находить оптимальную форму, габаритные размеры и конструкцию не создавая физических моделей, проводить эксперименты без риска для здоровья человека и не представляет опасности для окружающей среды, рассмотреть проектируемый объект со всех сторон.

Материалы и методы.

3D-программы – важный профессиональный инструмент. У программ разные интерфейсы и возможности. Наиболее распространенными и широко функциональными программами являются Autodesk 3ds Max, Maya, Cinema 4D, Houdini, Blender, ZBrush [3].

Для компьютерного моделирования ММН выбрана программа Cinema 4D. Она позволяет создавать и редактировать объекты с эффектов 3D, делать рендеринг по методу Гуро и создавать анимацию. Построение моделей, анимации, процессов взаимодействия и многое другое. Программа доступна на русском языке, а значит, овладение ей на базовом и среднем уровнях займет немного времени. Объекты создаются под маленьким размером, что позволяет нарисовать максимально приближенную версию будущего объекта. Анимация позволяет продемонстрировать работу манипулятора до его изобретения, это помогает увидеть недоработки и его недостатки. Таким образом, экономя огромное количество денег на переиздание.

В начале создания любого объекта, выбирается максимально подходящая фигура из доступных в программе: куб, конус, цилиндр, сфера и др., далее путем присоединения и редактирования оставшихся частей, формируется корпус модели. Если из доступных фигур не выходит сделать нужное, то в этом случае включается работа с полигонами. Обработка на уровне полигонов, позволяет из обычных фигур создать сложную деталь, также в программе существуют действия позволяющие работать уже с созданной фигурой, например: изогнуть, сжать, сдвинуть, расплавить, закрутить и др. В конце можно создать собственный цвет модели, причем он может иметь уже необходимую поверхность, сталь, дерево, кирпич и многое другое. Редактируется уровень освещения и если необходима анимация, то после создания всех моделей возможна её настройка.

Манипулятор медицинского назначения был полностью сформирован в этой программе. Изначально готов был только текст, в котором находилось описание функций этого прибора, со временем текст, приобретал очертания в виде 3D моделей, по которым шли исправления, как в модели, так и в тексте. Не имея абсолютно никакой техники, с помощью одной программы удалось изобразить и описать каждое действие БВС. Это говорит о том, что сейчас любой начинающий изобретатель в силах выложить свои предложения в моделях и анимации, пренебрегая материальными средствами.

Результаты.

При проведении ПСР в зоне ЧС врач-оператор, находящийся за пультом управления БВС отправляет его к месту обнаружения пострадавшего. Из-за

своей мобильности и скорости БВС прилетает к пострадавшему быстрее спасателей и сразу приступает к оказанию медицинской помощи с использованием ММН. Оснащенный ММН БВС дает возможность врачу-оператору, дистанционно наложить жгут на рану, сделать инъекцию лекарственного препарата, подать таблетки и воду, закрепить портативный кардиоанализатор, приложить дефибриллятор и осуществить другие необходимые действия для оказания медицинской помощи [1, 2].

На рисунках 1 и 2 приведены 3D модели захвата ММН и общий вид БВС оснащенного ММН.

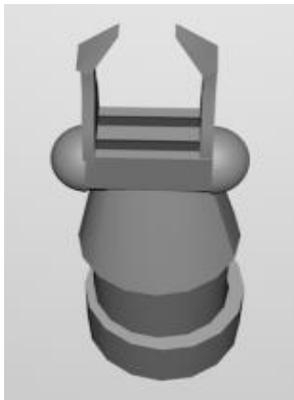


Рис. 1 – Захват ММН

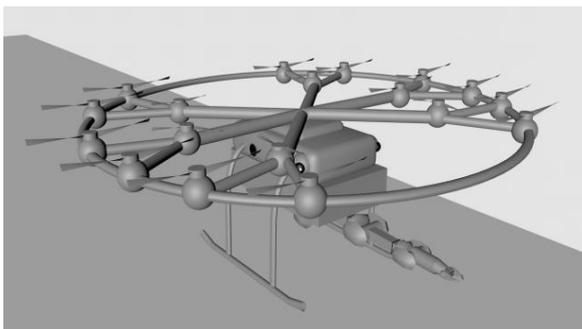


Рис. 2 – БВС, оснащенное ММН

Захват ММН сконструирован таким образом, что на конце находятся два сближающихся «щупальца», которыми можно выполнять большинство действий. Верхняя часть захвата прокручивается на 360 градусов, что позволяет ей совершать вращательные действия. Крепление с манипулятором происходит тремя штекерами и закрепляется специальными защелками, предотвращающее преждевременное отцепление. Смена захвата возможна в кассете с другим оборудованием.

Библиографический список

1. Патент РФ № 2694528 С1, МПК А62В 99/00. Способ проведения поисково-спасательных работ. Опубликовано: 16.07.2019, Бюл. № 20.
2. О.Н. Бодин, К.А. Ожигенов, А.К. Ожигенова, А.С. Сергеенков, С.А. Усембаева Концепция оказания экстренной медицинской помощи пострадавшим в чрезвычайных ситуациях // Организация здравоохранения / Вестник российской военно-медицинской академии 3(51) – 2015 143 – 147.
3. Сайт «Skillbox» «6 самых популярных программ для 3D-моделирования» [Электронный ресурс]. – URL: https://skillbox.ru/media/design/6_samykh_populyarnykh_programm_dlya_3d_modelirovaniya/

ОБЗОР СИМУЛЯТОРОВ ДЛЯ ОТРАБОТКИ НАВЫКОВ СЕРДЕЧНО-ЛЕГОЧНОЙ РЕАНИМАЦИИ: ТИПЫ И ВИДЫ

О.Э. Безрукова, Д.П. Павлова, М.М. Ханукаев

ФГБОУ ВО «Донской Государственный Технический Университет»,
г. Ростов-на-Дону

В данной статье рассматривались основные типы и виды симуляторов для отработки навыков проведения базовой сердечно-легочной реанимации. Актуальность проблемы обусловлена необходимостью введения симуляционных тренингов в образовательные программы специалистов различных сфер деятельности для снижения смертности в экстренных ситуациях.

Ключевые слова: медицина, первая помощь, остановка кровообращения, сердечно-легочная реанимация, симуляция, тренинг, обучение.

OVERVIEW OF SIMULATORS FOR DEVELOPING CARDIAC-PULMONARY RESCUE SKILLS: TYPES AND SPECIES

O. E. Bezrukova, D. P. Pavlova, M. M. Khanukaev

Don State Technical University, Rostov-on-Don.

This article reviewed the main types and types of simulators for practicing basic cardiopulmonary resuscitation skills. The urgency of the problem is due to the need to introduce simulation trainings into the educational programs of specialists in various fields of activity to reduce mortality in emergency situations.

Key words: medicine, first aid, circulatory arrest, cardiopulmonary resuscitation, simulation, training, education.

В современном мире все большую значимость обретают симуляционные тренинги в сфере образования, так как теоретическая подготовка должна совмещаться с различными вариантами отработки мануальных навыков. Симуляция является одной из основных методик обучения медицинских работников практическим навыкам.

Снижение смертности в различных экстренных ситуациях зависит от времени ожидания оказания первой доврачебной помощи, в том числе и сердечно-легочной реанимации, а также от профессионализма специалиста, который её оказывает. Своевременное оказание помощи при внезапной остановке кровообращения является обязанностью врачей всех специальностей.

Оказание доврачебной помощи будет иметь положительный эффект при быстром и четком взаимодействии между диспетчерами службы скорой помощи, людьми, окружающими пострадавшего, и спасателями,

осуществляющими СЛР. При этом, высококачественная СЛР остается принципиально важным фактором для улучшения результатов лечения.

Сердечно-легочная реанимация – комплекс неотложных манипуляций, направленных на восстановление кровообращения и естественного дыхания. Под манипуляциями понимают выполнение компрессий грудной клетки (КГК) и искусственную вентиляцию легких (ИВЛ). Качественное проведение мероприятий сердечно-легочной реанимации во многом способствуют быстрой реабилитации пострадавшего [1, 4].

Важнейшим преимуществом применения симуляционных тренингов является возможность обучения без вреда пациенту и возможность объективной оценки достигнутого уровня профессионализма каждого специалиста. Для отработки навыков базовой СЛР существует большое количество различных симуляторов [2]. Далее рассмотрим классификацию существующего оборудования для проведения обучающих тренингов и занятий.

Условно можно разделить симуляторы для отработки базовой сердечно-легочной реанимации на два основных типа: полноростовые и полуторсовые.

В свою очередь эти типы делятся на симуляторы, имитирующие: новорожденного (неонатология), ребёнка от 1 года до 3х лет, от 3х лет до 5-ти лет, от 5-ти до 8-ми лет и т.д. (педиатрия), взрослого человека (анестезиология и реаниматология) [3].

Полноростовые манекены используются в тренингах сценарного типа, так как можно отработать не только мануальные навыки при базовой сердечно-легочной реанимации, но и навыки командной работы, коммуникативные навыки.

Полуторсовые тренажеры применяют в выездных тренингах и мастер-классах, которые проводятся вне помещений баз обучающих организаций. Данный тип симуляционного оборудования удобен для демонстрации и отработки навыков проведения базовой сердечно-легочной реанимации, при этом преподаватель может наглядно продемонстрировать не только технику компрессий грудной клетки или искусственной вентиляции легких, но и подробно рассмотреть алгоритм и схему оказания помощи.

Можно разделить существующие симуляторы для отработки базовой СЛР по степени реалистичности симуляционного оборудования на следующие виды:

1. Визуальный. Симуляторы данного вида представляют собой манекены, воспроизводящие внешний вид человека, основные анатомические ориентиры. При помощи данных симуляторов происходит демонстрация техники выполнения и отработка практических навыков. Примером таких моделей симуляторов для отработки базовой СЛР может быть торс АЛЕКС производителя VIRTUMED.

2. Тактильный. В данном виде симуляционного оборудования появляется сопротивление материала на воздействие, при

этом отрабатывается детальная моторика манипуляции. Примером такого вида симулятора является тренажер «Mike and Michelle» для отработки навыков сердечно-легочной реанимации производителя 3BScientific.

3. Реактивный. Симулятор данного вида выдает простейшие активные реакции при манипуляциях курсанта. Например, при достаточной глубине компрессий грудной клетки или достаточной объеме вентиляции легких загорается индикатор. К данному виду симуляторов можно отнести тренажер для проведения СЛР BRAYDEN.

4. Автоматизированный. На данном уровне реалистичности симулятор предполагает уже более сложные ответные реакции на манипуляции курсанта, а также более сложные ситуации, при которых необходима СЛР. Например, в данных тренажерах предусмотрены несколько нарушений ритма, которыми управляет преподаватель. В обучающих тренингах необходима не только отработка навыков, но и теоретическая база обучающегося. Примером данного вида симуляторов может являться неонатальный симулятор NewBorn.

5. Интерактивный. К этому виду относятся симуляторы высшего уровня реалистичности, имитирующие человека по росту-весовым параметрам, а также с возможностью прослушивания тонов сердца, дыхания и кишечника, имитацией пульсации артерий, реакцией зрачков на свет. В обучающих тренингах данного вида используются не только манекены-роботы, но и воссоздается обстановка медицинского учреждения и используется реальное или учебное медицинское оборудование. Примером таких симуляторов может быть Педиатрический робот-симулятор ПедиаСим.

Каждый последующий уровень реалистичности базируется на более сложных технологических решениях, повышая общую реалистичность.

В заключении можно сделать вывод о том, что в настоящий момент есть большое количество возможностей проведения симуляционных тренингов для отработки навыков сердечно-легочной реанимации, в частности компрессий грудной клетки и проведения искусственной вентиляции легких.

При введении данных тренингов в обязательную образовательную программу для специалистов медицинского профиля, спасательных служб и работников образовательных организаций существенно сократиться смертность в экстренных ситуациях.

Библиографический список

1. Рекомендации по проведению реанимационных мероприятий Европейского совета по реанимации (пересмотр 2015 г.). Под ред. Чл.-корр. РАН Морозова В.В. 3-е издание, переработанное и дополненное. – М.: НИИОР, НСР, 2016. – 192 с.
2. Горшков М.Д. Симуляционное обучение по анестезиологии и реаниматологии / сост. Горшков М.Д., ред. Мороз В.В., Евдокимов Е.А. – М.: ГЕОТАР-Медиа, 2014. – 312 с.: ил.

3. Горшков М.Д. Симуляционное обучение в медицине / сост. Горшков М.Д., ред. проф. Свистунова А.А. – М.: GEOTAP-Медиа, 2013. – 312 с.: ил.
4. Первичная и реанимационная помощь новорожденным детям / Методическое письмо № 15-4/10/2-3204 от 21.04.10

УДК 629.584

УПРАВЛЕНИЕ АСИНХРОННЫМ ЭЛЕКТРОДВИГАТЕЛЕМ ПРИВОДА ИНСТРУМЕНТОВ ГЛУБОКОВОДНЫХ РОБОТИЗИРОВАННЫХ АППАРАТОВ

С.С. Румянцев

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

Выбрана структура системы управления асинхронным двигателем, проведен анализ способов управления асинхронным двигателем и разработаны структурная и принципиальная схемы устройства.

Ключевые слова: *двигатель асинхронный, микроконтроллер, управление электродвигателем, подводные работы.*

CONTROL OF ASYNCHRONOUS ELECTRIC MOTOR FOR DRIVING TOOLS OF DEEP-SEA ROBOTIC VEHICLES

S. S. Rummyantsev

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

The analysis of methods for controlling an asynchronous motor was carried out. The structural and schematic diagrams of the device were developed.

Key words: *asynchronous motor, microcontroller, electric motor control, underwater operations.*

Одной из важнейших операций, выполняемых при подводных аварийно-спасательных работах, является резка металлических конструкций, которая, как правило, осуществляется с помощью дисковой пилы, приводимой в действие с помощью трехфазного асинхронного двигателя.

В настоящее время на рынке доступен широкий спектр систем управления асинхронными двигателями. Ведущими производителями таких систем являются фирмы Siemens, Texas Instruments, Toshiba. Однако эти системы адаптированы для работы от промышленных электросетей напряжением 220/380 В. Устройств, способных работать от автономных источников постоянного тока с номинальным напряжением ниже 127 В, не существует. Поэтому задача управления двигателем в условиях глубоководного погружения при питании от аккумуляторных батарей, в основу реализации

которой должна быть положена отечественная элементная база, является весьма актуальной.

В докладе обоснован выбор частотного регулирования скорости вращения асинхронного двигателя с короткозамкнутым ротором. В отсутствие датчика положения вала, позволяющего определить направление вращения, единственным способом обеспечить изменение скорости вращения в широком диапазоне от 100 до 2000 об/мин и реверсивного движения при заклинке режущего инструмента в диапазоне от 100 до 200 об/мин, является скалярное управление. Факт заклинки инструмента определяется путем измерения потребляемого двигателем тока. При достижении определенного порога по току происходит ограничение его дальнейшего роста и по интерфейсу CAN формируется сообщение оператору об аварийной ситуации.

Структура скалярной системы управления с обратными связями по скорости и моменту включает в себя как линейные, так и нелинейные элементы. Линейную часть представляет ПИ-регулятор. К нелинейным элементам относятся: задатчик интенсивности, исключающий возможность возникновения резких переходных процессов при смене уставки; iR -компенсатор, обеспечивающий перегрузочную способность по моменту близкую к номинальной во всем диапазоне скоростей.

Формирование управляющих сигналов с широтно-импульсной модуляцией, контроль фазных токов и напряжений двигателя, измерение частоты вращения двигателя, обмен информацией по CAN-интерфейсу, а также общее управление осуществляется с помощью микроконтроллера 1921BK01T, производства АО «НИИЭТ», г. Воронеж.

Результаты макетирования и машинного моделирования основных функциональных узлов системы управления асинхронным двигателем, приведенные в докладе, показали правильность выбранных технических решений.

Библиографический список

1. Анучин А.С. Системы управления электроприводов: учебник для вузов.– М.: Издательский дом МЭИ, 2015.– 373 с.
2. Денисенко В.В. Компьютерное управление технологическим процессом, экспериментом, оборудованием.– М.: Горячая линия–Телеком, 2014.– 608 с.
3. Векторное управление для асинхронного электродвигателя «на пальцах» // НПФ Вектор. URL: https://habr.com/ru/company/npf_vektor/blog/389123/ (дата обращения: 17.05.2020).

УДК 621.396.969; 004.932

**РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ЛОКАЛИЗАЦИИ НА ОСНОВЕ ПРИНЦИПОВ
ТОМОГРАФИИ СКРЫТЫХ РАССЕИВАЮЩИХ ОБЪЕКТОВ
РАДИОЛОКАЦИОННОЙ СЦЕНЫ В ПРИЛОЖЕНИИ К ПРОБЛЕМАМ
ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ**

А.А. Жильников¹, Т.А. Жильников¹, В.И. Жулев²

¹Академия ФСИН России, г. Рязань

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

Рассмотрена возможность повышения информативности радиолокационного наблюдения сложной сцены, реализуемого для случая, когда положение приемника совмещено с излучателем, достигнутая введением ширококурсовой регистрации отклика с последующим применением томографических принципов численной реконструкции по траекториям, полученным вследствие эффекта многократных отражений внутри сцены.

Ключевые слова: компьютерное зрение, сложная радиолокационная сцена, основное интегральное уравнение Радона, отраженный зондирующий сигнал, излучатель, приемник.

**DEVELOPMENT OF A LOCALIZATION MODEL BASED ON THE
PRINCIPLES OF TOMOGRAPHY OF HIDDEN SCATTERING OBJECTS
OF THE RADAR SCENE IN THE APPLICATION
TO PROBLEMS OF TECHNICAL VISION**

A.A. Zhilnikov¹, T.A. Zhilnikov¹, V.I. Zhulev²

¹Academy of the Federal Penal Service of Russia, Ryazan

²Ryazan state radio engineering university named after V.F. Utkin, Ryazan

The possibility of increasing the information content of radar observations of complex scenes, which is implemented for the case when the position of the receiver aligned with the emitter achieved by the introduction shirokorechenskiy registration response and subsequent application of tomographic principles of numerical reconstruction of the trajectories obtained owing to the effect of multiple reflections within the scene.

Key words: computer vision, complex radar scene, basic integral Radon equation, reflected probing signal, emitter, receiver.

В вопросах исследования оригинала (независимо от его природы), компьютерное зрение (техническое зрение) определяется как научное направление, которое занимается извлечением информации из его изображений [1]. Происхождение изображений может быть разным. В узком

смысле они представлены фотографиями, видео, медицинскими снимками магнитно-резонансного томографа и т.п. В широком смысле изображения определяются некоторым правилом, сопоставляющим с оригиналом.

Важной ветвью компьютерного зрения является построение многомерных моделей объемлющего пространства по изображениям с размерностью, на единицу меньшей, чем объемлющее. Например, по одномерным изображениям строятся двухмерные модели, соответственно по двухмерным изображениям строятся трехмерные модели. В этом отношении задачи, стоящие перед зрением, схожи с томографическими [2–5]. Отличие заключается в том, что томография основана на строгом решении основного интегрального уравнения Радона, для которого требуется полная группа исходных проекционных изображений, полученных для разных ракурсов [6]. Компьютерное зрение, как правило, ограничено в необходимом количестве ракурсов и лишено возможности обладать полной группой исходных изображений, а поэтому может лишь придерживаться принципов томографии. Из-за возникающих условий для компьютерного зрения, говорить о строгом решении не представляется возможным, и ограничиваются только построением модели.

В данной статье рассмотрена возможность повышения информативности радиолокационного наблюдения сложной сцены, реализуемого для моностатического варианта, когда положение приемника совмещено с излучателем. Под сложной радиолокационной сценой понимается способ представления наблюдаемого пространства, неотъемлемой особенностью которого, является наличие эффектов рассеяния и многократного отражения [7].

В предлагаемой модели помимо регистрации единожды отраженного зондирующего сигнала в соответствии с классическими принципами локации, повышение информативности осуществляется за счет учета возникающих внутри сцены многократных отражений, ранее относимых к помехам [8]. Последнее, во-первых, делает возможной локализацию объектов сцены, которые минимизируют или даже исключают отражение в направлении азимутального угла зондирующего сигнала передатчика, но рассеивают, так что благодаря эффекту многократных отражений от других объектов сигнал всё же «возвращается» в приемник, пусть даже под другим азимутальным углом. Во-вторых, становится возможной локализация объектов скрытых от прямого зондирования другими объектами, например, более крупными.

Помимо модели приведенные предположения требуют введения в структуру информационного канала ширококурсовой регистрации, когда приемником осуществляется регистрация отклика в интервале азимутальных углов трасс принимаемого сигнала от 0° до 360° .

В рамках реализации одного из направлений идеологии компьютерного зрения, решающего задачи реконструкции многомерности, данная работа

посвящена разработке модели локализации, базирующейся на принципах томографии, скрытых рассеивающих объектов сложной радиолокационной сцены.

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Использование технического зрения при решении радиолокационных задач // Биомедицинская радиоэлектроника. 2020. Т. 23. № 3. С. 26-36.
2. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я., Тимонов А.А. Математические задачи компьютерной томографии. М.: Наука. Гл. ред. физ-мат. лит., 1987. – 160 с.
3. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Развитие объемной томографии для определения векторных физических величин // Инженерная физика. 2019. № 9. С. 10-15.
4. Троицкий И.Н. Компьютерная томография. М.: Знание, 1988. – 64 с.
5. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Финитная томографическая реконструкция // Биомедицинская радиоэлектроника. 2019. Т. 22. № 4. С. 31-37.
6. J. Radon. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten // Berichte Sächsische Akademie der Wissenschaften, Bande 29, Leipzig, 1917, s. 262-277.
7. Вопросы перспективной радиолокации. Коллективная монография. / Под ред. А.В. Соколова. – М.: Радиотехника, 2003. – 512 с.
8. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Модель информационного канала для случая многократных отражений при реконструкции сложных радиолокационных сцен // Авиакосмическое приборостроение. 2020. № 2. С. 3-12.

УДК 528.514.23

ТРИАНГУЛЯЦИОННЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ МАЛЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ

Р.Н. Фимин, Е.М. Прошин

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

Рассмотрен триангуляционный принцип измерения расстояния до объекта и минимальный набор, необходимый для создания устройства. Предложена функциональная схема устройства.

Ключевые слова: *методы навигации, оптические методы, лазерный дальномер, триангуляционный принцип, светочувствительная линейка.*

SMALL DISPLACEMENT TRIANGULATION METER

R.N. Fimin, E.M. Proshin

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

The triangulation principle of measuring the distance to an object and the minimum set required to create the device are considered. A functional diagram of the device is proposed.

Key words: navigation methods, optical methods, laser rangefinder, triangulation principle, linear sensor array.

Робототехника использует мало методов детектирования местоположения объекта или того же робота в целом в пространстве. Бесконтактный и с использованием лазера и оптики – основной. Его достоинство – он не требует установки на контролируемом объекте меток. Лазерные сканеры, использующие фазовый или времяпролетный принцип, довольно сложны схемотехнически. Дальномеры, использующие триангуляционный принцип измерения расстояния проще и дешевле.

У триангуляционных дальномеров принцип измерения расстояния до объекта основан на измерении угла между лазерным лучом, излученным и попадающим на объект, и лучом, отраженным/рассеянным в объектив дальномера. Зная расстояние лазер-объектив (h) и измеренный угол, можно вычислить расстояние до объекта (D) – чем меньше угол, тем больше расстояние (рис. 1).

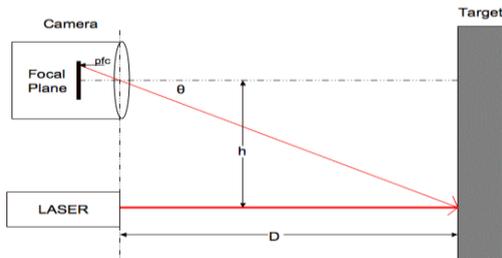


Рис. 1 – Принцип работы триангуляционного лазерного дальномера

Следовательно, ключевыми оптическими компонентами являются лазер, объектив и фотоприемная линейка.

Электронная часть триангуляционного дальномера проста и содержит всего два ключевых компонента: светочувствительную линейку с необходимой оптикой и микроконтроллер. Светочувствительная линейка, используемая в подобном дальномере, должна одновременно иметь достаточно высокую световую чувствительность, позволять считывать сигнал с высокой скоростью и иметь маленькие габариты.

Для реализации дальномера триангуляционного принципа разработана функциональная схема системы, представленная на рис. 2.

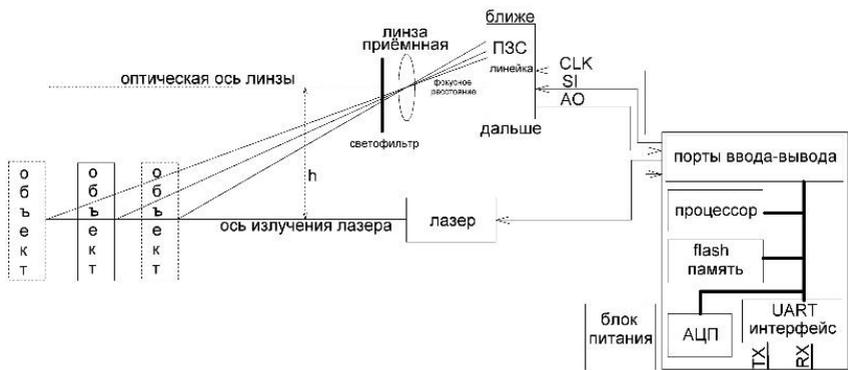


Рис. 2 – Функциональная схема триангуляционного лазерного дальномера

Суть измерения: фоточувствительная линейка (ПЗС-линейка) состоит из крошечных светочувствительных элементов. В течение заданного интервала времени каждый пиксель постепенно заполняется электронами пропорционально количеству попавшего в него света. По окончании этого времени электрические заряды, накопленные каждым пикселем, по очереди передаются на «выход» линейки и измеряются, то есть измеряется уровень напряжения (на функциональной схеме данный процесс изображен сигналом АО).

ПЗС позволяет получать более «гибкую» информацию, что позволяет на программном уровне работать с данными так, как нужно оператору. Можно сказать, разрабатываемый прибор можно будет в дальнейшем, во время эксплуатации, «перепрошить» индивидуально без каких-либо сложностей под необходимые задачи, что можно решить триангуляционным методом.

В ПЗС-линейке есть свой регистр, с которого и считываются данные о пикселях, записанные ранее, и этим регистром необходимо управлять. На функциональной схеме это сигналы SI и CLK. CLK – сигнал, задающий импульсы тактирования. SI – сигнал (импульсный), управляющий непосредственно работой датчика, указывает, когда принимать или накапливать излучение и когда передавать данные, вернее говоря, определяет начало последовательности вывода данных. Учтём, что если датчик будет достаточно долго находиться в режиме измерения (экспозиции), то показания яркости всех его пикселей просто зашкалят.

Чтобы на приемный датчик не поступал весь спектр света оптика включает в себя светофильтр.

ПЗС-линейка и лазерный модуль расположены на расстоянии h друг от друга, образуя основание треугольника. h – базис, то есть расстояние от центра линзы до оси излучения лазера. Базис определяет диапазон измерения, что учитывается при конструировании корпуса устройства. К ПЗС-линейке прикреплен объектив для сбора и фокусировки света, и весь датчик в свою

очередь может располагаться под некоторым углом относительно оси излучения лазера, либо ось излучения лазера может быть параллельна оптической оси фокуса линзы. Это необходимо для того, чтобы объектив мог охватить необходимый угол обзора.

Целью микроконтроллера является: расчет и вывод значения расстояния до объекта на индикатор, основываясь на косвенном измерении угла рассеянного от объекта лазерного луча, попавшего на ПЗС-линейку, то есть на основе данных с выхода АО. Для нахождения расстояния и используется формула 1:

$$D = \frac{h}{\tan \tau} \quad (1).$$
$$T = pfc * rps + ro \quad ,$$

где pfc – номер светлого пикселя, грс – радиан на пиксель, го – компенсация. грс и го – коэффициенты, которые находятся при калибровке и юстировке готового устройства.

Устройство имеет внешний интерфейс для передачи данных на внешний ЭВМ.

Библиографический список

1. Венедиктов Анатолий Захарович. Методика проектирования триангуляционных измерительных систем для промышленного контроля и дефектации изношенных деталей: дис. ... канд. техн. наук: 05.11.16 Рязань, 2006 226 с. РГБ ОД, 61:07-5/207.
2. Mäkyinen, Anssi, Position-sensitive devices and sensor systems for optical tracking and displacement sensing applications Department of Electrical Engineering, University of Oulu, P.O.Box 4500, FIN-90014 University of Oulu, Finland 2000.
3. 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena, CA, USA, May 19-23, 2008.

УДК 615.47

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ОПЕРАТОРА В ИНТЕРЕСАХ УПРАВЛЕНИЯ МАНИПУЛЯЦИОННЫМ РОБОТОМ

П.С. Будылина, В.И. Жулев, А.В. Кондрашов, С.С. Лукша
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

В работе рассмотрен принцип управления манипуляционным мобильным роботом с использованием электромиографических сигналов. Описаны основные компоненты управляющей системы и предложены методы их реализации.

Ключевые слова: электромиография, управляющая система, манипуляционный робот.

MOBILE ROBOT CONTROL SYSTEM BASED ON ELECTROMYOGRAPHY SIGNALS

P.S. Budylna, V.I. Zhulev, A.V. Kondrashov, S.S. Luksha

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

This paper is about principles of operation mobile robot control system based on electromyography signals. Main components are described and methods for realization are purposed.

Key words: *electromyography, control system, manipulation robot.*

В наши дни велико разнообразие способов управления роботами: от полностью автономного до телеуправления. Осуществление координирования робототехнической системы посредством методов и средств телемеханики сопряжено с необходимостью дистанционного контроля над мобильным роботом. Проблема использования пульта управления связана с необходимостью обучения пользования им оператора. Устройства же копирующего типа (механические, инерциальные и визуальные), преобразующие базовые движения человека в команды управления роботом или его сочленениями, должны обладать эффективной системой передачи этих сигналов. В настоящей работе предлагается использовать управляющие команды, сформированные на основе электромиографических сигналов – регистрируемой электрической активности мышц оператора при его естественных движениях.

На рисунке 1 представлена структурная схема управляющей системы. Снимаемый с помощью накожных электродов электромиосигнал (ЭМС) поступает через гальваническую развязку на усилитель биопотенциалов (УБП) (измерительный канал) для преобразования его исходной амплитуды (0,1 – 1 мВ). Усиленный сигнал поступает на микроконтроллер, на основе которого осуществляется фильтрация и выделение полезной составляющей, используемой для формирования управляющих команд.

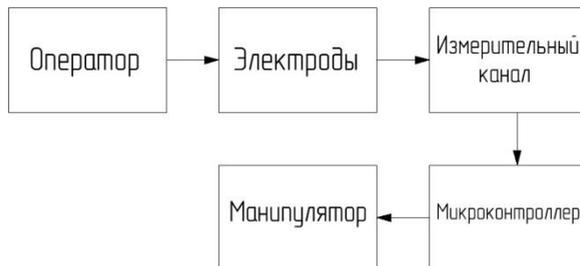


Рис. 1 – Структурная схема управляющей системы

В качестве УБП планируется использовать инструментальный усилитель (ИУ) AD8226, коэффициент усиления которого варьируется от 1 до 1000 и корректируется с помощью всего лишь одного внешнего резистора [1]. А

высокий коэффициент ослабления синфазной помехи, обеспечивающий достаточную точность измерения, обуславливает распространенное применение ИУ AD8226 в медицинской аппаратуре [2].

Наиболее значимым параметром при выборе микроконтроллера в нашем случае является разрядность встроенного в него аналого-цифрового преобразователя (АЦП), которая должна быть не менее 7 для обработки поступающего усиленного сигнала.

Для тестирования разрабатываемой системы с помощью блока Simulate sEMG среды LabVIEW [3] был смоделирован электромиосигнал со следующими параметрами: частота дискретизации – 1000 Гц, длительность – 6 с, амплитуда сигнала – 1 мВ, амплитуда сетевой помехи (50 Гц) – 0,3 мВ, амплитуда белого шума – 0,1 мВ (рис. 2).

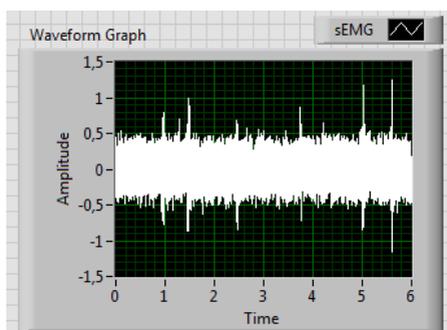


Рис. 2 – ЭМГ сигнал в LabVIEW

Затем смоделированный ЭМС подвергнулся усилению в среде Multisim, где произошла корректировка работы схемы усилителя в целом и коэффициента усиления в частности (рис. 3). Для последующей цифровой фильтрации сигнал поступает на вход микроконтроллера семейства STM32.



Рис. 3 – Усиленный ЭМС в Multisim

Целью дальнейших исследований является тестирование разрабатываемой управляющей системы на реальном оборудовании с использованием настоящего электромиосигнала, полученного от человека.

Библиографический список

1. Analog Devices. Wide supply range, rail-to-rail output instrumentation amplifier. Data sheet AD8226.
2. Информационный бюллетень компании Analog Devices №4, апрель 2011. ИМС для медицинской аппаратуры.
3. LABVIEW 2013 BIOMEDICAL TOOLKIT HELP [Электронный ресурс]. URL:https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/373696B-1vbiomed/bio_sim_emg/ (дата обращения: 15.10.2020).

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО ПРИЛОЖЕНИЯ ПОД ОС ANDROID ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ МОБИЛЬНЫМ РОБОТОМ

П.Д. Гаджиев

Научный руководитель — Лукша С.С. к.т.н., доцент
ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им.
В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассмотрена возможность телеметрического управления мобильной роботизированной платформой средствами мобильных устройств на базе операционной системы Android на основе фреймворка ROS.

Ключевые слова: управление, Android, ROS, мобильные роботы.

DEVELOPMENT OF A MOBILE APPLICATION FOR ANDROID OS TO CONTROL A MOBILE ROBOT

P.D. Gadzhiev

Scientific adviser – S.S Luksha, candidate of technical Sciences, associate
Professor

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

The possibility of telemetric control of a mobile robotic platform by means of mobile devices based on the Android operating system based on the ROS framework is considered.

Key word: management, Android, ROS, mobile robots.

Производительность современных смартфонов весьма высока и продолжает расти. Уже сейчас их вычислительных мощностей хватает для обеспечения работы нейронных сетей и обработки потокового видео[1]. При организации канала связи с мобильной платформой возможно добиться

телеметрического управления. При этом принятие управляющих решений можно возложить на смартфон при надлежащей качестве сигнала. Также управление со смартфона позволяет не затрачиваться на разработку или приобретение отдельных управляющих устройств — пультов ДУ[2].

Важной особенностью данного способа управления является возможность сконфигурировать элементы управления, расположенные на экране смартфона, для конкретного робота. При применении сетевых протоколов основанных на TCP/IP или UDP количество каналов управления физически ничем не ограничивается. Это позволяет организовать управление роботом, обладающим любым количеством степеней свобод.

Использование смартфонов на операционной системе Android обусловлено как доступностью и открытостью программного обеспечения, так и широким выбором устройств, поддерживающих данную систему. Такие устройства составляют большой набор разнообразных комплектаций по вычислительным мощностям, а также по имеющейся периферии. Большинство современных устройств имеет в себе встроенные акселерометры, компасы, навигационные системы, которые можно также применить для организации сценария управления.

Таким образом основной целью разработки ПО для смартфона является реализация в приложении возможности добавлять и удалять на экран приложения органы управления такие как джойстики, ползунки, переключатели, конфигурировать их на управление определенным узлом в системе робота, выводить информацию с бортовых измерительных устройств на экран устройства, а также реализовать возможность выбора заранее определенного сценария работы, например «Следуй за мной».

Для реализации предлагаемого ПО, подходит фреймворк ROS, имеющий в себе классифицированные топики, несущие информацию об управлении и данные с датчиков[3].

На этапе инициализации с платформы на смартфон по TCP передается пакет содержащий в себе пары значений: «имя» и «тип» топиков. Эта информация позволит сконфигурировать мобильное устройство: объявить публикаторы и подписчики, создать набор доступных графических элементов для размещения на рабочей области оператора.

Ответом на робота придет топик с информацией о режиме работы, для автономного управления в случае потери связи.

Таким образом проектируемое ПО позволит сделать смартфон мощным устройством для отладки и управления мобильным роботом, а также позволит снизить затраты на дополнительное оборудование в виде пультов ДУ.

Библиографический список

1. Искусственный интеллект в вашем смартфоне. Как работают нейросети?

- <https://deep-review.com/articles/smartphone-ai-and-neural-networks/> (дата обращения к интернет ресурсу 11.11.2020)
2. Управление роботом с телефона: дистанционный контроль <https://mentamore.com/robototexnika/upravlenie-robotom-s-telefona.html> (дата обращения к интернет ресурсу 11.11.2020)
3. Официальный сайт Robot Operation System <https://www.ros.org/> (дата обращения к интернет ресурсу 11.11.2020)

УДК 615.47

СИСТЕМА ГОЛОСОВОГО УПРАВЛЕНИЯ РОБОТОМ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ

А.С. Хатунцев

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

Рассмотрено применение искусственной нейронной сети для распознавания голосовых команд.

Ключевые слова: *искусственная нейронная сеть, голосовое управление, распознавание голосовых команд.*

A ROBOT VOICE CONTROL SYSTEM BASED ON AN ARTIFICIAL NEURAL NETWORK.

A.S. Khatuntsev

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

The use of an artificial neural network for voice command recognition is considered.

Key words: *artificial neural network, voice control, voice command recognition.*

В настоящее время голосовое управление в сфере робототехнике является очень актуальным. Компьютерное распознавание речи активно используется во всех сферах, наиболее крупными являются Siri от Apple [1] и GoogleSpeech от Google [2]. В робототехнике используются ограниченные словари, которые позволяют роботу реагировать на голосовые команды независимо от подключения к интернету. В распознавании речи выделяют две основных задачи:

- Локализация речевого потока
- Распознавание его содержания



Рис. 1

Опишем действия, указанные на рис.1. Речевая команда в виде звукового потока данных через микрофон поступает на вход звуковой карты, где проходит фильтрация и аналого-цифровое преобразование. Фильтрация отбрасывает шумы, путем сравнения уровня громкости. При фильтрации весь звуковой поток делится на частотные диапазоны. Если характеристики звука похожи на речь, то происходит усиление и запись в АЦП.

В системе голосового управления используется нейронная сеть, которая обучена на разделение и определение фонем естественного языка. С помощью преобразования Фурье, мы раскладываем сложную звуковую волну на простые звуковые волны, из которых она состоит. И это позволяет нам составить оценку важности каждого частотного диапазона. Если определенная фонема будет распознана, она будет записана в набор фонем. После этого группа фонем будет сравниваться с записанным словарем языковых команд и будет приниматься решение об применении данной речевой команды.

В основе будет использоваться рекуррентная нейронная сеть (рис.2) [3] которая позволит учитывать результаты предыдущих шагов. Каждая буква, определенная сетью будет влиять на вероятную следующую букву, а учитывая библиотеку команд, это позволит минимизировать ошибки в определении команд.

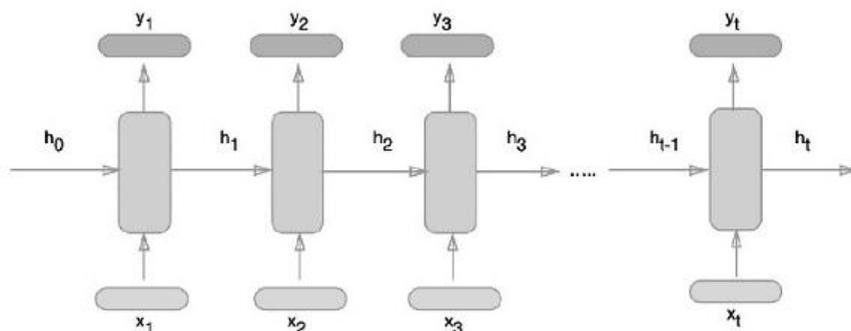


Рис. 2

Библиографический список

1. Apple Siri [Электронный ресурс] - <https://www.apple.com/ru/siri/>
2. Google Speech API Community Group [Электронный ресурс]. – <http://www.w3.org/community/speech-api/>
3. Рекуррентная нейронная сеть [Электронный ресурс] – ru.wikipedia.org/wiki/Рекуррентная_нейронная_сеть
4. Huang X. Spoken Language Processing: A guide to theory, algorithm, and system development / X.Huang, A.Acerio, H.Hon. – Prentice Hall. – 2001. – 980p.

УДК 621.865.8

МАСШТАБИРУЕМЫЙ СИЛОВОЙ КОНТРОЛЛЕР БЕСКОЛЛЕКТОРНОГО ДВИГАТЕЛЯ ПОСТОЯННОГО ТОКА

О.А. Буковский

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

Рассмотрен механизм управления бесколлекторным электродвигателем постоянного тока.

Ключевые слова: *бесколлекторный двигатель, датчик Холла, ПК, микроконтроллер, ШИМ-сигнал*

SCALABLE DC BRUSHLESS MOTOR POWER CONTROLLER

O.A. Bukovskiy

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

The control mechanism of a brushless DC electric motor is considered.

Keywords: *brushless motor, Hall sensor, PC, microcontroller, PWM signal*

Основное отличие бесколлекторного двигателя от коллекторного двигателя постоянного тока заключается в отсутствии щеточно-коллекторного – узла, который передает напряжение на якорь двигателя через щетки. Отсутствие скользящих контактов щеток позволяет достигать большой мощности и долговечности. В бесколлекторном двигателе обмотки переключаются посредством внешнего устройства – контроллера. Сложность управления заключается в необходимости определения положения ротора для подключения соответствующих обмоток к источнику постоянного тока. Бесколлекторный двигатель является синхронной машиной и если частота вращения ротора и статора не совпадает, то двигатель может выпасть из синхронизма и остановиться. Проблема может быть решена путем использования датчиков положения, что в свою очередь усложняет конструкцию двигателя. Так же применяются бездатчиковые методы основанные на определении ЭДС самоиндукции обмоток. Для решения

данной задачи чаще всего используются специальные устройства – электронные регуляторы хода[2].

Датчик Холла двигателя BLDC: в отличие от щеточного двигателя постоянного тока, коммутация двигателя BLDC управляется электронным способом. Для вращения электродвигателя, статорные обмотки должны подключаться в определенной последовательности. Важно знать положение ротора, чтобы понять, какая обмотка будет запитана в соответствии с последовательностью включения. Положение ротора определяется с помощью датчиков эффекта Холла, встроенных в статор. Большинство электродвигателей имеют три датчика Холла, встроенных в статор на невывсыхающий концы мотора. Всякий раз, когда магнитные полюса Ротора проходят рядом с датчиками Холла, они дают высокий или низкий сигнал, указывающий, что Полюс N или S проходит рядом с датчиками. На основе комбинации этих трех датчиков Холла сигналы, точная последовательность коммутации может быть определена. Для оценки положения ротора двигатель оснащен тремя датчиками Холла. Эти датчики Холла расположены через каждые 120°. С помощью этих датчиков возможны 6 различных коммутаций. Фазовая коммутация зависит от значений датчика Холла. Питание катушек изменяется при изменении значений датчика Холла. При правильной синхронизации коммутации крутящий момент остается почти постоянным и высоким[1].

Для управления электродвигателем используется элементарная схема управления. Персональный компьютер содержит в себе основную программу управления бесколлекторным электродвигателем двигателем. В процессе работы ПК формирует задание и посылает его на микроконтроллер посредством интерфейса Ethernet / RS-485. Микроконтроллер используется для управления скоростью двигателя BLDC с генерацией ШИМ-импульса с использованием сигнала обратной связи датчика Холла методом коммутации. Микроконтроллер посылает задание на силовую часть, подключенный к блоку питания. Регулятор формирует импульсы на обмотках бесколлекторного двигателя постоянного тока и приводит его в движение. Двигатель начинает вращаться, испытывает сопротивление устройства изменения момента. Датчик Холла считывает положение и обороты двигателя, и передает значения на микроконтроллер. Микроконтроллер производит обработку данных и пересылает значение на персональный компьютер.

В качестве датчика преобразования угловых положений или линейных перемещений в аналоговые или цифровые сигналы будет использоваться Холла. Холла передает сигнал на АЦП выходы микроконтроллера.

Измерительная часть осуществляет передачу данных обратной связи в микроконтроллер. Управление тока в катушке генерируется ШИМ-сигналом.

Бесколлекторные двигатели используются в таких отраслях промышленности, как бытовая техника, автомобилестроение,

аэрокосмическая промышленность, потребительское, медицинское, промышленное оборудование автоматизации и приборостроение.

Библиографический список

1. Implementation of Brushless DC motor speed control on STM32F407 Cortex M4 Mr. Kanaiya G Bhatt1, Mr. Yogesh Parmar International Journal of Engineering Trends and Technology (IJETT) – Volume 53 Number 3 November 2017
2. Бесколлекторные двигатели постоянного тока [Электронный ресурс]. <https://blog.avislab.com/brushless01/>

УДК 004.896: 621.865.8

**ФИЛЬТР КАЛМАНА ДЛЯ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛЬНОЙ ОДОМЕТРИИ
МОБИЛЬНОГО РОБОТА НА ОСНОВЕ ДАТЧИКА ОПТИЧЕСКОГО
ПОТОКА**

С.О. Иванова

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

В данной статье рассматривается фильтр Калмана для системы навигации мобильного робота, основанной на визуальной одометрии по датчику оптического потока. Данные, полученные системой, используются для комплексной оценки положения мобильного робота в пространстве совместно с такими инструментами как энкодеры и инерциальная навигационная система.

Ключевые слова: *фильтр Калмана, визуальная одометрия, навигационная система, мобильный робот, датчик оптического потока.*

**KALMAN FILTER FOR VISUAL ODOMETRY SYSTEM OF A MOBILE
ROBOT BASED ON OPTICAL FLOW SENSOR**

S.O. Ivanova

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

This article discusses the Kalman filter for a mobile robot navigation system based on visual odometry using an optical flow sensor. The data obtained by the system is used for a comprehensive assessment of the position of a mobile robot in space, together with tools such as encoders and an inertial navigation system.

Key words: *Kalman filter, visual odometry, navigation system, mobile robot, optical flow sensor.*

Навигационная система является основной составляющей мобильных роботов и разнообразных робототехнических платформ.

В данном сообщении рассматривается система навигации мобильного робота, основанная на визуальной одометрии по датчику оптического потока, которая позволит уточнить оценку перемещения робототехнической платформы при комплексировании данных.

В рассматриваемой системе используется пара направленных в пол видеодатчиков. Фактически это сверхбыстродействующие видеочамеры разрешением 30х30 пикселей с ИК-лазерной подсветкой. На основе алгоритма сравнения последовательно полученных кадров между собой встроенный цифровой сигнальный процессор вычисляет приращение координат перемещения каждого из видеодатчиков с привязкой ко времени. Система из двух датчиков выбрана неслучайно: для построения оценки перемещения мобильного робота в пространстве необходимо знать координаты и угол, на который он повернут в глобальной системе координат. От одного датчика можно получить лишь оценку изменения координат $(\Delta x; \Delta y)$, использование пары разнесенных датчиков, дает возможность по разнице оценок изменения координат судить об углах поворота $(\Delta \Theta)$.

Для повышения точности показаний будет применяться фильтр Калмана. Фильтр Калмана – это оптимальный алгоритм оценки. Это рекурсивный фильтр, изобретенный Рудольфом Эмилем Калманом в 1950-х годах [1] для оценки и фильтрации в линейной гауссовой системе. Линейная система представлена в пространстве состояний уравнением 1.

$$\begin{aligned}x_{k+1} &= Ax_k + Bu_k + w \\y_k &= Cx_k + v\end{aligned}\tag{1}$$

Где:

x_{k+1}, x_k – векторы состояния размерности n ;

u_k – вектор управления размерностью m ;

A – матрица системы размером $n \times n$;

B – входная матрица размера $n \times m$;

w – вектор шума системы;

y_k – вектор измерения с размерностью r ;

C – выходная матрица размером $r \times n$;

v – вектор шума измерения.

Алгоритм фильтра Калмана состоит из двух этапов: прогнозирования и коррекции. Рис.1 иллюстрирует блок-схему алгоритма фильтра. Вначале ковариационные матрицы $P_{k|k}$, Q и R и начальное состояние X_k , затем начинается бесконечный цикл между фазами прогнозирования и коррекции.

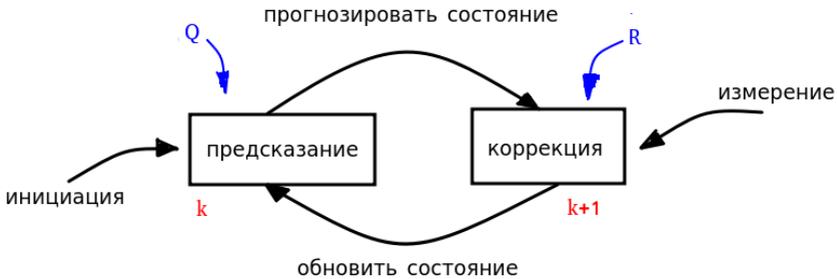


Рис.1 - Блок-схема алгоритма фильтра Калмана

На этапе прогнозирования вычисляются априорная оценка $\hat{x}_{k+1|k}$ (оценка x в момент времени $k+1$ на основе информации из момента времени k), оцененный выход \hat{y}_k и ковариационная матрица $P_{k+1|k}$ вычисляются, как указано в уравнениях (2), (3) и (4). Где оценка на этом этапе основана только на прошлых значениях вывода.

$$\hat{x}_{k+1|k} = A\hat{x}_k + Bu_k, \quad (2)$$

$$\hat{y}_k = C\hat{x}_k, \quad (3)$$

$$P_{k+1|k} = AP_{k|k}A^T + Q, \quad (4)$$

где Q – вещественная квадратная диагональная матрица размером $n \times n$.

На этапе коррекции, прежде всего, рассчитывается оптимальный коэффициент Калмана K на основе R -матрицы (5). После этого апостериорная оценка $\hat{x}_{k+1|k+1}$ (оценка x в момент времени $k+1$ на основе информации из момента времени $k+1$) и ковариационная матрица обновляются, как это представлено в уравнениях (6) и (7). Где оценка на этом этапе основана на прошлых и текущих значениях выпуска.

$$K_{k+1} = P_{k+1|k}C^T \left(CP_{k+1|k}C^T + R \right)^{-1} \quad (5)$$

$$\hat{x}_{k+1|k+1} = A\hat{x}_{k+1|k} + Ke \quad (6)$$

$$P_{k+1|k+1} = (I - KC)P_{k+1|k} \quad (7)$$

где R – вещественная квадратная диагональная матрица с размерами $r \times r$. Диагональные значения матрицы R представляют собой дисперсию каждой

измеряемой переменной; $e = y_k - \hat{y}_k$ – ошибка между измеренным значением и расчетным; I – единичная матрица.

Библиографический список

1. https://ru.wikipedia.org/wiki/Фильтр_Калмана

УДК 681.518.22, 004.93.11

СТРУКТУРА МАЛОДИСТАНТНОЙ РЛС МОБИЛЬНОГО РОБОТА

Н.Н. Миронов

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

Разработана и описана структура малодистантной РЛС мобильного робота. Объяснен выбор элементов.

Ключевые слова: *радиолокация, робототехника, робототехнический комплекс, обнаружение препятствий, оценка расстояния, структурная схема РЛС.*

STRUCTURE OF A MOBILE ROBOT LOW-DISTANCE RADAR

N.N. Mironov

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

The structure of a short-range radar of a mobile robot has been developed and described. Element selection explained.

Key words: *radar, robotics, robotic complex, obstacle detection, distance estimation, radar block diagram.*

Для «прозрачности» густой растительности был выбран диапазон радиочастот от 1.5 до 3.0 ГГц с линейно частотной модуляцией ЛЧМ. Для этого был разработан радар, базирующийся на рупорной антенне РА, структура которого представлена на рис.1.

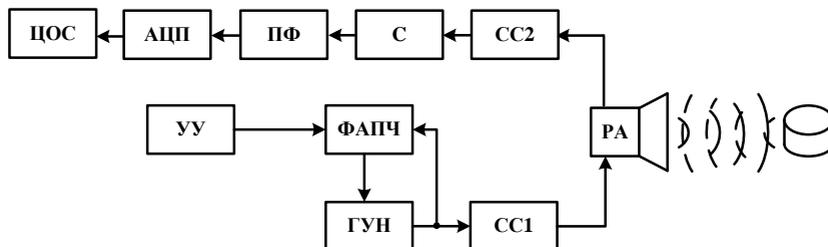


Рис. 1 – Структура радарного дальномера

Низкая мощность излучения позволяет совместить приемную и передающую антенны в одной рупорной антенне. Устройство управления (УУ) формирует заданный пилообразный сигнал с плоскими зубьями, который поступает на схему фазовой автоподстройки частоты (ФАПЧ). Эта схема на основе сигнала обратной связи с выхода генератора частоты, управляемого напряжением (ГУН), воспроизводит компенсирующее нелинейность управляющее воздействие, подаваемое на вход ГУН. Генерируемый ГУН сигнал с ЛЧМ через схему согласования СС1 поступает на передающий вход РА. Принятый сигнал (отраженный от препятствия), пройдя через схему согласования СС2, поступает в смеситель (С), где суммируется с излучаемым в этот же момент времени заданным сигналом, который по причине задержки уже отличен по частоте от принятого. Сигнал промежуточной частоты (ПЧ) с выхода смесителя фильтруется полосовым фильтром (ПФ), выделяющим полосу частот, соответствующую определенному диапазону расстояний до обнаруживаемых объектов. Далее сигнал преобразуется в цифровую форму аналого-цифровым преобразователем (АЦП) и подвергается цифровой обработке сигнала (ЦОС) для получения оценки расстояния до препятствия, а в случае вращения РА, еще и оценки его угла-места.

Использование рупорной антенны обусловлено тем что рабочий диапазон равен 1,5...3,0 ГГц с линейно частотной модуляцией, что является довольно затратным в реализации с применением фазированных антенных решеток (ФАР).

Библиографический список

1. Голь С.А., Корнеев В.Е., Сигинова А.А., Успехи современной науки и образования - 2016, №12, Том 5
2. Кацнельсон В.З. Тимченко Н.И. Волчков В.В., Основы радиолокации и импульсной техники. – Ленинград: Гидрометеозизат, 1985. – 334 с.

УДК 004.896: 621.865.8

СИСТЕМЫ ТЕЛЕПРИСУТСТВИЯ В МОБИЛЬНОЙ РОБОТОТЕХНИКЕ

С.В. Шалыгин

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

В данной статье рассматриваются системы телеприсутствия в мобильной робототехнике. Данная система позволяет человеку управлять роботом на расстоянии.

***Ключевые слова:** Мобильный робот, датчики, видекамера, удаленное управление, телеприсутствие.*

TELEVISION SYSTEMS IN MOBILE ROBOTICS

S.V. Shalygin

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

This article discusses telepresence systems in mobile robotics. This system allows a person to control the robot from a distance.

Key words: *Mobile robot, sensors, video camera, remote control, telepresence.*

В современном понятии робот представляет собой сложную автоматическую кибернетическую систему, способную выполнять разнообразные операции, относящиеся к сфере человеческой деятельности, и сочетающую в различных отношениях подражательную способность физической и умственной деятельности человека. Мобильный робот – это робот, у которого есть возможность передвижения, неограниченно в пространстве.

Подразделяется мобильные роботы на три больших класса:

- это наземные роботы
- воздушные
- морские

Каждый из типов роботов имеет определенные функции и задачи, от этого зависят его конструкторские особенности, и набор оснащения. В зависимости от поставленных задач, робот имеет свою систему управления. Обычно мобильные роботы используют на расстоянии поэтому, одной из главных функций, применяемая на мобильных роботизированных комплексах (МРК) - это телеприсутствие. Среди компонентов системы телеприсутствия (рис.1) выделяют: видеокамеру, систему управления и систему связи. Видеокамера представляет собой оптический прибор с углом поворота до 360° и многократным увеличением. Система управления имеет в своем составе пост управления, состоящий из VR-очков или дисплеев с выведенной на него картинкой и информацией с датчиков, а также устройства взаимодействия с компонентами МРК. С помощью системы управления человек дистанционно может управлять и получать важную информацию о местонахождении мобильного робота. Она обеспечивает управление движением и работой технологического оборудования, а также адаптивное управление ходовой частью и энергетической установкой с при этом учитывая взаимодействия транспортной системы МРК с окружающей средой. Оператор, используя систему, получает информацию в виде звуковой дорожки, картинки с видеокамеры и датчиков направления, местоположения, контроля внутреннего состояния и взаимодействия с внешней средой. Система связи тесно связана с системой управления и отвечает за протоколы передачи сигналов, поступающих на микроконтроллер управления и обратно к оператору. Система связи проектируется и собирается на компонентах,

устойчивых к радиопомехам. Их главная задача обеспечивать непрерывную связь при любом стороннем возмущении, действующем в системе передачи и препятствующем правильному приему сигналов.

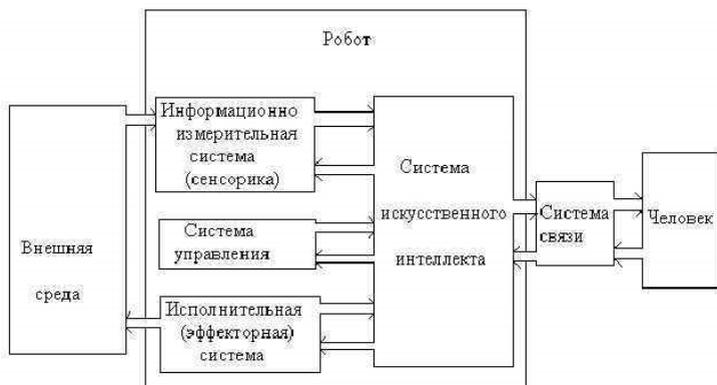


Рис.1 – Блок-схема компонентов системы телеприсутствия

Мобильные роботы существуют разных классов – от миниатюрных разведывательных и исследовательских роботов до огромных машин на платформе танка или экскаватора. В наше время активно развиваются новые технологии в построение мобильных роботов и робототехнических комплексов. Проводятся исследования по улучшению и повышению надежности систем, связанных с дистанционным управлением. Мобильные роботы широко применяются полицией, органами государственной безопасности, аварийно-спасательными службами (МЧС), силами пограничной и таможенной службы. С помощью мобильного робота можно эвакуировать людей с мест военных конфликтов, раненых солдат и мирных жителей, вести наступательные операции и разминирование местности, при этом находясь на безопасном расстоянии. Важным применением МРК это использование их в больницах и поликлиниках. Они позволяют осматривать пациентов, а также проводить сложные хирургические операции, находясь за несколько сотен километров или в военное время.

Библиографический список

1. <https://engineerkz.com/vypuski-zhurnala/vypusk-zhurnala-0-za-2018-god/osobennosti-sistemy-distancionnogo/>
2. https://ru.qaz.wiki/wiki/Mobile_robot

3. Катус Г.П., Мамиконув Ю.Д., Мельниченко И.К., Ильинский В.М., Карягин О.И. “Информационные роботы и манипуляторы” - Москва: Энергия, 1968 - с.104
4. Накано Э. Введение в роботехнику / Э.Накано; пер. с яп. А.И. Логинов, А.М. Филатов. – М.: Мир, 1998. -334с.

УДК 004.93*12

СРАВНЕНИЕ АЛГОРИТМОВ КЛАССИФИКАЦИИ СИСТЕМЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ ЛАБОРАТОРНОГО МОБИЛЬНОГО РОБОТА

В.С. Шустов

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

Рассмотрены методы классификации объектов по данным изображения оптического диапазона, сформированы обучающий и тестовый наборы данных, проанализирована эффективность рассмотренных алгоритмов и выбран лучший.

Ключевые слова: анализ изображений, техническое зрение, классификация объектов.

KALMAN FILTER FOR VISUAL ODOMETRY SYSTEM OF A MOBILE ROBOT BASED ON OPTICAL FLOW SENSOR

V.S. Shustov

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

Methods for classifying objects according to image data of the optical range are considered, training and test data sets are formed, the efficiency of the considered algorithms is analyzed and the best one is selected.

Key words: image analysis, technical vision, object classification.

Задача классификации возникает довольно часто и сводится к определению класса объекта, исходя из вектора его параметров. Пусть имеется обучающая выборка $X^m = \left\{ (\bar{x}_1, y_1), \dots, (\bar{x}_m, y_m) \right\}$, также пусть имеется неизвестное целевое отображение $a: X \rightarrow Y$. Требуется построить алгоритм $a^*: X \rightarrow Y$, способный классифицировать любой объект $\bar{x} \in X$.

В рамках настоящей работы было проанализировано пять методов классификации объектов по признакам, полученным с изображения:

- деревья решений [1];
- дискриминантный анализ [2];

- метод опорных векторов [3];
- метод к ближайших соседей [4];
- наивный байесовский классификатор [5].

Исходные изображения были подвергнуты предварительной обработке для снижения влияния шумов и улучшения контрастности: медианная фильтрация, коррекция гистограммы, повышение контраста.

Затем обработанные изображения были подвергнуты сегментации с целью отделения областей интереса, содержащих классифицируемые объекты, от фона изображения. Были рассмотрены алгоритмы сегментации, основанные на выделении границ (по методам Робертса, Собеля, Прюитт, Кэнни, а также с использованием лапласиана гауссианы), основанные на пороговой бинаризации с адаптивным порогом (метод Оцу и метод Брэдли), а также метод максимально стабильных экстремальных областей, показавший наиболее эффективное отделение объектов от фона среди всех рассмотренных методов.

В качестве параметров, по которым будет производиться дальнейшая классификация выделенных объектов, были выбраны площадь сегмента в пикселях и эксцентриситет эллипса, описывающего полученный сегмент.

Для обучения классификаторов была проведена сегментация четырех изображений размером 320×320 пикселей. Затем была проведена разметка данных вручную. В результате сформирована обучающая выборка, состоящая из 454 сегментов.

Анализ методов поводился с использованием 20 изображений размером 320×320 пикселей, не входящих в обучающую выборку. На них вручную были подсчитано количество объектов необходимых классов, таким образом за погрешность анализируемых методов было принято отклонение количества, полученного автоматически, от посчитанного вручную. Результаты анализа приведены в таблице 1.

Таблица 1
Сравнение средней погрешности классификации объектов

Алгоритм классификации	Средняя погрешность классификации, %	Среднее время анализа изображения, мс
Деревья решений	1.87	0.428
Линейный дискриминантный анализ	1.55	27
SVM с ядром Гаусса	0.85	10
к-ближайших соседей	1.48	42
Наивный байесовский классификатор	2.31	115

Таким образом, видно, что наилучшую эффективность среди рассмотренных показал метод опорных векторов (SVM – support vector machine) с ядром Гаусса. На рис. 1 приведена зависимость эффективности классификатора от масштаба гауссова ядра.

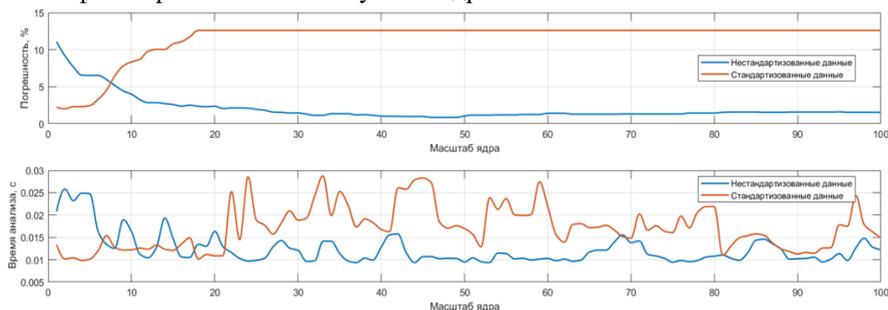


Рис. 6 – Зависимость погрешности работы классификатора от масштаба ядра Гаусса

На основании результатов сравнительного анализа имеющихся алгоритмов классификации объектов на изображении был разработан программный модуль технического зрения с использованием пакетов программы MATLAB.

Разработанный программный модуль может быть установлен, например, на мобильного лабораторного робота-ассистента, используемого в медицинских учреждениях для минимизации контактов врача и потенциально опасного пациента (например, в инфекционных отделениях или при реабилитации людей, пострадавших от радиационного облучения).

Библиографический список

1. L. Breiman, J. Friedman, R. Olshen и С. Stone, Classification and Regression Trees, 1984.
2. F. R. A., The Use of Multiple Measurements in Taxonomic Problems, 1936.
3. N. Christianini и J. C. Shawe-Taylor, An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-Based Learning Methods, Cambridge: Cambridge University Press, 2000.
4. N. Altman, An Introduction to Kernel and Nearest Neighbor, 1991.
5. T. Hastie, R. Tibshirani и J. Friedman, The Elements of Statistical Learning, Second Edition, 2008.

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДОМ МОБИЛЬНОГО РОБОТА

М.А. Семенов

Научный руководитель – Лукша С.С., к.т.н., доцент
ФГБОУ «Рязанский государственный радиотехнический университет
им. В.Ф. Уткина», г. Рязань

Рассматривается принцип разработки системы управления приводом с использованием программного модуля ROS Control.

Ключевые слова: ROS, ROS Control, аппаратный интерфейс.

DEVELOPMENT OF A MOBILE ROBOT DRIVE CONTROL SYSTEM USING THE ROS SOFTWARE MODULE

M.A. Semenov

Scientific adviser - Luksha S.S., Ph.D., associate professor
Ryazan State Radio Engineering University named after V.F. Utkin, Ryazan

The principle of developing a drive control system using the ROS Control software module is considered.

Keywords: ROS, ROS Control, Hardware interface.

В настоящее время в мире всё большую популярность приобретают мобильные роботы. Важной задачей в мобильной робототехнике является управление приводом мобильного робота, при этом необходимо обеспечить такие характеристики работы привода как:

- функционирование в реальном времени;
- точность позиционирования;
- надёжность приёма и передачи данных телеметрического канала привода.

Для разработки системы управления будет использоваться ROS (Robot Operating System) - это гибкая среда с открытым исходным кодом, созданная для написания программного обеспечения (ПО) для роботов. ROS включает в себя набор различных инструментов, библиотек и определенных соглашений, призванных упростить задачу создания сложного ПО на различных роботизированных платформах [1]. Данные в системе ROS передаются с помощью механизма топиков, публикаторов и подписчиков.

Структурная схема системы управления приводом мобильного робота представлена на рисунке 1.

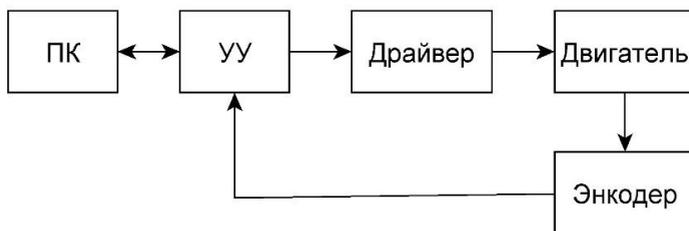


Рис. 1 – Структурная схема системы управления приводом мобильного робота

Структурная схема состоит из управляющего устройства (УУ) – контроллера привода, входными параметрами которого являются заданная пользователем с персонального компьютера (ПК) скорость и данные, поступающие с датчика угла поворота вала двигателя – энкодера. Выходными параметрами контроллера являются управляющие сигналы, поступающие на микросхему-драйвер, которая непосредственно управляет двигателем.

Для управления приводом мобильного робота требуется специальное ПО, чтобы упростить написание программного кода в ROS представлен программный пакет ROS Control, с помощью которого обеспечивается управления контроллерами приводов. ROS Control – это набор программных пакетов, плагинов и инструментов управления, позволяющий взаимодействовать как с реальным оборудованием, так и с моделями [2].

Основой пакета ROS Control является аппаратная абстракция, она обеспечивается за счёт класса `hardware_interface :: RobotHW` конкретные системы управления должны наследовать из этого класса. В зависимости от управляемых величин в ROS Control существуют различные плагины контроллеров, которые предназначены для взаимодействия с приводами мобильного робота. Чтобы организовать взаимодействие плагинов контроллера и реального оборудования необходим аппаратный интерфейс. Другими словами, аппаратный интерфейс - это программное представление системы управления приводом [3]. Таким образом с помощью аппаратной абстракции в ROS Control достигается возможность использования различных видов приводов, а также портируемость программного кода на различные робототехнические платформы.

Библиографический список

1. <https://www.ros.org/about-ros/> [Электронный ресурс].
2. Sachin Chitta et al. (2017). `ros_control`: A generic and simple control framework for ROS // The journal of open source software, 2 (20), 456.
3. <https://www.rosroboticslearning.com/> [Электронный ресурс].

СИСТЕМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОЛОЖЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МАЯКОВ ДЛЯ РОБОТИЗИРОВАННОЙ ПЛАТФОРМЫ

Д.В. Лифантьев

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

Цель разработки данной системы - вычисление расстояния до ультразвукового излучателя и угла между продольной осью локальной системы координат мобильного робота и направлением на маяк.

Ключевые слова: ориентир, ультразвук, приёмник, положение, маяк, система.

ULTRASOUND BEACON LOCATION DEFINING SYSTEM FOR THE ROBOTIC PLATFORM

D.V.Lifantiev

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

The purpose of developing this system is to calculate the distance from the robotic platform to the ultrasonic emitter as well as the angle between the longitudinal axis of the local coordinate system of the mobile robot and the direction to the beacon.

Key words: *landmark, ultrasonic, receiver, position, beacon, system.*

В робототехнике навигация является трудной и важной задачей, для её упрощения могут быть использованы специальные ориентиры (маяки). Продвигаясь от одного ориентира к другому можно существенно упростить управление роботом. Разрабатываемая система предназначена для поиска этих ориентиров с помощью ультразвуковых волн. Существуют различные принципы определения местоположения ориентира с помощью ультразвука, далее будут приведены несколько вариантов:

1) Времяпролётный принцип определения расстояния между излучателем и роботом. Здесь используется несколько приёмников для возможности применения мультилатерации.

2) Амплитудный принцип определения расстояния между излучателем и роботом. Здесь может использоваться один или несколько вращающихся приёмников.

3) Амплитудный принцип определения угла между продольной осью локальной системы координат мобильного робота и направлением на маяк

Мною был выбран вариант с использованием 2 вращающихся приёмников с амплитудным принципом определения угла.

Для функционирования разработанной системы необходима точная установка группировки ультразвуковых приёмников на заранее определенные места для каждого из них.

Алгоритм работы системы определения положения ориентира:

1) Изменение направления УЗ приёмника посредством вращения шагового двигателя в диапазоне от 0 до 180 градусов.

2) После достижения уровнем принимаемого сигнала определенного порога происходит фиксация угла и уровня сигнала. Для определения мощности сигнала происходит запись определенного количества периодов с помощью аналого-цифрового преобразователя, вычисление постоянной составляющей сигнала и её исключение. Критерием мощности является интеграл, полученный из данных значений.

3) По окончанию поворота выбирается угол поворота двигателя, на котором был зафиксирован наибольший по мощности сигнал.

4) Данные передаются на общее обрабатывающее устройство по интерфейсу RS-485.

5) На графике строятся две прямые, отображающие направление на излучатель, определенное каждым приёмником с учётом его положения на работе. Для определения положения маяка находится пересечение этих прямых в положительной области(перед роботом)

Питание системы происходит от бортовой сети работа с напряжением 12В, возможно питание от 3.3В.

Итогом проведенной работы является рассмотрение различных видов дальномерных устройств и их комбинирования, разработка системы по определению положения маяка. Последующее развитие системы будет заключаться в улучшении основных характеристик: точности, повышение частоты получения данных, создании фильтрации ошибочных данных.

Точность и скорость получения данных предполагается повысить за программной составляющей:

1) Повышение частоты аналого-цифрового преобразования и улучшение алгоритма нахождения средней точки сигнала при измерении уровня мощности с целью повышения точности определения угла.

2) Увеличение углового разрешения с помощью использования полшагового метода управления двигателем.

Устойчивость к ошибочным срабатываниям и точность за счёт изменения аппаратной составляющей:

1) Изменения диаграммы направленности приёмников посредством крепления к ним растробов.

2) Установка дополнительного приёмника на ось каждого двигателя с целью применения двухлепесткового метода определения угла.

Библиографический список

1. Власов С. М., Бойков В. И., Быстров С. В., Григорьев В. В. Бесконтактные средства локальной ориентации роботов. — СПб: Университет ИТМО, 2017.
2. Котюк А. Ф. Датчики в современных измерениях. — М. : Радио и связь, 2006.

СОДЕРЖАНИЕ

РЕЗУЛЬТАТЫ ДОКЛИНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ МУЛЬТИСИСТЕМЫ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ И МАГНИТОРЕАБИЛИТАЦИИ «РЕЛАКСМАГ» С.Г. Гуржин, М.М. Лапкин, А.В. Шулькин	3
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПРЕДРЕЙСОВОГО КОНТРОЛЯ ВОДИТЕЛЕЙ О.В. Мельник, М.Б. Никифоров, Д.И. Устюков	11
СЕКЦИЯ 1. МЕДИЦИНСКИЕ, ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И ЭРГАТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ	18
ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДА БИОЛОКАЦИИ В РАБОТАХ СОВРЕМЕННЫХ АВТОРОВ А.А. Панченко, Д.А. Кравчук	18
МЕТОД УПРАВЛЕНИЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИМИ ВОЗДЕЙСТВИЯМИ ПУТЕМ АНАЛИЗА ПАРАМЕТРОВ ВОЛЬТАМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК В ЗОНАХ АНОМАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ З.У. Протасова	21
МОДЕЛЬ ВОЙТА В СИСТЕМАХ МНОГОЧАСТОТНОГО БИОИМПЕДАНСНОГО АНАЛИЗА А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко	24
ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ КРОВООБРАЩЕНИЕ КАК МЕТОД ЛЕЧЕНИЯ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ И КАК СПОСОБ ПОДДЕРЖКИ ДОНОРСКИХ ОРГАНОВ А.С. Колосов, Е.С. Антипушина	27
ИСПЫТАНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО ЗАРЯДНО- ДЕСУЛЬФАТИРУЮЩЕГО УСТРОЙСТВА СОВМЕСТНО С СОЛНЕЧНЫМИ БАТАРЕЯМИ М.Б. Маньков, К.В. Сидоров	29
НЕЧЕТКАЯ НЕЙРОСЕТЕВАЯ МОДЕЛЬ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ПНЕВМОНИИ М.Б. Мяснянкин, Д.В. Краснопивцева	32
МЕТОД ДЕШИФРАЦИИ ЭЛЕКТРОМИОСИГНАЛОВ ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ТИПА А.А. Трифонов	35

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ИЗУЧЕНИЯ ОСОБЕННОСТЕЙ ВОСПРИЯТИЯ АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ	
К.Н. Болсунов, А.Е. Гапаненок	38
ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ 3D- ВИЗУАЛИЗАЦИИ В УЧЕБНОМ ПРОЦЕССЕ МЕДИКО- ТЕХНИЧЕСКИХ НАПРАВЛЕНИЙ	
Е.Ю. Абувалов, Е.В. Верстаков, Е.О. Попадьев, Т.Н. Позднякова.....	42
ПРИМЕНЕНИЕ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТКАНЕЙ	
Д.А. Кравчук, И.Б. Старченко	45
КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА В СОСТАВЕ КОМПЛЕКСА ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ	
В.Л. Нгуен, С.Г. Гуржин	48
ЭЛЕКТРОНИЗАЦИЯ МОБИЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ МАШИН И УСТАНОВОК ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОВРЕЖДЕНИЯ НЕЖЕЛАТЕЛЬНОЙ РАСТИТЕЛЬНОСТИ	
А.Э. Гафиев, В.Г. Ляпин, М.М. Прокофьев, В.К. Куликов	51
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ВЛАГООБЕСПЕЧЕННОСТИ РАСТИТЕЛЬНЫХ ОБЪЕКТОВ	
М.В. Суханова, К.В. Подмастерьев, Л.А. Бондарева	55
ИНСТРУМЕНТАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ КОЖИ ЛИЦА ЧЕЛОВЕКА	
Л.А. Бондарева, Л.Д. Кузнецова.....	58
ПРОГНОЗ РИСКА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ С УЧЕТОМ СИНЕРГЕТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА	
Д.А. Медников	62
ПРОБЛЕМЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ОБЪЕКТИВНОЙ РЕАКЦИИ ЧЕЛОВЕКА НА АРОМАТИЧЕСКИЙ РАЗДРАЖИТЕЛЬ	
М.В. Яковенко, А.И. Богданов	65
ПРЕИМУЩЕСТВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РЕОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ	
Д.П. Павлова, О.Э. Безрукова, М.М. Ханукаев	68
СИСТЕМА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДИК ЛЕЧЕНИЯ РАН ОТРИЦАТЕЛЬНОМ ДАВЛЕНИЕМ	
А.А. Чекменева	71

НЕИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА	
Н. Гаспарян.....	74
УСТРОЙСТВО ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ	
В.И. Исхакова.....	77
ЛИПИДОГРАММА КАК СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ РИСКА РАЗВИТИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ	
А.К. Федоськина	80
УМНЫЕ ИНГАЛЯТОРЫ, ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ПРИ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЕ	
К.А. Иевлева.....	83
ПРИЧИНЫ РАЗВИТИЯ РАКОВЫХ КЛЕТОК В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА	
К.А. Иевлева.....	85
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ НА ПРИМЕРЕ РАБОЧЕГО МЕСТА ВРАЧА РЕВМАТОЛОГА	
А.Н. Севодина, О.А.Павлова	88
СРЕДСТВО КОНТРОЛЯ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ ПРОЦЕДУР ДЛЯ ПАЦИЕНТОВ, ПЕРЕНЁСШИХ ИНСУЛЬТ	
А.А. Комаров, Н.А. Сержантова	91
РАЗРАБОТКА СРЕДСТВА АВТОМАТИЗАЦИИ ВЫЯВЛЕНИЯ СИНДРОМОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ	
Д.Ю. Крутяков, Н.А. Сержантова	94
АНАЛИЗ МЕТОДА ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ	
А.Ю. Ямановская	96
СИСТЕМОТЕХНИЧЕСКОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ	
А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина.....	99
РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЧЕСКОГО ТИТРАТОРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ	
М.С. Белова, Д.С. Шевченко	102
РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА	
В.О. Черешнев.....	105

МАГНИТОТЕРАПИЯ КАК МЕТОД РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ПЕРЕНЕСЕННОЙ ПНЕВМОНИИ РАЗЛИЧНОЙ ЭТИОЛОГИИ А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина.....	108
СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БЛАГОПРИЯТНОГО МИКРОКЛИМАТА В МЕДИЦИНСКИХ И ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫХ УЧРЕЖДЕНИЯХ В ПЕРИОД ПАНДЕМИИ В.Д. Селихова.....	112
ПРИМЕНЕНИЕ ДИФФЕРЕНЦИРОВАННОГО ВНУТРИПОЧВЕННОГО ВНЕСЕНИЯ МИНЕРАЛЬНЫХ УДОБРЕНИЙ, КАК СПОСОБ ЭЛЕКТРОНИЗАЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ ПРОЦЕССОВ А.С. Терентьев	115
МЕТОД БЕЗМАНЖЕТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ ОЦЕНКИ СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ М.Д. Соболев	118
ПРИМЕНЕНИЕ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА ПРИ ИССЛЕДОВАНИЯХ КРОВИ К.А. Воронина, Д.А. Кравчук	121
СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СЛУХА И.Д. Дмитриевский.....	123
ОЦЕНКА ОПТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ГНОЙНОГО СИНУСИТА ВЕРХНЕЧЕЛЮСТНОЙ ПАЗУХИ ДЛЯ МОДЕРНИЗАЦИИ УСТРОЙСТВА ЦИФРОВОЙ ДИАФАНОСКОПИИ Е.О. Брянская, Р.Ю. Гнеушев, В.В. Дрёмин, И.Н. Новикова	125
ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ИНТЕНСИВНОСТИ И ВРЕМЕНИ ЖИЗНИ ФЛУОРЕСЦЕНЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТОНКОИГОЛЬНОГО ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКОГО ЗОНДА НА МОДЕЛИ ГЕПАТОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ МЫШЕЙ К.Ю. Кандурова, В.В. Шуплецов, Е.В. Потапова, Е.А. Жеребцов, А.В. Мамошин, А.В. Дунаев.....	128
ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ В СИСТЕМЕ ЖЁСТКОЙ ЭНДОСКОПИИ Н.В. Голубова, В.В. Шуплецов, Д.Д. Ставцев , Е.В. Потапова, В.В. Дремин	131
ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ФЛУОРЕСЦЕНЦИИ КОЖИ ПРИ ЭЛЕКТРОФОРЕЗЕ АДРЕНАЛИНА О.А. Стельмашук, В.В. Шуплецов, Е.А. Жеребцов	134

УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГУЛЯЦИИ НАРУШЕНИЙ СНА	
Э.В. Габитова	137
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧСС ПЛОДА	
Э.В. Габитова	141
СИСТЕМА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ АРИТМИИ НА ОСНОВЕ ОБРАБОТКИ ЭКГ	
А. В. Волченкова	143
АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ НА ОСНОВЕ КРОСС-КОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА	
Т.Б. Старухин	146

**СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ
МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ..... 149**

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ НЕСТАБИЛЬНОСТИ ПЕРИОДА ДИСКРЕТИЗАЦИИ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА	
А.Р. Ахундова, Ю.А. Булгаков, А.А. Михеев	149
АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ЗНАЧЕНИЙ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ В БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧКАХ ЧЕЛОВЕКА	
Е.В. Виноградова	152
БИОИНФОРМАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ РОЛИ IL-1 В МЕХАНИЗМАХ РАЗВИТИЯ ШИЗОФРЕНИИ	
Н.Ю. Часовских, А.А. Бобрышева, Е.Е. Чижик.....	155
МОНИТОРИНГ УРОВНЯ КОГНИТИВНОЙ АКТИВНОСТИ	
К.В. Сидоров, Н.И. Бодрина, М.Б. Маньков	159
МУЛЬТИМОДАЛЬНАЯ БАЗА ОБРАЗЦОВ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ И ЭМОЦИОГЕННЫХ СТИМУЛОВ	
Н.И. Бодрина, Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров.....	162
ПРИМЕНЕНИЕ БИОИМПЕДАНСНОГО СИГНАЛА В ПРОТЕЗИРОВАНИИ	
О.И. Сазонов, С.С. Селютина	165
К АНАЛИТИЧЕСКОМУ И ЧИСЛЕННОМУ МОДЕЛИРОВАНИЮ ТРЕХФАЗНЫХ СИСТЕМ И УСТАНОВОК С БИОЛОГИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ	
Д.С. Болотов, В.Г. Ляпин, Н.А. Стушкина, Э. Колмурзина	168
СПОСОБЫ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ АНАЛИЗА ВСР	
Т.А. Витязева	172
УПРАВЛЕНИЕ ПРОЕКТАМИ В IT СФЕРЕ	
О.И. Криц, А.В. Губарев	175

НОРМАТИВНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПРОЦЕССА ПРОЕКТИРОВАНИЯ ИЗДЕЛИЯ	
К.А. Титкин, А.В. Губарев.....	178
ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОГНОСТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ПРИМЕНИТЕЛЬНО К СТАТИСТИЧЕСКИМ ДАННЫМ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ С УЧЕТОМ СТАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ, ДАВЛЕНИЯ И ПУЛЬСА	
А.В. Жидков, К.В. Подмастерьев, Д.Е. Чекмарева.....	180
МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА С ЦЕЛЬЮ ПРОВЕДЕНИЯ СИМУЛЯЦИОННЫХ ТРЕНИНГОВ	
О.Э. Безрукова, Д.П. Павлова, М.М. Ханукаев	183
МОДЕЛИРОВАНИЕ ФЕТАЛЬНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРИЧЕСКОГО ДАТЧИКА	
Э.У. Гарифуллина, Ю.О. Уразбахтина	186
ОЦЕНКА ПОМЕХОЗАЩИЩЕННОСТИ ОПТИЧЕСКОГО СИГНАЛА ПРИ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИХ МЕТОДАХ ПРОВЕДЕНИЯ ДИАГНОСТИКИ	
Д.С. Коптев.....	188
МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОПРЕДЕЛЕНИЯ УРОВНЯ САТУРАЦИИ КРОВИ ЧЕТЫРЕХВОЛНЫМ МЕТОДОМ	
Д.С. Коптев, И.Е. Мухин	191
МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА, РЕГИСТРИРУЕМОГО ДВУХВОЛНЫМ МЕТОДОМ В ПРОХОДЯЩЕМ СВЕТЕ	
Д.С. Коптев, И.Е. Мухин	194
АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДЕФИЦИТА ПУЛЬСА НА ОСНОВЕ СОВМЕСТНОГО АНАЛИЗА ЭКГ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ	
Т.С. Башкова, А.Н. Калиниченко, А.К. Лагирвандзе	197
НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ АНАЛИЗА НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ МАТРИЦЫ ПРИЗНАКОВ ЭКГ	
А.С. Кругликов, А.Н. Калиниченко, Е.С. Якушенко	200
АЛГОРИТМ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ НЕЙРОСЕТЕВЫХ МЕТОДОВ	
М.В. Никифорова, А.К. Лагирвандзе, Т.В. Моргунова.....	204

РАСПОЗНАВАНИЕ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ ПО ФОРМЕ СКАТЕРОГРАММЫ СЕРДЕЧНОГО РИТМА	
Н.Е. Шемякина, А.Н. Калиниченко, С.В. Моторина.....	207
ИССЛЕДОВАНИЕ ПОДХОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПЕРСОНАЛЬНЫХ ЦИКЛОВ ИЗМЕНЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
Е.А. Пугачева, Р.В. Исаков.....	210
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА СКОЛЬЗЯЩЕЙ ГИСТОГРАММЫ ДЛЯ АНАЛИЗА ДАННЫХ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
Р.В. Исаков, Е.А. Пугачева.....	213
РЕГИСТРАЦИЯ И ИЗМЕРЕНИЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ	
Д.А. Нуштаев, Е.М. Прошин.....	216
ИДЕНТИФИКАЦИЯ ХАРАКТЕРА ДВИЖЕНИЯ МАТЕРИ ПРИ ОБРАБОТКЕ СИГНАЛА ФЕТАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ	
К.В. Филипенко, Ю.О. Боброва.....	219
РАЗРАБОТКА ПОЛЬЗОВАТЕЛЬСКОГО ИНТЕРФЕЙСА ПРОГРАММЫ ОБРАБОТКИ ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ МОЧИ	
В.О. Ручкина, Н.Е. Дринякина.....	222
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АНАЛИЗА ИЕРАРХИЙ ДЛЯ ВЫБОРА ОБОРУДОВАНИЯ ДЛЯ КЛИНИКО – ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРИЙ	
А.А. Зайнетдинова.....	226
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПРОГРАММНОГО СРЕДСТВА СППР «ВЫБОР», ДЛЯ ОБОСНОВАНИЯ ЗАКУПОЧНЫХ ПРОЦЕДУР	
А.А. Зайнетдинова.....	229
ОСОБЕННОСТИ АНАЛИТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ РАСЧЕТА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА	
С.Н. Бритин, М.А. Бритина, Р.Я. Власенко.....	231
РЕАЛИЗАЦИЯ ПРОЦЕДУРЫ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ОБНАРУЖЕНИЯ ДИАБЕТИЧЕСКОЙ РЕТИНОПАТИИ НА ОСНОВЕ РАЗРАБОТАННОГО АЛГОРИТМА	
К.Ф. Мухамедзянова.....	235
УПРАВЛЯЕМАЯ АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МИКРОКЛИМАТА ПОМЕЩЕНИЯ	
К.А. Ахмадуллин, А.И. Марванова.....	238

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ВЫБОРА РАЗМЕРА МАСКИ СГЛАЖИВАЮЩЕГО ФИЛЬТРА ДЛЯ ОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ	
Ю.А.Гладышева, И.В. Жилина.....	240
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА	
И.А. Савина.....	244
МЕТОД ФОРМИРОВАНИЯ РЕАЛИСТИЧНЫХ ТКАНЕИМИТИРУЮЩИХ ФАНТОМОВ ДЛЯ НУЖД ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ	
Н.В. Венцеров, Т.М. Тымчук, А.Ю. Потлов.....	246
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ДЛЯ ИЗМЕНЕНИЯ ЦВЕТА КОЖНЫХ ПОКРОВОВ НЕОНАТОЛОГИЧЕСКИХ МАНЕКЕНОВ	
Ю.А. Шевченко, Ю.О. Боброва.....	249
МЕТОД ВЫДЕЛЕНИЯ НОВООБРАЗОВАНИЙ НА КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА	
А.В. Михина, В.М. Строев.....	252
МЕТОД КОНТРОЛЯ ТЕХНИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ОПТИЧЕСКИХ КОГЕРЕНТНЫХ ТОМОГРАФОВ	
Т.М. Тымчук, Н.В. Венцеров, А.Ю. Потлов	255
ПОДАВЛЕНИЕ КУСОЧНО-СТАЦИОНАРНЫХ ПОМЕХ В СИГНАЛАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ	
В.А. Чан, В.Г. Андреев.....	257
МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ЗАТУХАНИЯ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН В ВЯЗКОУПРУГОЙ СРЕДЕ	
П.А. Токарева.....	261
МОДЕЛИРОВАНИЕ КОНТУРОВ РЕГУЛЯЦИИ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА	
А.А. Коробов, К.С. Савинова, Д.Е. Судаков.....	264
МОДЕЛЬ ТЕРМОДИНАМИКИ ТЕЛА РЕБЕНКА	
К.С. Савинова, А.А. Трубиенко, А.А. Коробов	267
ПРИМЕНЕНИЕ МАРКОВСКОГО ПРОЦЕССА ДЛЯ СОЗДАНИЯ МОДЕЛИ КЛИНИКИ БГМУ В СРЕДЕ ANYLOGIC ДЛЯ ВЫЧИСЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОГО КОЛИЧЕСТВА ОКОН РЕГИСТРАТУРЫ	
Н.Р. Хисамутдинова, Э.Р. Мулюкова, А.Ф. Саббахова	271
АНАЛИЗ ПРИЧИН НЕСООТВЕТСТВИЙ ПРОЦЕССА УПРАВЛЕНИЯ СРЕДСТВАМИ ИЗМЕРЕНИЙ	
А.В. Губарев, С.В. Губарева, Я.М. Чаплыгина	273

РАЗРАБОТКА КОРРЕКТИРУЮЩИХ ДЕЙСТВИЙ С ЦЕЛЬЮ УСТРАНЕНИЯ НЕСООТВЕТСТВИЙ ПРОЦЕССА УПРАВЛЕНИЯ СРЕДСТВАМИ ИЗМЕРЕНИЙ	
А.В. Губарев, С.В. Губарева, Я.М. Чаплыгина	276
АНАЛИЗ ПРОЦЕССА «УПРАВЛЕНИЕ СРЕДСТВАМИ ИЗМЕРЕНИЙ» НА СООТВЕТСТВИЕ ПРИНЦИПАМ Э. ДЕМИНГА	
А.В. Губарев, С.В. Губарева, Я.М. Чаплыгина	279
ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ МЕДИЦИНСКОЙ ГЕНЕТИКИ ДЛЯ ПРОФИЛАКТИКИ ГЕННЫХ БОЛЕЗНЕЙ ЧЕЛОВЕКА	
А.С. Пашаева, О.А. Морункова, М.А. Сидорова	283
МЕТОД ДАКТИЛОСКОПИИ КАК СПОСОБ ИДЕНТИФИКАЦИИ НОМЕРА ОБЯЗАТЕЛЬНОГО МЕДИЦИНСКОГО СТРАХОВАНИЯ ЧЕЛОВЕКА	
К.С. Кузнецова, М.А. Сидорова	286
ПРИМЕНЕНИЕ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА В МЕДИЦИНСКИХ ОРГАНИЗАЦИЯХ	
А.А. Зубакина	289
ОБЗОР ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ДЕСКРИПТОРОВ ПРИЗНАКОВ ДЛЯ АНАЛИЗА ВЫРАЖЕНИЙ ЛИЦА	
В.А. Саблина, Н.В. Яковлев	292
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БЕСПРОВОДНОГО СПОСОБА ЗАРЯДКИ АККУМУЛЯТОРОВ В УСТРОЙСТВАХ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ	
С.В. Саракуца, Н.А. Сержантова	295
О НЕОБХОДИМОСТИ АВТОМАТИЗАЦИИ ПРОЦЕССА РАЗРАБОТКИ РАБОЧИХ ПРОГРАММ ДИСЦИПЛИН	
Т.В. Бачина, Ю.М. Евсенкина, А.А. Ерзылева	297
СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА СПЕКТРОВ ПРЕДСЕРДНЫХ И ЖЕЛУДОЧКОВЫХ ФИБРИЛЛЯЦИЙ И ТРЕПЕТАНИЙ	
Д.С. Рипка	301
АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ ХРОМАТОГРАФИЧЕСКИХ МЕТОДОВ АНАЛИЗА	
Г.И. Мельник, К.А. Ветшев, М.В. Воронов, А.Д. Рубцова, Д.С. Трунькин	303
ПОВЫШЕНИЕ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ НЕФТЕПЕРЕРАБАТЫВАЮЩИХ ЗАВОДОВ ПУТЕМ ПРИМЕНЕНИЯ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ	
М.В. Воронов, М.В. Лызлова, Г.И. Мельник, Д.С. Трунькин	306

ОБЗОР ПРОБЛЕМНЫХ АСПЕКТОВ РАБОТЫ ПЕЧЕЙ КАТАЛИТИЧЕСКОГО РИФОРМИНГА М.В. Воронов, К.А. Ветшев, Г.И. Мельник, А.Д. Рубцова, Д.С. Трунькин	310
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ АНАЛИЗА РИСКОВ КАК ВАЖНЫЙ АСПЕКТ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА В МЕДИЦИНСКИХ ОРГАНИЗАЦИЯХ С.А. Винокурова	313
ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПОЧВ В ГОРОДЕ КАЗАНИ К.Е. Тумурзина, И.А. Гафарова, Т.Ю. Гумеров.....	315
РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ РЕГУЛИРОВАНИЯ КЛИМАТА В КАБИНЕТЕ МАГНИТНО- РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ В.О. Черешнев, И.В. Кулешов, А.Р. Аветисян, Г.П. Ильин, Я.И. Шнякина.....	319
СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА, КАК МЕТОД УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОДУКЦИИ В.А. Симбирцев, А.В. Губарев	321
ОБЗОР МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ КОРТИКАЛЬНЫХ ЗРИТЕЛЬНЫХ ПРОТЕЗОВ М.С. Галушка, В.Ю. Вишневецкий.....	323
РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ТКАНЕЙ ПАРОДОНТА С.М. Герашенко, А.В. Демидов, Е.В. Удальцова	327
МЕТОДЫ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ПРОДУКТОВ НА НАЛИЧИЕ ТОКСИКАНТОВ А.Ф. Надина	330
АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРОДОВОЛЬСТВЕННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ РАСТЕНИЕВОДЧЕСКОЙ ПРОДУКЦИИ, ПОСТАВЛЯЕМОЙ ДЛЯ НУЖД УИС О.А. Давронова, И.С. Питюрина.....	333
ЛИНЕАРИЗАЦИЯ ИММУННОГО ПИД-РЕГУЛЯТОРА А.И. Бобиков, Т.С. Бубнова.....	337
АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ПОТОКА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ЖИДКОСТИ СКВОЗЬ ПЛОСКОСТЬ ОКТ-СКАНИРОВАНИЯ НА ИНТЕРФЕРЕНЦИОННЫЙ СИГНАЛ С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова	340

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОДУЛЯ УПРУГОСТИ II-ГО РОДА ДЛЯ СТЕНКИ ЦЕРЕБРАЛЬНОГО СОСУДА С АНЕВРИЗМОЙ	
С.В. Фролов С.В., А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова	344
СИСТЕМА ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ЭПИДЕМИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА В СРЕДЕ GEOGEBRA	
П.С. Будылина, Р.П. Косов, М.В. Косова.....	348
ВЛИЯНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ БАЗОВЫХ СТАНЦИЙ СВЯЗИ НА ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ОТ СМАРТФОНОВ, ИСПОЛЬЗУЮЩИХ РАЗЛИЧНЫХ ОПЕРАТОРОВ СОТОВОЙ СВЯЗИ	
С.А. Нагина, Н.А. Чугунов, А.В. Сперанский, Т.Г. Авачева, Т.В. Моталова, В.А. Кирюшин.....	351
ОПТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЛЯРИЗАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ	
В.В. Дрёмин, Е.В. Жарких	354
СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА НА ОСНОВЕ ОБРАБОТКИ ЭКГ И EDR-СИГНАЛА ДЫХАНИЯ	
О.В. Мельник, А.Ю. Федотов.....	357
МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ КАПНОГРАММЫ	
К.А. Степанова.....	360
СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БРОНХИАЛЬНОЙ ПРОВОДИМОСТИ АКУСТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ	
Е.Б. Пастухов	363
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ДЛЯ СИСТЕМЫ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАВЫКОВ ХОДЬБЫ ПОСЛЕ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ АППАРАТЕ	
Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова, И.В. Тихомиров.....	365
О ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДА ПРЯМОЙ ПОТЕНЦИОМЕТРИИ ДЛЯ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ С КОРОНОВИРУСОМ	
Г.А. Машевский.....	368
ПРИНЦИПЫ ОЦЕНКИ УРОВНЯ СТРЕССА ПО ДАННЫМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ	
О.В. Аникина	372
МЕТОДЫ ПРИМЕНЕНИЯ ФИЛЬТРАЦИИ ВЕРХНИХ ЧАСТОТ ТЕПЛОВИЗИОННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЦИФРОВЫМ И ДИСКРЕТНО-АНАЛОГОВЫМ СПОСОБАМИ	
О.А. Павлова, А.Н. Севодина	375

НЕЙРОННЫЕ СЕТИ В ЗАДАЧАХ РАСПОЗНАВАНИЯ ОБРАЗОВ НА ИЗОБРАЖЕНИИ	
А.В. Акинина	378
ДИСТАНЦИОННЫЙ АУДИТ СИСТЕМЫ МЕНЕДЖМЕНТА КАЧЕСТВА	
М.С. Ежова, С.Н. Дьяков	380

**СЕКЦИЯ 3. ТЕЛЕМЕДИЦИНА И ИНФОРМАЦИОННЫЕ
ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ 383**

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ КАНАЛОВ ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ НА ВЕРОЯТНОСТЬ ДИСТАНЦИОННОЙ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ ПО ПАРАМЕТРАМ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА	
С.Н. Кириллов, Д.Ю. Мамушев,	383
ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВ СБОРА ДАННЫХ И ТЕХНОЛОГИИ ВИРТУАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ В РЕГИСТРАТОРЕ ТРЕМОРА ДЛЯ ПРЕДРЕЙСОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ОСМОТРА ВОДИТЕЛЯ	
М.Б. Каплан, Д.И. Устюков	385
КАНАЛ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ДЛЯ СИСТЕМЫ ПРЕДРЕЙСОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ОСМОТРА ВОДИТЕЛЯ	
М.Б. Каплан, А.В. Шуляков.....	387
КАНАЛ КОНТРОЛЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ДЛЯ СИСТЕМЫ ПРЕДРЕЙСОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ОСМОТРА ВОДИТЕЛЯ	
М.Б. Каплан, А.В. Шуляков.....	389
РЕЗУЛЬТАТЫ ТЕСТИРОВАНИЯ НЕЙРОСЕТЕВОГО КЛАССИФИКАТОРА ДИАБЕТА ПО ЭКГ	
А.А. Ананьева, Р.В. Исаков	392
ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА В РАДИОЛОГИИ, ДЕРМАТОЛОГИИ, ОНКОЛОГИИ И КАРДИОЛОГИИ	
В.В. Шорохова, Н.В. Миних.....	395
ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СТИМУЛЯЦИЯ МЫШЦ ПРИ ПАРАЛИЧЕ БЕЛЛА	
В.В. Шорохова, Н.В. Миних.....	397
НЕЙРОЛИНГВИСТИЧЕСКОЕ ПРОГРАММИРОВАНИЕ В МЕДИЦИНЕ	
В.В. Шорохова, Н.В. Миних.....	400

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЯВЛЕНИЯ «ЭФФЕКТА ПОСЛЕДЕЙСТВИЯ» ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МОБИЛЬНОГО ТЕЛЕФОНА	
Л.А. Бондарева, Е.З. Шубладзе	402
РОЛЬ И МЕСТО СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ХИРУРГА В БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ БАРИАТРИЧЕСКОЙ ХИРУРГИИ	
М.А. Савельева	406
СИСТЕМЫ ИДЕНТИФИКАЦИИ НАРУШЕНИЯ РЕЖИМА ИЗОЛЯЦИИ ЛИЦАМИ, ЗАРАЖЕННЫМИ КОРОНАВИРУСОМ	
И.А. Новичков.....	409
РАЗРАБОТКА ВЕБ-ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФИЗИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ И ДИЕТЫ	
А.О. Исаков, Е.А. Пустозеров	411
К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОГО БИОМОНИТОРИНГА ГИПОКСИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ ПЛОДА	
Э.У. Гарифуллина, Ю.О. Уразбахтина	414
ТЕЛЕМЕДИЦИНА КАК СПОСОБ МОНИТОРИНГА В ПЕРИОД ПАНДЕМИИ	
Н. Гаспарян.....	417
МЕТОДИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ПОДГОТОВКИ БУДУЩИХ ФАРМАЦЕВТОВ В КОНТЕКСТЕ ИЗУЧЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ «АПТЕЧНЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ»	
Ю.Ю. Визер, О.В. Мельник.....	420
ОБЛАЧНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ	
Ю.Ю. Визер, О.В. Мельник	423
ОБОСНОВАНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ ДАТЧИКОВ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ФЕТАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ В СИСТЕМАХ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПЛОДА	
О.Н. Капранова, Ю.О. Боброва	426
АВТОМАТИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОЦЕНТНОГО СОДЕРЖАНИЯ ЖИРА В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА	
М.А. Позднякова, Т.Н. Позднякова	430
АРМ ВРАЧА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ	
Р.А. Куликов, С.В. Фролов	433
МОНИТОРИНГ ЗДОРОВЬЯ - КАК ИНСТРУМЕНТ ЗДОРОВЬЕСБЕРЕГАЮЩИХ ТЕХНОЛОГИЙ	
А.Ф. Саббахова, Э.Р. Мулюкова, Н.Р. Хисамутдинова	436

РАЗРАБОТКА ПРИЛОЖЕНИЯ «СУРДОЛАЙТ» ДЛЯ ЛИЦ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ	
С.А. Осипова, М.А. Сидорова	439
МЕТОД ОЦЕНКИ СОДЕРЖАНИЯ ОБЩЕГО БЕЛКА В ПРОБЕ МОЧИ С ЦЕЛЬЮ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ОСЛОЖНЕНИЙ БЕРЕМЕННОСТИ	
И.П. Корнеева	442
АНАЛИЗ РЫНКА ПРИЛОЖЕНИЙ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ И РАЗРАБОТКА КОНЦЕПЦИИ ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ УСТРОЙСТВА КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ПО ВЫДЫХАЕМОМУ ВОЗДУХУ	
М.С. Белова, М.К. Булай, Д.С. Шевченко	445
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ТЕКУЩЕГО СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ БЕРЕМЕННОЙ ЖЕНЩИНЫ	
К.А. Крамарь, Е.А. Семенова	448
ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ В КОМПЛЕКСАХ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ	
Д.Е. Судаков, А.А. Коробов	451
МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ «ЗДОРОВАЯ СПИНА» ДЛЯ ФИЗИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ТРАВМ ПОЗВОНОЧНИКА	
А.В. Алпатов, М.С. Ашапкина , С.А. Валиуллина	454
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИСПЫТАТЕЛЬНОГО СТЕНДА ДЛЯ БЕСКОЛЕКТОРНЫХ ДВИГАТЕЛЕЙ	
С.Б. Арзамасцев	457
ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ МЕДИЦИНСКИХ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ	
С.Ю. Жулева	460
ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ В ДИАГНОСТИКЕ СКРЫТОЙ ГИПЕРТОНИИ	
Ю.И. Локтионова, М.А. Михайлова, А.И.Королев, В.А. Дадаева, А.Ю. Горшков, О.Т. Ким, Е.В. Жарких, А.В. Дунаев, А.А. Федорович, Е.А.Жеребцов	463
ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ КАНАЛ ДЛЯ ЦЕЛИ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ	
Е.П. Матюхин	466

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ, ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА	470
РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ РАСШИРЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК УЗКОПОЛОСНЫХ ШУМОВЫХ СИГНАЛОВ НА НАЛИЧИЕ МЕЖДУ ЭТИМИ СИГНАЛАМИ СИЛЬНОЙ СКРЫТОЙ КОРРЕЛЯЦИИ	
Е.И. Чернов, Н.Е. Соболев, А.А. Бондарчук, Е.Е. Бондарчук, Л.Е. Аристархова	470
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ КГР	
А.С. Соловьёв, Н.Р. Галузин, А.В. Горбачёв	476
ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФ	
М.Р. Крылов, Н.Р. Галузин, А.В. Горбачёв	479
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ФПГ	
А.В. Горбачёв, М.Р. Крылов, А.С. Соловьёв	482
ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ	
Н.Р. Галузин, М.Р. Крылов, А.С. Соловьёв	485
ОБЗОР МЕТОДОВ И УСТРОЙСТВ КАЛИБРОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ГАЗОАНАЛИЗАТОРОВ ПО ВОДОРОДУ И МЕТАНУ	
О.С. Медведев, Н.И. Фадеев	488
ИНФРАКРАСНЫЙ БЕСКОНТАКТНЫЙ ТЕРМОМЕТР	
И.С. Шарипов	496
МИКРОКОНТРОЛЛЕР MSP430 ДЛЯ ИНФРАКРАСНОГО БЕСКОНТАКТНОГО ТЕРМОМЕТРА	
И.С. Шарипов	498
УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ	
М.В. Самохвалов, В.Г. Ляпин, Е.П. Рожков, А.А. Танашев	501
СРЕДСТВА РЕГИСТРАЦИИ И ОБРАБОТКИ ПОМЕХ СЕТИ ПИТАНИЯ В СИСТЕМАХ КАРДИОМОНИТОРИНГА	
Ю.Г. Горшков	504
ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВотоКА	
Л.А. Спиряева, С.Г. Гуржин	508
СРЕДСТВ ИЗМЕРЕНИЙ ЛАБОРАТОРНОЙ МЕДИЦИНЫ	
К.В. Подмастерьев, Ж.А. Секаева, В.В. Марков	511

ПУЛЬСОКСИМЕТРИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ ДЛЯ БИОМОНИТОРИНГА ГИПОКСИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ ПЛОДА Э.У. Гарифуллина, Ю.О. Уразбахтина	514
ПОРТАТИВНЫЙ ЦИФРОВОЙ ИК-ТЕРМОМЕТР С ЖК-ДИСПЛЕЕМ И.Д. Марков, М.В. Ленков	517
СРЕДСТВА ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПЛАТЫ СБОРА ДАННЫХ И ВИРТУАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ И.В. Гавриков, М.Б. Каплан	519
РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО МИОГРАФА ДЛЯ КОНТРОЛЯ МЫШЕЧНОГО НАПРЯЖЕНИЯ КОСМОНАВТОВ А.Е. Никитина	521
КАНАЛ НОРМАЛИЗАЦИИ БЕСПРОВОДНОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА О.В. Мельник, Р.Ш. Сосипатров	524
ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ПРОБА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МОМЕНТА ПЕРЕВОДА БОЛЬНОГО С НЕИНВАЗИВНОЙ НА ИНВАЗИВНУЮ ИСКУССТВЕННУЮ ВЕНТИЛЯЦИЮ ЛЕГКИХ У БОЛЬНЫХ С НОВОЙ КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИЕЙ А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина	526
РЕСПИРАТОРНЫЙ ТРЕНИНГ КАК ЭЛЕМЕНТ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ У БОЛЬНЫХ РЕАНИМАЦИОННОГО СТАЦИОНАРА А.А. Пимахин, О.Ю. Галузина	528
ВОЗДУШНЫЕ МЕШКИ КАК УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ Е.В. Пимахина, О.В. Окрут	531
ПОРТАТИВНАЯ СМАРТ-СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ Д.Р. Батраков, М.В. Ленков	533
ВЫБОР МЕТОДА ПРОГНОЗИРОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТА ИСПЫТАНИЙ НА ОСНОВЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИИ А.С. Гуржин	536
АЛЬТЕРНАТИВНЫЕ СПОСОБЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ УСТРОЙСТВ Э.Р. Мулюкова, А.Ф. Саббахова, Н.Р. Хисамутдинова	540

ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕХНИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ АППАРАТОВ

И.П. Корнеева 542

ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ ДАВЛЕНИЯ ЯЗЫКА НА НЕБО ИЗГИБНОГО ТИПА

Е.А. Бадеева, Т.И. Мурашкина, Ю.А. Васильев, Н.А. Хасаншина, И.Е. Славкин 546

ИОННО-МЕТОЧНЫЙ РАСХОДОМЕР ДЛЯ АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

А.Р. Гизамова 552

ДАТЧИК ХОЛЛА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

А.Р. Габдрахманова, М.М. Тюрина 555

МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОВОДИМОСТИ ВНУТРИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев 558

РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСНОГО ДАТЧИКА ИЗМЕРЕНИЯ БИОИМПЕДАНСА С КОНТРОЛЕМ КАЧЕСТВА ПРИЖАТИЯ ЭЛЕКТРОДОВ

И.В. Жилина, Ю.А. Гладышева 560

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАВЫКОВ ХОДЬБЫ ПОСЛЕ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ АППАРАТЕ

И.В. Тихомиров, Ф.О. Дурнев, Э.А. Даминова 566

СЕКЦИЯ 5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ, РОБОТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ 569

3D МОДЕЛИРОВАНИЕ МАНИПУЛЯТОРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Д.С. Белик, В.В. Шерстнев, О.Е. Безбородова 569

ОБЗОР СИМУЛЯТОРОВ ДЛЯ ОТРАБОТКИ НАВЫКОВ СЕРДЕЧНО-ЛЕГОЧНОЙ РЕАНИМАЦИИ: ТИПЫ И ВИДЫ

О.Э. Безрукова, Д.П. Павлова, М.М. Ханукаев 572

УПРАВЛЕНИЕ АСИНХРОННЫМ ЭЛЕКТРОДВИГАТЕЛЕМ ПРИВОДА ИНСТРУМЕНТОВ ГЛУБОКОВОДНЫХ РОБОТИЗИРОВАННЫХ АППАРАТОВ

С.С. Румянцев 575

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ЛОКАЛИЗАЦИИ НА ОСНОВЕ ПРИНЦИПОВ ТОМОГРАФИИ СКРЫТЫХ РАССЕЙВАЮЩИХ ОБЪЕКТОВ РАДИОЛОКАЦИОННОЙ СЦЕНЫ В ПРИЛОЖЕНИИ К ПРОБЛЕМАМ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ	
А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев	577
ТРИАНГУЛЯЦИОННЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ МАЛЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ	
Р.Н. Фимин, Е.М. Прошин	579
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ОПЕРАТОРА В ИНТЕРЕСАХ УПРАВЛЕНИЯ МАНИПУЛЯЦИОННЫМ РОБОТОМ	
П.С. Будылина, В.И. Жулев, А.В. Кондрашов, С.С. Лукша	582
РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО ПРИЛОЖЕНИЯ ПОД ОС ANDROID ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ МОБИЛЬНЫМ РОБОТОМ	
П.Д. Гаджиев	585
СИСТЕМА ГОЛОСОВОГО УПРАВЛЕНИЯ РОБОТОМ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ	
А.С. Хатунцев	587
МАСШТАБИРУЕМЫЙ СИЛОВОЙ КОНТРОЛЛЕР БЕСКОЛЛЕКТОРНОГО ДВИГАТЕЛЯ ПОСТОЯННОГО ТОКА	
О.А. Буковский	589
ФИЛЬТР КАЛМАНА ДЛЯ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛЬНОЙ ОДОМЕТРИИ МОБИЛЬНОГО РОБОТА НА ОСНОВЕ ДАТЧИКА ОПТИЧЕСКОГО ПОТОКА	
С.О. Иванова	591
СТРУКТУРА МАЛОДИСТАНТНОЙ РЛС МОБИЛЬНОГО РОБОТА	
Н.Н. Миронов	594
СИСТЕМЫ ТЕЛЕПРИСУТСТВИЯ В МОБИЛЬНОЙ РОБОТОТЕХНИКЕ	
С.В. Шальгин	595
СРАВНЕНИЕ АЛГОРИТМОВ КЛАССИФИКАЦИИ СИСТЕМЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ ЛАБОРАТОРНОГО МОБИЛЬНОГО РОБОТА	
В.С. Шустов	598
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДОМ МОБИЛЬНОГО РОБОТА	
М.А. Семенов	601
СИСТЕМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОЛОЖЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МАЯКОВ ДЛЯ РОБОТИЗИРОВАННОЙ ПЛАТФОРМЫ	
Д.В. Лифантьев	603

Научное издание

**XXXIII Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические системы,
измерительные устройства и робототехнические комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2020)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Подписано в печать 2: .12.2020 г. Формат бумаги 60x84/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.- печ. листов 39.

Уч.-изд. листов 624. Тираж 52 экз. Зак."58: 8

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

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1

Издательство Коняхин А.В. (Book Jet)

Отпечатано в типографии «Book Jet»

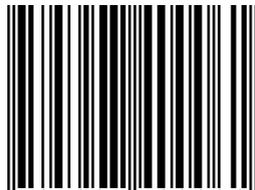
390005, г. Рязань, ул. Пушкина, д.18

Сайт: <http://bookjet.ru>

Почта: info@bookjet.ru

Тел.: +7(4912) 466-151

ISBN 978-5-907400-06-1



9 785907 400061 >