

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ  
МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ  
УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ «БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ»  
ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ «БЕЛОРУССКАЯ  
МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ»

**МЕДЭЛЕКТРОНИКА–2020**  
**СРЕДСТВА МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ**  
**И НОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ**

СБОРНИК НАУЧНЫХ СТАТЕЙ  
XII МЕЖДУНАРОДНОЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКОЙ  
КОНФЕРЕНЦИИ

(Минск, Республика Беларусь, 10 декабря 2020 года)

УДК 621.38:61  
ББК 32.85+51  
М42

**М42** **Медэлектроника–2020.** Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии : сб. науч. ст. XII Междунар. науч.-техн. конф. (Минск, Республика Беларусь, 10 декабря 2020 года). – Минск : БГУИР, 2020 – 224 с.  
ISBN

В сборнике опубликованы результаты научных исследований и разработок в области медицинской техники и новых медицинских технологий, реализации прогрессивных методов и средств диагностики и терапии, научно-технические достижения в создании приборов, аппаратуры, инструментов и медико-технических комплексов.

Сборник рассчитан на ученых, инженеров и врачей, работающих в областях научных исследований, разработки, производства, реализации и эксплуатации медицинской техники и новых медицинских технологий, а также на студентов медико-технических специальностей высших учебных заведений.

**УДК 621.38:61**  
**ББК 32.85+51**

**ISBN**

© УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», 2020

*Сердечно приветствуем участников и гостей*

*XII Международной научно-технической конференции «Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии» («Медэлектроника-2020»).*

*Решение важнейшей задачи человечества – обеспечение здоровья, достойного качества жизни людей и их долголетия – лежит на стыке многих областей знаний и требует объединения усилий ученых, врачей, инженеров разных стран. Ещё один шаг к такому объединению – настоящая конференция.*

*Желаем участникам конференции плодотворной работы и успехов в создании и освоении новых технологий медицины XXI века.*

Программный и организационный комитеты  
XII Международной научно-технической конференции  
«МЕДЭЛЕКТРОНИКА-2020».

## **ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ**

### ***Сопредседатели:***

Богуш В.А., д.ф.-м.н., профессор, ректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники, Беларусь;

Чуканов А.Н., к.м.н., доцент, ректор Белорусской медицинской академии последиplomного образования, Беларусь;

Губкин С.В., д.м.н., профессор, директор ГНУ «Институт физиологии НАН Беларуси», Беларусь

Рубникович С.П., д.м.н., профессор, ректор Белорусского государственного медицинского университета, Беларусь.

### ***Члены программного комитета:***

Герасименко М.А. д.м.н., профессор, директор РНПЦ травматологии и ортопедии;

Воропай Е.С., д.ф.-м.н., профессор, зав.кафедрой Белорусского государственного университета;

Дик С.К., к.ф.-м.н., доцент, депутат Палаты представителей Национального собрания Республики Беларусь VII созыва;

Давыдов М.В., к.т.н., доцент, первый проректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Камышников В.С., д.м.н., профессор, зав. кафедрой Белорусской медицинской академии последиplomного образования;

Киселев М.Г., д.т.н., профессор, зав.кафедрой Белорусского национального технического университета;

Кутейко М.М., д.ф.-м.н., профессор, зав.кафедрой Белорусского государственного университета;

Кульчицкий В.А., д.м.н., профессор, член-корреспондент НАН Беларуси, зам. директора ГНУ «Институт физиологии НАН Беларуси»;

Лихачев С.А., д.м.н., профессор, зав. неврологическим отделом РНПЦ неврологии и нейрохирургии;

Лихачевский Д.В., к.т.н., доцент, декан факультета Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Осипов А.Н., к.т.н., доцент, проректор по научной работе Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Руденок В.В., д.м.н., профессор, проректор по международным связям Белорусского государственного медицинского университета;

Сиваков А.П., д.м.н., профессор, зав. кафедрой Белорусской медицинской академии последиplomного образования;

Смычек В.Б., д.м.н., профессор, директор РНПЦ медицинской экспертизы и реабилитации Министерства здравоохранения Республики Беларусь;

Тузилов А.В., д.ф.-м.н., профессор, генеральный директор Объединенного института проблем информатики Национальной академии наук Беларуси;

Sontea V., Dr-Ing., Prof., Head of the Department Microelectronics and Semiconductor Devices, Director of the International Center for Microelectronic Systems Engineering and Biomedical Devices, Technical University of Moldova.

## **ОРГАНИЗАЦИОННЫЙ КОМИТЕТ**

### *Руководители:*

Дик С.К., к.ф.-м.н., доцент, депутат Палаты представителей Национального собрания Республики Беларусь VII созыва;

Осипов А.Н., к.т.н., доцент, проректор по научной работе Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Давыдов М.В., к.т.н., доцент, первый проректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

### *Члены комитета:*

Бондарик В.М. к.т.н., доцент, декан факультета Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Давыдова Н.С., к.т.н., доцент, доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Камлач П.В., к.т.н., доцент, доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Кашицкий Э.С., к.м.н., доцент, ведущий научный сотрудник ГНУ «Институт физиологии НАН Беларуси»;

Котухов А.В., заместитель декана факультета Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Кудыш И.А., зав.лаб. кафедры Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Кузнецов Д.Ф., проректор по воспитательной работе Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Лихачевский Д.В., к.т.н., доцент, декан факультета Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Мадвейко С.И., к.т.н., доцент, зав. кафедрой Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Мигалевич С.А., начальник ЦИИР;

Навроцкий А.А., к.ф.-м.н., доцент, зав. кафедрой Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Ревинская И.И., ассистент кафедры Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Сиваков А.П., д.м.н., профессор, зав. кафедрой Белорусской медицинской академии последипломного образования;

Ситник Г.Д., к.м.н., доцент, заместитель директора по организационно-методической работе РНПЦ неврологии и нейрохирургии;

Смирнов В.Л. начальник учебно-методического управления Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Смирнова В.В., магистрант кафедры ЭТТ;

Шилин Л.Ю., д.т.н., профессор, декан факультета Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

Шичко Л.А., начальник отдела маркетинга и научных коммуникаций, БГУИР.

## **ОРГАНИЗАТОРЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

**Министерство образования Республики Беларусь**

**Министерство здравоохранения Республики Беларусь**

**Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники**

**Белорусская медицинская академия последипломного образования**

## СОДЕРЖАНИЕ

УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ РАБОТЫ СЕРДЕЧНО СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ Луцик Ю.А.	9
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СВЧ ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ СОЗДАНИЯ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ Нестеров В.Н.	11
ОПТИКО–ФИЗИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА БИООБЪЕКТОВ В УСЛОВИЯХ ИНФОРМАЦИОННОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ М.М.Кугейко, С.А. Лысенко	15
МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ 3D СКАНИРОВАНИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА Горбунов В.А., Камлач П.В.	22
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АТОМНО-СИЛОВОЙ МИКРОСКОПИИ ДЛЯ ФИБРОБЛАСТОВ ПАЦИЕНТОВ С АНЕМИЕЙ ФАНКОНИ ПОСЛЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ Г–ИЗЛУЧЕНИЯ Кухаренко Л.В., Шиммель Т., Фукс Х., Барщевский М., Шман Т.В., Тарасова А.В.	25
ЛИНГВИСТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОПИСАНИЯ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТА МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ Пулатова З.М., Усмонов Ж.Т.	30
МЕТОДЫ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ COVID-19: МОДЕЛИ, НАБОР ДАННЫХ И ПРОБЛЕМЫ Худойкулов З.Т., Исломов Ш.З., Давронова Л.У., Рустамова С.Р.	33
ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ОСТРОГО АППЕНДИЦИТА У ДЕТЕЙ Калиновский М.Г., Камлач П.В.	39
ИНТЕГРИРОВАННЫЕ СПУТНИКОВО-НАЗЕМНЫЕ СЕТИ В БУДУЩИХ БЕСПРОВОДНЫХ СИСТЕМАХ Пулатов Ш.У., Гафуров А.Ш	42
ПУЛЬСОВАЯ ВОЛНА В ИСКРИВЛЕННЫХ СОСУДАХ А.И. Кубарко, В.Г. Лещенко, В.А. Мансуров	45
КЛАССИФИКАЦИЯ ЛЕЙКОЦИТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СВЕРТОЧНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ С НИЗКИМ РАЗРЕШЕНИЕМ Рацкевич Д.Г., Дик С.К.	50
RADIO FREQUENCY ENERGY HARVESTING Т.А. Yuldoshev M.O. Sultonova	58
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ЭЛЕМЕНТЫ С СОСРЕДОТОЧЕННЫМИ ПАРАМЕТРАМИ Сарраф Ж., Гойдь В.И.	61
ВЛИЯНИЕ СОЧЕТАННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ И МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ НА СКОРОСТЬ ПЕРИФЕРИЙНОГО КРОВОТОКА Гойдь В.И., Сарраф Ж., Бондарик В.М., Ланина О.В.	64
ЦИФРОВАЯ ДИАГНОСТИКА ЗВУКОВЫХ ЯВЛЕНИЙ У ПАЦИЕНТОВ С ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА Барадина И.Н., Рубникович С.П., Майзет А.И., Бородин Д.М.	70
ЭФФЕКТИВНОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ФОТОСТАТА ДЛЯ ФОТОГРАММЕТРИИ ФАСА И ПРОФИЛЯ ЛИЦА В ОРТОДОНТИИ Кузьменко Е.В., Рубникович С.П., Лядвин Е.А., Усович А.К.	76
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАЧЕСТВА ВИНТОВОГО СОЕДИНЕНИЯ В СИСТЕМЕ «ДЕНТАЛЬНЫЙ ИМПЛАНТАТ – АБАТМЕНТ» Рубникович С.П., Прялкин С.В., Бусько В.Н.	81

ЭФФЕКТИВНОСТЬ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАПИЛЛЯРНОГО ДАВЛЕНИЯ ТКАНЕЙ ПЕРИОДОНТА ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ДЕФЕКТОВ ЗУБОВ И ЗУБНЫХ РЯДОВ Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Денисов Л.А. _____	85
ЭФФЕКТИВНОСТЬ УЛЬТРАЗВУКОВОГО АППАРАТА «DENT-35» ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА ЭНДОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ Костецкий Ю.А., Рубникович С.П. _____	88
ОПТИМИЗАЦИЯ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С ПОМОЩЬЮ УЛЬТРАЗВУКА Рубникович С.П., Хомич И.С. _____	94
МЕТОДИКА ВАКУУМ-УФО-ТЕРАПИИ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С БОЛЕЗНЯМИ ПЕРИОДОНТА В СОЧЕТАНИИ С ЗУБОЧЕЛЮСТНЫМИ АНОМАЛИЯМИ И ДЕФОРМАЦИЯМИ Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Денисов Л.А. _____	100
НОРМАЛИЗАЦИЯ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО СОСТОЯНИЯ ТКАНЕЙ ПЕРИОДОНТА С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА МАГНИТОФОТОТЕРАПИИ Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Тимчук Я.И., Майзет А.И. _____	104
ЛАЗЕРНО-ОПТИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ ПЕРИОДОНТА Рубникович С.П., Денисова Ю.Л. _____	108
ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ КОМПОЗИТНО-АРМИРОВАННОЙ КУЛЬТЕВОЙ ШТИФТОВОЙ ВКЛАДКИ ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ПОЛНОГО ДЕФЕКТА КОРОНКОВОЙ ЧАСТИ ЗУБА Фисюнов А.Д., Рубникович С.П. _____	111
ЦИФРОВАЯ ДИАГНОСТИКА ОККЛЮЗИИ ЗУБОВ С ПОМОЩЬЮ АППАРАТА T-SCAN МАЙЗЕТ А.И., РУБНИКОВИЧ С.П., БАРАДИНА И.Н. _____	119
ГЕЛЬ-ЭЛЕКТРОФОРЕЗ КОМПЛЕКСОВ ТРИКАРБОЦИАНИНОВЫХ КРАСИТЕЛЕЙ С БЕЛКАМИ ПЛАЗМЫ КРОВИ Самцов М.П., Тарасов Д.С., Малюшкова Е.В., Хлудеев И.И., Луговский А.А., Семак И.В. _____	125
ДИАГНОСТИКА И ПРОГНОЗ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ГРУДИ С ПОМОЩЬЮ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НА ЯЗЫКЕ RUTHON И МЕТОДА ЛОГИСТИЧЕСКОЙ РЕГРЕССИИ Паседа В.В., Якимов Д.А., Выговская Н.В. _____	132
ВЗАИМОСВЯЗЬ ИЗМЕНЕНИЙ PH И ОПТИЧЕСКОЙ ПЛОТНОСТИ ВОДЫ ПОД ДЕЙСТВИЕМ УЛЬТРАЗВУКА Лукьяница В.В. _____	136
КЛАССИФИКАЦИЯ СИНДРОМОВ ВИРУСНОГО ГЕПАТИТА НА ОСНОВЕ МЕТОДОВ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДАННЫХ Хидирова Ч.М. _____	138
ОПТИМИЗАЦИЯ КОНСТРУКТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ И РЕЖИМОВ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ ФОРМИРОВАНИЯ ПРИБОРНЫХ СТРУКТУР КРЕМНИЕВЫХ МИКРОСТРИПОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ Рощенко П.С., Ловшенко И.Ю., Стемпицкий В.Р. _____	145
ПРИБОР ДЛЯ КОМПЛЕКСНОГО ЛЕЧЕНИЯ АМБЛИОПИИ Сорочкин Е.К., Журавлев В.И., Колбун В.С. _____	151
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКОГО РАГРАНИЧЕНИЯ ДОСТУПА ПЭВМ В ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЯХ В МЕДИЦИНЕ Мармузевич М.А., Буневич М.А. Майоров А.И. _____	154

ХАРАКТЕРНЫЕ ОСОБЕННОСТИ РОДНИКОВ БРЕСТЧИНЫ Пашкевич В.И., Пашкевич Н.Н., Каравай Т.В., Кашицкий Э.С.	159
ОПТИМИЗАЦИЯ СОСТАВА СРЕДЫ И РАЗМЕРОВ КОНСТРУКЦИОННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ БИОПРОЦЕССОРНОГО ЧИПА-ФОРМАТА С NI МИКРОЭЛЕКТРОДАМИ ДЛЯ РАЗДЕЛЕНИЯ И КОНЦЕНТРАЦИИ S.AUREUS В МОДЕЛЬНЫХ УСЛОВИЯХ И В ЦЕЛЬНОЙ КРОВИ А. И. Драпеза, С.К.Лазарук, Е. И. Гудкова, В. А. Лобан, Т. И. Ореховская, А.И. Хмельницкий, Г. А. Скороход	163
МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ ФИЗИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА ТЕЛО ЧЕЛОВЕКА Смирнова В.В., Камлач П.В.	169
ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ОСТРОГО АППЕНДИЦИТА У ДЕТЕЙ Калиновский М.Г., Камлач П.В., Ситник Г.Д.	173
МЕТОДИКА ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКОЙ СЕГМЕНТАЦИИ ЖЕЛУДКА НА КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МОДУЛЕЙ ПРОГРАММНОГО ПАКЕТА 3DSLISER Косарева А.А., Камлач П.В., Ковалев В.А.	176
ПРИМЕНЕНИЕ ЯЗЫКА ПРОГРАММИРОВАНИЯ PYTHON В МЕДИЦИНЕ Фекленкова П.А., Лагуцкий И.А., Камлач П.В.	181
ОBTAINING SILVER BACTERICIDAL LAYERS ON SURFACE OF POROUS MATRIXES FROM ANODIC ALUMINA BY CHEMICAL DEPOSITION I.A. Vrublevsky, A.K. Tuchkovsky, N.V. Lushpa, L.D. Tran, V.G. Pham	186
КОМПЛЕКС ДЛЯ МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА Ревинская И.И., Камлач П.В., Далидович В.О., Ситник Г.Д., Тавгень И.А.	190
ОСОБЕННОСТИ ИМИТАНСНЫХ СПЕКТРОВ ОКОЛОПЛОДНЫХ ВОД Короткевич А. В., Петрович В. А., Ковалёва М.А. Недень Л.Ч. Пацеев С.В.	194
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ПЕРСОНАЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ А.Н. Осипов, М.В. Давыдов, А.А. Борискевич, М.М. Меженная, Н.С. Давыдова, И.О. Хазановский, А.В. Фролов, А.В. Пацеев, С.В. Пацеев	198
МЕТОД КРИОПУНКТУРЫ В ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ПСОРИАТИЧЕСКИМ АРТРИТОМ Л.В.Подсадчик, Л.А.Малькевич, А.П.Сиваков, С.М.Манкевич, Т.И. Грекова	204
СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К КАЧЕСТВУ СПИРОМЕТРИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ: АППАРАТНАЯ ПОДДЕРЖКА, ЭКСПЕРТНЫЕ СИСТЕМЫ Маничев И.А., Т.И. Грекова, А.П. Сиваков	206
АНАЛГЕЗИРУЮЩАЯ ЭЛЕКТРОРЕФЛЕКСОТЕРАПИЯ ДОРСАЛГИЙ В СТРУКТУРЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПЕРИФЕРИЧЕСКОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ С.М. Манкевич, А.П.Сиваков, Л.В. Подсадчик, Т.И. Грекова	209
АЛГОРИТМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ЗАДАЧАХ КОМПЬЮ-ТЕРНОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ДИАГНОСТИКИ Козарь Р. В., Навроцкий А.А.	212
ШЕСТИКАНАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ Гордиевич А.В., Камлач П.В.	220



УДК 004.31-022.53:611.1

**УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ РАБОТЫ СЕРДЕЧНО СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ**

ЛУЦИК Ю.А.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники 220013 г. Минск, ул. П. Бровки, 6*

**Аннотация.** Рассматривается разработанное устройство на основе микроконтроллера семейства AVR и датчиков, позволяющее контролировать работу сердечно-сосудистой системы (ССС). Реализована возможность беспроводной передачи информации о состоянии ССС специалисту врачу.

**Ключевые слова:** электрокардиограмма, пульсоксиметрия, сатурация крови, сердечно-сосудистая система, микроконтроллер.

**Abstract.** A developed device based on a microcontroller of the AVR family and sensors is being considered, which allows you to monitor the functioning of the cardiovascular system (CVS). The ability to wirelessly transmit information about the state of CVS to a doctor is re-a-leased.

**Keywords:** lectrocardiogram, pulsoximetry, blood saturation, cardiovascular system, microcontroller.

По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности во всем мире. По оценкам ежегодно от болезней сердца умирает 17,5 миллионов человек – что составляет примерно 30% всех случаев смертей в мире.

Разработка портативной системы для домашнего пользования, позволяющей выполнять непрерывную запись электрокардиограммы (ЭКГ), получать данных о пульсе и насыщенности крови кислородом (пульсоксиметрия), а также осуществлять анализ полученных данных с формированием предварительного диагноза. Полученные данные не позволяют установить точный медицинский диагноз, но в случае выявления каких-либо проблем с работой ССС данные по сети (например, Internet) могут быть переданы для анализа врачу кардиологу, который, по полученным данным, может назначить более детальное обследование в рамках медицинского учреждения. Наряду с этим это устройство может быть использовано для контроля работы ССС при нагрузках получаемых, например, при тренировках на тренажерах.

Разработанное устройство представляет собой композицию нескольких блоков: аппаратный (выполненный на основе датчиков и микроконтроллера) и выполняющий измерения работы ССС и программный, реализованный в виде мобильного приложения. Основными функциями мобильного приложения являются: представление пользователю данных о ЭКГ и пульсе, хранения информации о предыдущих измерениях, выбор возможного режима работы устройства, постановка предварительного диагноза, уведомление о нарушениях работы ССС в пассивном режиме работы, уведомление сторонних лиц (врача) о диагнозе, который требует незамедлительного врачебного вмешательства. Визуальное отслеживание результата измерения может быть получено посредством, например, смартфона, планшета и т.д. В настоящее время реализовано приложение для мобильных устройств, работающих под управлением операционной системы Android.

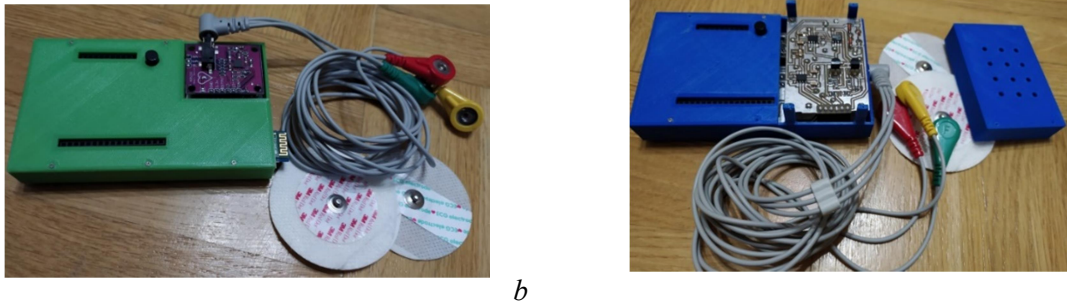
Выполняя анализ полученных с устройства данных, можно получить следующую информацию о функционировании сердечной мышцы [1]:

- частота сердечных сокращений;
- физическое состояние сердца;
- наличие аритмий;
- наличие острых или хронических повреждений миокарда;
- наличие нарушений обмена веществ в сердечной мышце;

Мобильное приложение разработано на языке Java в среде разработки Android Studio Аппаратная часть проекта выполнена на основе платформы Arduino UNO построенной на микроконтроллере Atmega328.

В процессе выполнения проекта были разработаны два варианта устройств снятия кардиосигналов. Первый вариант устройства рис. 1а основан на использовании датчика ЭКГ [1], выполненного на микросхеме AD8232 позволяющий снимать аналоговый сигнал с электродов, фильтровать его от помех и усиливать его посредством операционного усилителя. Второй вариант рис. 1b основан на

устройстве [2], состоящем из 2 частей: аналоговой (усилитель кардиосигнала) и цифровой (оцифровка полученного сигнала и подача его на микроконтроллер). В обоих вариантах устройств, взаимодействие микроконтроллера с мобильным приложением обеспечивается Bluetooth модулем беспроводной связи [3].



a

b

**Рис. 1.** Два варианта кардиографа: *a* – первый; *b* – второй

**Fig. 1.** Two cardiograph options: *a* – the first; *b* – the second

Датчик пульса так же выполнен в двух вариантах. В первом Easy Pulse [4] случае рис. 2а датчик Pulse Sensor. Первый вариант содержит также модуль MAX30102 который позволяет безинвазивно получать информацию о степени сатурации крови (насыщенности кислородом).

Все перечисленные выше устройства являются устройствами с открытым кодом, что позволяет вносить изменения, расширяющие их возможности и улучшающие их работу.



a



b

**Рис. 2.** Два варианта датчика пульса: *a* – Easy Pulse; *b* – Pulse Sensor

**Fig. 2.** Two cardiograph options: *a* – the Easy Pulse; *b* – the Pulse Sensor

#### Список литературы

1. Электрокардиограмма: расшифровка результатов, показания к ЭКГ, как определить болезни на ЭКГ. [Электронный ресурс]. – Режим доступа <http://okeydoc.ru/elektrokardiogramma-rasshifrovka-rezultatov-i-rokazaniya-k-vypolneniyu>
2. Кардиограф на основе Arduino своими руками. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.prontellekt.ru/EKG1.php>
3. Настройка Bluetooth-модулей HC-05/06. [Электронный ресурс]. – Электронные данные. – Режим доступа: <http://robotclass.ru/articles/bluetooth-hc-05-06/1702/>
4. Easy Pulse - самодельный датчик для измерения частоты пульса. Часть 1 - Теория и схема. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.rlocman.ru/shem/schematics.html?di=144220>

#### Сведения об авторах

Луцик Ю.А., канд. техн. наук, доцент, доцент каф. ЭВМ БГУИР.

#### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
Минск, ул. П. Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
+375 29 3759757;  
e-mail: ual@tut.by  
Луцик Юрий Александрович

#### Information about the authors

Lutcik U.A., candidate of technical sciences associate professor, associate professor kaf. IBM BSUIR.

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str., 6,  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics  
+375 29 3759757;  
e-mail: ual@tut.by  
Lutcik Urii Aleksandrovich

УДК 537.87

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СВЧ ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ СОЗДАНИЯ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

НЕСТЕРОВ В.Н.

*Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики, г. Самара, Россия*

**Аннотация.** В статье рассмотрены вопросы использования СВЧ излучения в медицинских целях. Основная часть работы посвящена результатам разработки физиотерапевтического прибора, основанного на использовании электромагнитного излучения дециметрового диапазона. Разработка является оригинальной и доведена до практического использования. В заключительной части работы сформулировано направление дальнейшего развития, которое связано с созданием программно управляемых физиотерапевтических СВЧ приборов.

**Ключевые слова:** физиотерапевтические приборы, СВЧ излучение, дециметровый диапазон, программное управление.

**Abstract.** In article questions of use of the microwave oven of radiation in the medical purposes are considered. The main part of the work is devoted to the results of the development of a physiotherapeutic device based on the use of electromagnetic radiation in the decimeter range. The development is original and brought to practical use. In the final part of the work, the direction of further development is formulated, which is associated with the creation of software-controlled physiotherapeutic microwave devices.

**Keywords:** physiotherapy devices, microwave radiation, decimeter range, software control.

### Введение

Волны дециметрового диапазона в спектре радиоволн занимают промежуточное положение между ультракороткими волнами и инфракрасными лучами. Клиническая эффективность их обусловлена спецификой физического фактора, действие которого сопровождается местными и общими приспособительными реакциями саногенного характера [1]. Местным проявлением ДМВ-терапии является тепловой эффект, который наиболее выражен в богатых водой тканях (кровь, лимфа, мышцы). Нагрев тканей и возникшие в них физико-химические изменения усиливают микроциркуляцию и активность метаболических процессов.

В дальнейшем ответная адаптационно-приспособительная реакция при небольшой площади и интенсивности воздействия электромагнитных волн дециметрового диапазона формируется по известным рефлекторным механизмам по типу кожно-висцерального или висцеро-висцерального рефлексов на сегментарном уровне. В случае увеличения дозы воздействия наблюдаются системные приспособительные реакции, с вовлечением центральной нервной системы [1].

Ранет ДМВ20-1 – физиотерапевтический аппарат, выпускаемый на АО «Самарский электро-механический завод», имеет более чем 30-ти летнюю историю использования в различных медицинских учреждениях: в физиотерапевтических кабинетах стационаров, санаториях и профилакториях. Принцип работы аппарата Ранет ДМВ 20-1 основан на получении от генератора необходимой энергии, которая направляется с помощью одного из сменных излучателей на определенные участки тела пациента. На выходе излучателей – электромагнитные волны длиной волны 65 см. на частоте 460 МГц [2-4]. Мощность аппарата – до 20 Вт. Продолжительность и уровень мощности излучения устанавливаются оператором с помощью специальных органов управления в зависимости от предписаний врача.

В соответствии с рекомендациями аппарат предназначен для лечения различных заболеваний воспалительного, травматического и другого характера путем воздействия электромагнитным полем. Использование волновой терапии оказывает положительное влияние на различные ткани организма и позволяет успешно применять его при артритах различной этиологии, острых и подострых бурситах, невралгиях и невритах. Перспективными направлениями использования приборов являются реабилитация пациентов, перенесших такие виды оперативных вмешательств, как эндопротезирование крупных суставов, кожная и сухожильно-мышечная пластика, различные виды остеотомий и хондропластики, реконструкция конечностей с применением различных видов имплантов и металлоконструкций.

Аппарат имеет насадки – излучатели, адаптированные под различные методики лечения. Положительный эффект от применения аппарата подтвержден отзывами из многих медицинских учреждений. Он включен в справочник медицинских приборов, рекомендуемых для приобретения медицинскими учреждениями.

В последние годы аппарат претерпел серьезную модернизацию. Была полностью переработана электронная схема на основе использования современных радиоэлектронных компонентов, что на порядок повысило надежность, стабильность и точность установки и поддержания режимов работы. По существу, был создан новый аппарат, что подтверждено патентом РФ на изобретение «Аппарат для ДМВ-терапии» [5].

### Физиотерапевтический прибор нового поколения

Структурная схема нового аппарата для ДМВ-терапии дана на рис. 1. Аппарат содержит СВЧ-генератор 1, соединенный через согласующее устройство 2 с управляемым усилителем 3 мощности СВЧ-колебаний, который через развязывающее устройство (вентиль) 4 соединен с излучающим устройством 5. Устройство содержит также измеритель 6 уровня выходной мощности, связанный своим входом через индуктивную связь с выходной цепью усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний, устройство 7 управления выходной мощностью, устройство 8 индикации выходной мощности, эмиттерный повторитель 9 с отрицательной обратной связью по току, усилитель 10 напряжения с нелинейной передаточной характеристикой, компаратор 11 напряжения, интегратор 12, согласующий усилитель 13 и блок питания. Выход измерителя 6 уровня выходной мощности усилителя 3 через эмиттерный повторитель 9 соединен с входом усилителя 10 напряжения с нелинейной передаточной характеристикой, выход которого соединен с входом устройства 8 индикации выходной мощности и одним из входов компаратора 11 напряжения, со вторым входом которого соединен выход устройства 7 управления выходной мощностью, а выход компаратора 11 напряжения через интегратор 12 и согласующий усилитель 13 соединен с входом регулировки выходной мощности усилителя 3.

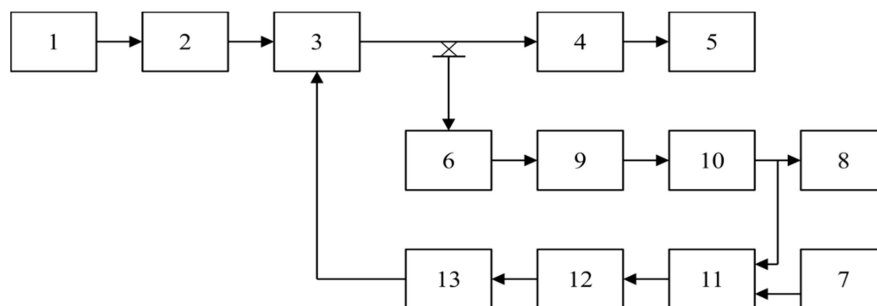


Рис.1. Структурная схема аппарата для ДМВ-терапии

В процессе работы аппарата сигнал установленной частоты с выхода СВЧ-генератора 1 через согласующее устройство 2 (усилитель) поступает на вход управляемого усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний, на выходе которого получаем высокочастотный сигнал (напряжение). Мощность последнего принимает значения, обусловленные управляющим сигналом на входе управления усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний, задаваемым напряжением на выходе устройства 7 управления и поступающим на вход управления усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний в процессе преобразования по цепи: компаратор 11, интегратор 12 и согласующий усилитель 13. Данная цепь является частью цепи обратной связи в составе: измерителя 6 уровня выходной мощности усилителя 3 СВЧ-колебаний, эмиттерного повторителя 9, усилителя 10 напряжения с нелинейной передаточной характеристикой, компаратора 11, интегратора 12 и согласующего усилителя 13. Соответственно, напряжение с выхода усилителя 10 напряжения, функционально связанное с уровнем выходной мощности усилителя 3 СВЧ-колебаний через цепь измерителя 6 уровня выходной мощности усилителя 3 СВЧ-колебаний и эмиттерного повторителя 9, поступает на один из входов компаратора 11 напряжения, где сравнивается с напряжением, подаваемым на его второй вход с выхода устройства

7 управления выходной мощностью аппарата. При включении аппарата напряжение на первом (инвертирующем) входе компаратора 11 напряжения меньше напряжения, подаваемого с выхода устройства 7 управления, на его второй (прямой) вход. Поэтому на выходе компаратора 11 получаем положительное напряжение, которое интегрируется интегратором 12. Растущее по экспоненте напряжение с выхода интегратора 12 подается на вход согласующего усилителя 13 (в данном случае эмиттерного повторителя) и далее на управляющий вход управляемого усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний. В соответствии с растущим напряжением на управляющем входе усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний растет мощность высокочастотного сигнала на его выходе. Соответственно возрастает уровень напряжения на выходе измерителя 6 уровня выходной мощности усилителя 3 СВЧ-колебаний. Данное напряжение поступает на вход эмиттерного повторителя 9, а с его выхода – на вход усилителя 10 напряжения с нелинейной передаточной характеристикой. Усилитель 10 напряжения настроен таким образом, что при низком уровне входного напряжения он имеет большой коэффициент усиления по напряжению, а при высоком уровне входного напряжения - меньший коэффициент усиления по напряжению. Такая настройка повышает чувствительность цепи обратной связи при малом уровне сигнала с измерителя 6 уровня выходной мощности и уменьшает ее при высоком уровне сигнала с измерителя 6 уровня выходной мощности, что способствует точности и стабильности поддержания установленного уровня выходной мощности аппарата. Напряжение с выхода усилителя 10 поступает на первый (инвертирующий) вход компаратора 11 и в момент, когда его уровень превысит уровень напряжения на втором (прямом) входе компаратора 11, происходит переключение компаратора, и на его выходе появляется отрицательное напряжение, которое интегрируется интегратором 12. Убывающее по экспоненте напряжение с выхода интегратора 12 подается на вход согласующего усилителя 13 (в данном случае эмиттерного повторителя) и далее на управляющий вход управляемого усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний. В соответствии с убывающим напряжением на управляющем входе усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний уменьшается мощность высокочастотного сигнала на его выходе. Соответственно уменьшается уровень напряжения на выходе измерителя 6 уровня выходной мощности усилителя 3 СВЧ-колебаний. Данное напряжение по цепи: эмиттерный повторитель 9, усилитель 10 напряжения поступает на первый (инвертирующий) вход компаратора 11, и в момент, когда его уровень станет меньше уровня напряжения на втором (прямом) входе компаратора 11, происходит очередное переключение компаратора, и на его выходе вновь появится положительное напряжение, которое интегрируется интегратором 12. Растущее по экспоненте напряжение с выхода интегратора 12 подается на вход согласующего усилителя 13 (в данном случае эмиттерного повторителя) и далее на управляющий вход управляемого усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний. В соответствии с растущим напряжением на управляющем входе усилителя 3 мощности СВЧ-колебаний растет мощность высокочастотного сигнала на его выходе. Аналогично процесс переключения компаратора 11 происходит и дальше. Средний уровень напряжения на выходе интегратора 12 пропорционально связан с уровнем напряжения на выходе устройства 7 управления выходной мощностью аппарата. Таким образом, осуществляется процесс динамического поддержания установленной выходной мощности усилителя 3 СВЧ-колебаний и, соответственно, мощности ДМВ излучения на выходе излучающего устройства 5. Такое регулирование выходной мощности аппарата позволяет стабилизировать его уровень около установленного значения в условиях изменения параметров схемы. Как следует из алгоритма работы схемы, одним из факторов, приводящим к изменению выходной мощности аппарата, является изменение температуры полупроводникового диода, установленного в детекторе измерителя 6 уровня выходной мощности, в разных режимах работы аппарата. Увеличение напряжения на выходе детектора 6 в результате нагревания полупроводникового перехода диода смещает эмиттерный переход эмиттерного повторителя 9 в прямом направлении, что приводит к увеличению тока в цепи эмиттера. Соответственно, возрастает напряжение на резисторе, установленном в эмиттерной цепи эмиттерного повторителя 9, которое, смещая эмиттерный переход в обратном направлении, приводит уменьшению напряжения на выходе

эмиттерного повторителя, что компенсирует увеличение сигнала в цепи измерителя уровня выходной мощности.

Установленное между усилителем 3 мощности СВЧ-колебаний и излучающим устройством 5 развязывающее устройство (вентиль) 4 устраняет влияние на усилитель 3 волн СВЧ колебаний, отраженных от излучающего устройства 5.

Первый экземпляр модернизированного аппарата (показан на рис. 2) поставлен в клиники Самарского государственного медицинского университета. Он был апробирован и получил положительные отзывы.



**Рис. 2.** Модернизированный аппарат для ДМВ-терапии

Исследования, проведенные в Самарском государственном медицинском университете, показали перспективы использования приборов на основе излучения электромагнитного СВЧ поля в новой для этого направления области – в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии. Для использования СВЧ излучения в этой сфере необходимы дополнительные исследования и работы, направленные на создание специальных излучающих элементов, удобных и эффективных для генерирования СВЧ поля в области лица и элементов челюсти человека.

### **Перспективы дальнейшего развития**

Рассматривая перспективы развития данного направления, следует упомянуть о необходимости создания новых методик лечения, возможности отработки и внедрения которых закладывается на стадиях выбора технических решений и проектирования СВЧ приборов. Такие перспективы просматриваются в направлении создания программно управляемых приборов, допускающих возможность программирования изменения мощности излучения во времени и пространстве. В этом случае речь идет не только о возможностях для новых методов лечения и профилактики заболеваний широкого спектра, но и о создании нового класса СВЧ приборов с программно управляемыми выходными полями.

### **Список литературы**

1. Яшков А.В., Мухин В.М., Нестеров В.Н. Биофизические основы ДМВ-терапии / Физика и технические приложения волновых процессов: Тезисы VII Международной научно-технической конференции, посвященной 150-летию со дня рождения А.С. Попова, 15-21 сентября 2008г.: Приложение к журналу «Физика волновых процессов и радиотехнические системы» / Под ред. В.А. Неганова и Г.П. Ярового. – Самара, 2008. – С.354-355.
2. Мухин В.М., Нестеров В.Н., Яшков А.В. Разработка, модернизация и промышленное освоение изделий медицинского назначения: Тезисы VII Международной научно-технической конференции, посвященной 150-летию со дня рождения А.С. Попова, 15-21 сентября 2008г.: Приложение к журналу «Физика волновых процессов и радиотехнические системы» / Под ред. В.А. Неганова и Г.П. Ярового. – Самара, 2008. – С. 355-356.
3. Нестеров В.Н., Мухин В.М., Харитонов П.В., Мещанов А.В. Повышение стабильности мощности СВЧ излучения физиотерапевтического прибора «Ранет» / Актуальные проблемы радиоэлектроники и телекоммуникаций: Материалы Всероссийской н.-т. конф. 12.05 –14.05.2009г., г. Самара. – Самара: СГАУ, 2009. – С.57-61.
4. Нестеров В.Н., Мухин В.М. Аппарат СВЧ-терапии нового поколения: Физика и технические приложения волновых процессов: Материалы X Международной научно-технической конференции, 11-17 сентября

2011г.: Приложение к журналу «Физика волновых процессов и радиотехнические системы» / Под ред. В.А. Неганова и Г.П. Ярового. – Самара, 2011. – С.280-282.

5. Пат. 2393892 РФ, МКИ А 61 N 5/02. Аппарат для ДМВ-терапии / В.М. Мухин, В.Н.Нестеров, В.А. Давыдов. – №2009119272/14; Заявл.21.05.2009; Опубл.10.07.2010. Бюл.№19.

### **Вклад автора**

Нестеров Владимир Николаевич является разработчиком и руководителем проекта по созданию физиотерапевтического прибора нового поколения. Является соавтором и одним из патентообладателей технического решения «Аппарат для ДМВ-терапии» по патенту №. 2393892 РФ. Концепция дальнейшего развития, основанная на идеологии программно управляемых физиотерапевтических приборов, целиком сформулирована автором статьи.

### **Author's contribution**

Nesterov Vladimir Nikolaevich is the developer and project leader for the creation of a new generation of physiotherapy device. He is a co-author and one of the patent holders of the technical solution "Apparatus for UHF-therapy" under patent no. 2393892 RF. The concept of further development, based on the ideology of software-controlled physiotherapy devices, was fully formulated by the author of the article.

### **Сведения об авторе**

Нестеров В.Н. доктор технических наук, профессор, заместитель генерального директора по науке – начальник НТЦ АО «Самарский электро-механический завод», профессор Поволжского государственного университета телекоммуникаций и информатики, профессор Самарского национального исследовательского университета имени академика С.П. Королева.тики, профессор Самарского национального исследовательского университета имени академика С.П. Королева.

### **Information about the authors**

Nesterov V.N. Doctor of Technical Sciences, Professor, Deputy General Director for Science - Head of the Scientific and Technical Center of Samara Electromechanical Plant JSC, Professor of the Volga State University of Telecommunications and Informatics, Professor of the Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev.

### **Адрес для корреспонденции**

443026, Российская Федерация, г. Самара, ул. Парижской Коммуны, дом 28 кв. 88.  
Тел. номер +7 927 6556196;  
e-mail: nesterov.ntc@gmail.com  
Нестеров Владимир Николаевич.

### **Address for correspondence**

443026, Russian Federation, Samara, Paris Commune st., 28, apartment 88.  
Tel. number +7 927 6556196;  
e-mail: nesterov.ntc@gmail.com  
Nesterov Vladimir Nikolaevich.

УДК 551.508

## **ОПТИКО–ФИЗИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА БИООБЪЕКТОВ В УСЛОВИЯХ ИНФОРМАЦИОННОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ**

М.М.КУГЕЙКО<sup>1</sup>, С.А. ЛЫСЕНКО<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет пр-т Независимости 4, 220030, Минск, Беларусь

<sup>2</sup>Институт природопользования НАН Б Франциска Скорины 10, 220114, Минск, Беларусь

**Аннотация.** Представлен обзор по развитию теории оптико-физических измерений биообъектов в условиях отсутствия априорной информации о исследуемом биообъекте. Предлагаемый регрессионный подход к решению обратных задач оптического зондирования биологических сред, полученные аппроксимационные выражения, связывающие регистрируемые сигналы с оптическими характеристиками сред, дают возможность создавать методы и системы, позволяющие от субъективного (визуального) исследования перейти к объективной (количественной) оперативной оценке определяемых параметров, повысить эффективность оценки диагностики заболеваний, фотодинамической терапии.

**Ключевые слова:** оптико–физические измерения, фотодинамическая терапия, оптические характеристики, биофизические параметры, обратная задача, концепция «безаприорности», регрессионные связи, аппроксимационные соотношения.

**Annotation.** An overview of the development of the theory of optical-physical measurements of biological objects in the absence of a priori information about the biological object under study is presented. The proposed regression approach to solving inverse problems of optical sensing of biological media, the obtained approximation expressions connecting the recorded signals with the optical characteristics of the media, make it possible to create methods and systems that make it possible to switch from subjective (visual) research to an objective (quantitative) operational assessment of the determined parameters, increase the effectiveness of assessing the diagnosis of diseases, photodynamic therapy.

### **Введение**

Визуальный осмотр (обследование) органов и тканей человека является первоочередным методом диагностики ряда заболеваний и широко используется в онкологии, хирургии, офтальмологии и в ряде других областей медицины. В современной медицине такое обследование выполняется при помощи специализированных систем: дерматоскопов, эндоскопов, фундус-камер и др. Однако визуальный осмотр тканей пациента целиком опирается на опыт, квалификацию и цветовосприятие врача и не обеспечивает объективности диагноза заболевания. Широко используются в настоящее время и оптико–физические методы в диагностике биообъектов.

Помимо задач медицинской диагностики знание оптических и структурно–морфологических параметров биоткани необходимо для оптимизации режима ее облучения при фототерапии, например, при ФДТ рака или фототерапии желтухи у новорожденных. В настоящее время доза облучения выбирается исходя из опыта врача или некоторых обобщенных статистических рекомендаций. При этом отсутствует персонализация режима облучения ткани конкретного пациента, поскольку мощность излучения, доставляемая в заданный слой ткани, может существенно различаться в зависимости от оптических свойств ткани.

Таким образом, чрезвычайно актуальна разработка высокоточных методов количественной диагностики биообъектов по спектрально–пространственным характеристикам их многократного рассеяния и их мультиспектральным изображениям; методик неинвазивного контроля светоиндуцированных процессов в биотканях при фототерапии. Другими словами, требуется разработка методов, позволяющих перейти от субъективного (визуального) исследования к объективной (количественной) оценке определяемых параметров.

Практически во всех случаях задача интерпретации получаемой косвенной информации является многопараметрической и часто некорректной обратной задачей. Для решения таких задач требуется использование априорной информации об объекте исследования. Практически всегда такая информации не известна, а получение ее требует проведения дополнительных измерений. Некорректность здесь проявляется также в чрезвычайно сильной зависимости решения от погрешности измерений [1–4], что требует решения проблемы проведения калибровочных измерений с высокой точностью. Для многих случаев это является более сложным, чем создание самой измерительной системы.

Основой для создания нового поколения оптико–электронных систем, использующих минимальное количество априорной информации, дополнительных измерений, калибровочных процедур является разработка методов, соответствующих условиям концепции “безаприорности”. На этой основе разработан ряд методов и методик.

### **Решение обратных задач оптико–физических измерений в условиях информационной неопределенности**

Разработан регрессионный подход к решению обратных задач оптического зондирования биологических и аэродисперсных сред, заключающийся в извлечении из регистрируемых оптических сигналов линейно–независимых компонент, как проекций сигналов на пространство из собственных векторов их ковариационной матрицы, и определении искоемых параметров среды, на основе их устойчивых регрессионных связей с линейно–независимыми компонентами сигналов. Использование



в регрессиях линейно-независимых величин, соответствует извлечению из исходных (обращаемых) данных “полезного сигнала” и отбрасыванию “шума”, что позволяет строить решения обратных задач, устойчивые к случайным «возмущениям» этих данных. Вышеотмеченные собственные векторы и регрессионные решения обратных задач получают путем статистического моделирования оптических сигналов при максимальной вариативности параметров среды, влияющих на процесс переноса в ней излучения. В последующем это позволяет выполнять оперативную обработку измеряемых оптических сигналов без решения уравнения переноса излучения в исследуемой среде, доопределения и регуляризации обратной задачи [4,5].

Так, например, в [5–10] на основе оптических моделей кожи и слизистых оболочек человека, а также метода Монте-Карло (МК) для решения уравнения переноса в них излучения получены устойчивые регрессионные решения обратных задач спектроскопии биотканей с пространственным разрешением, позволяющие определять оптические (коэффициент поглощения, транспортный коэффициент рассеяния, фактор анизотропии индикатрисы рассеяния) и структурно-морфологические (концентрации меланина, общего гемоглобина и билирубина в ткани; степень оксигенации крови; средний диаметр кровеносных сосудов; концентрация и размер эффективных рассеивателей) параметры тканей напрямую из сигналов их обратного рассеяния (ОР), регистрируемых на основе волоконно-оптической техники с пространственным разнесением каналов посылки и приема излучения. Рассмотрена геометрическая схема измерений сигналов обратного рассеяния (СОР) слизистых оболочек, в которой излучение инжектируется в среду посредством волокна с диаметром 0,2 мм, а обратно рассеянное излучение собирается принимающими волокнами, расположенными на расстояниях  $L = 0,23; 0,46; 0,69; 0,92; 1,15$  мм от центра светоподводящего волокна (диаметр принимающих волокон 0,2 мм). Такая геометрия измерений позволяет обеспечить приемлемую для практики величину оптического сигнала (не менее  $10^{-4}$  мощности зондирующего светового пучка) в спектральной области сильного поглощения света хромофорами биоткани ( $\lambda < 600$  нм) при максимальном расстоянии между освещающим и приемным волокнами, не превышающем диаметр инструментального канала эндоскопа.

Возможности регрессионного подхода к планированию экспериментов по оптическому зондированию рассеивающих сред продемонстрированы в работах [4, 11–14], в которых проведен анализ информативности спектральных коэффициентов ослабления и направленного светорассеяния разбавленной крови, выбраны длины волн оптического зондирования и углы приема рассеянного излучения, оптимальные для определения микрофизических параметров эритроцитов, получены соответствующие множественные регрессии, позволяющие определять искомые микрофизические параметры в широких пределах их вариаций без решения некорректных обратных задач.

Предложено решение обратной задачи реконструкции двумерных распределений структурно-морфологических параметров (СМП) тканей человека по их мультиспектральным изображениям [15–18]. Для устранения влияния неравномерной освещенности и геометрии съемки ткани на результаты восстановления ее параметрических карт используются изображения ткани, нормированные на один из своих спектральных слоев. Обратная задача состоит в восстановлении СМП ткани из спектральных значений каждого пиксела нормированного изображения. Для ее решения используются регрессионные соотношения, предварительно полученные на основе репрезентативной выборки спектра диффузного отражения (ДО) среды, моделирующей исследуемую ткань. На этой основе разработаны и запатентованы методы оперативной реконструкции двумерных распределений СМП кожи, слизистых оболочек и глазного дна (ГД) человека по их мультиспектральным изображениям. Выбраны рабочие длины волн методов, обеспечивающие наибольшую точность и устойчивость решения обратных задач в условиях общей вариативности всех параметров тканей, влияющих на их спектры ДО.

Показано, что по мультиспектральным изображениям слизистых оболочек человека, в их представлении однородной средой, можно определять: степень оксигенации крови  $S$ , средний диаметр сосудов, параметр спектральной зависимости транспортного коэффициента рассеяния среды,

характеризующий размер эффективных рассеивателей ткани и отношение концентрации общего гемоглобина в среде (локализованного в сосудах) к ее транспортному коэффициенту рассеяния на  $\lambda = 632$  нм. Последний параметр условно назван гемоглобиновым индексом ткани.

Изложенный выше регрессионный подход к количественному анализу характеристик светорассеяния биологических тканей позволят с успехом решать широкий круг практических задач, и обладает рядом важных достоинств. Во-первых, он позволяет в реальном масштабе времени обрабатывать экспериментальные данные и вести непрерывный мониторинг параметров ткани, например, во время хирургических операций, терапевтических процедур или в ходе проведения эндоскопического обследования. Во-вторых, регрессионный метод дает возможность определять искомые параметры ткани в тех случаях, когда объем экспериментальных данных не достаточен для использования строгих математических методов решения некорректных обратных задач. И наконец, интерпретация экспериментальных данных на основе предварительно построенных регрессионных соотношений не требует привлечения сложных алгоритмов и компьютерных кодов, а также больших затрат вычислительных ресурсов, что позволяет в реальном времени обрабатывать большие объемы экспериментальных данных, содержащиеся в мультиспектральных изображениях [5,15-18].

В тоже время, регрессионный метод не позволяет выполнять тонкий анализ характеристик светорассеяния ткани, например, выявлять в них особенности, обусловленные малыми вариациями компонентного состава крови. В частности, это относится к содержанию дисгемоглобинов в крови (карбокسي-, мет- и сульфгемоглобина), спектры поглощения которых существенно перекрывается с аналогичными спектрами основных форм гемоглобина (окси- и диоксигемоглобина). Малые вариации спектра ОР ткани, обусловленные вариациями гемоглобинного состава, в значительной степени усредняются по статистическому материалу, используемому для получения регрессий, что делает регрессионный метод слабо чувствительным к концентрации каждой конкретной формы гемоглобина в условиях их общей вариативности. В этих условиях значительно более высокая точность оценки искомых параметров может быть достигнута путем измерений спектра ОР ткани с высоким спектральным разрешением и последующего решения обратной задачи, заключающейся в моделировании теоретического спектра по отношению к экспериментальному путем подбора модельных параметров. Высокое спектральное разрешение исходных данных обеспечивает устойчивость обратной задачи к погрешностям оптических измерений и устраняет неоднозначность ее решения в рамках используемой модели биоткани. Сложность здесь заключается в адекватном теоретическом расчете характеристик ОР ткани [18-23].

Нами получены аппроксимационные выражения для расчета спектра диффузного пропускания кюветы с цельной кровью в зависимости от биохимического состава крови и морфологических параметров эритроцитов [5, 19], а также для расчета спектрально-пространственных характеристик ДО и ОР кожи, слизистых оболочек, бульбарной конъюнктивы и глазного дна человека в зависимости от их оптических и структурных параметров [5, 20– 23], проведен анализ эффективности использования полученных выражений для решения обратных задач оптики биотканей.

В частности, разработаны аппроксимационные аналоги метода МК для быстрых расчетов характеристик переноса излучения в однородной и двухслойной многократно рассеивающих средах.

#### **Фотодинамическая терапия**

Послойная дозиметрия лазерного излучения в биологических тканях – важное направление исследований в лазерной биофизики, целью которых является разработка комплекса методов и средств определения параметров лазерного излучения и индуцируемых им процессов в заданном слое ткани для оценки степени деструктивного воздействия излучения на ткань и обеспечения положительного терапевтического эффекта. Корректное определение дозы облучения различных слоев биоткани необходимо при выборе оптимальной стратегии проведения фотохимической, фотодинамической, светогипертермической терапии онкологических и многих других заболеваний, а также при коагуляции лазерным излучением поверхностных сосудов.

Для корректного решения задач дозиметрии лазерного излучения и всестороннего анализа эффективности ФДТ необходимо знание целого комплекса параметров [24]: абсолютных концентраций ФС и молекулярного кислорода в ткани; объемной концентрации капилляров и их среднего диаметра; соотношения концентраций различных форм гемоглобина; глубины проникновения света в ткань; распределение плотности излучения в ткани и световой мощности, поглощаемой эндогенными (естественными) и экзогенными (специально введенными) хромофорами ткани. Причем, для выбора оптимальных спектральных и энергетических характеристик лазерного излучения все параметры, характеризующие процессы переноса излучения в среде и его взаимодействия с веществом среды, должны быть представлены в зависимости от длины волны света.

Количественной мерой эффективности фотофизических и фотохимических процессов в облучаемой ткани, связанных с поглощением света ее хромофором  $X$ , может служить спектр действия света на данный хромофор  $K_X(z, \lambda)$ , [25]. Для определения спектров действия света на хромофоры ткани *in vivo* необходимо знать характеристики светового поля в глубине ткани. Кроме того, знание функций  $K_X(z, \lambda)$  играет ключевую роль при решении задачи послойной дозиметрии лазерного излучения в тканях человека, поскольку позволяет при проведении сеансов лазерной терапии учитывать индивидуальные особенности ткани пациента, а также выбирать наиболее эффективные для него спектральные и энергетические параметры фотовоздействия. В связи с этим разработка методов неинвазивного определения функций  $K_X(z, \lambda)$  для хромофоров биоткани является чрезвычайно актуальной задачей, имеющей большое практическое значение.

Идея, положенная в основу неинвазивного определения функций  $K_X(z, \lambda)$ , состоит в следующем [5, 26–31]. Известно, что световое поле внутри биоткани и поле излучения, рассеянного ею в обратном направлении, определяются одними и теми же параметрами ткани [5,27]. Характеристики поля обратно рассеянного излучения могут быть непосредственно измерены в эксперименте, а оптически значимые параметры ткани установлены путем решения соответствующей обратной задачи [5]. Далее можно с использованием теории переноса излучения рассчитать все необходимые спектральные и пространственные характеристики светового поля внутри ткани, а также глубинные распределения спектров действия света на ее хромофоры. Таким образом, параметры фотовоздействия, обеспечивающие оптимальный терапевтический эффект, можно выбирать по характеристикам обратно рассеянного тканью излучения. Однако для этого необходимы быстрые и надежные методы расчета характеристик световых полей внутри и вне облучаемой ткани.

Нами разработан простой и быстрый метод расчета коэффициента диффузного отражения (КДО) многослойной среды и распределения в ней светового потока, допускающий простую компьютерную реализацию и позволяющий эффективно решать задачи оперативной оптической диагностики и послойной дозиметрии широкого класса биотканей [5]. Поле излучения в среде описывается суперпозицией падающего коллимированного, падающего диффузного и отраженного диффузного потоков. Световые потоки в соседних элементарных слоях среды и на ее поверхности связаны простыми матричными операторами, полученными сочетанием асимптотических формул теории переноса излучения с приближением однократного рассеяния.

Предложена и обоснована методика восстановления распределения освещенности по глубине многослойной ткани и спектров действия света на ее хромофоры из спектральных характеристик ее многократного рассеяния (КДО или СОР) [5, 28–29]. Физической основой такого восстановления является зависимость глубины проникновения света в ткань от  $\lambda$ . Предложенная методика позволяет контролировать эффективность светоиндуцированных процессов в ткани пациента при лазерной терапии, оценивать степень термического повреждения ткани, выбирать оптимальные спектральные и энергетические параметры лазерного излучения и проводить их коррекцию в ходе сеанса терапии, повышающую эффективность лечения. Возможности методики демонстрируются на примерах определения спектров действия света на фотосенсибилизатор и оксигемоглобин при фотодинамической

терапии, а также скорости фотоизомеризации билирубина при фототерапии желтухи у новорожденных.

Предложена методика контроля эффективности ФДТ биоткани, предполагающая периодические измерения спектра обратного рассеяния ткани, восстановление из него оптических и структурно-морфологических параметров ткани и вычисление спектральных и энергетических характеристик светового поля внутри среды с использованием разработанных методов [5,30-31]. При анализе измеряемого спектра учитывается присутствие в ткани таких хромофоров, как меланин, билирубин, бета-каротин, окси- и деоксигемоглобин, а также поглощение света фотосенсибилизатором, обескровленной тканью-основой и метгемоглобином, образующимся под воздействием лазерного излучения.

### Заключение

Разработанные методы оперативной реконструкции двумерных распределений структурно-морфологических параметров биотканей являются основой создания систем медицинской визуализации нового поколения (эндоскопов, дерматоскопов, фундус-камер), позволяющих в реальном масштабе времени получать не только обычное цветное изображение исследуемой ткани, но и карты распределений ее параметров, количественно характеризующих патологический процесс. Такие системы могут найти широкое применение в хирургии, онкологии, офтальмологии и косметологии.

Предложенные подходы к фототерапии биотканей с контролем эффективности воздействия света на хромофоры-мишени внутри ткани могут использоваться в клинической и исследовательской практике для разработки новых способов фототерапии различных заболеваний, учитывающих индивидуальные особенности ткани пациента, для стандартизации методов лечения больных с динаковой патологией, а также для количественного сравнения эффективности лечения с использованием различных фототерапевтических установок.

### Список литературы

1. Зуев В.Е., Наац И.Э. Обратные задачи лазерного зондирования атмосферы. Новосибирск: Наука, 1992.40с.
2. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. М.: Наука, 1974.509с
3. Метод Монте-Карло в атмосферной оптике. Под ред. Марчука. Новосибирск: Наука,1971. 296с.
4. Кугейко М.М., Лысенко С.А. Лазерная спектронейлометрия аэродисперсных сред. Минск: БГУ, 2012. 208 с.
5. Лысенко С.А. Методы оптической диагностики биологических объектов. Минск: БГУ, 2014. 250 с.
6. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Оперативное определение биофизических параметров слизистых оболочек организма человека. Квантовая электроника. 2013. Т. 43. № 7. С. 683–689.
7. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод неинвазивного определения содержания гемоглобина в биологических тканях. ЖПС. 2012. Т. 79, № 4. С. 656–662.
8. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Неинвазивная диагностика микрофизических параметров кожи на основе спектроскопии диффузного отражения с пространственным разрешением. ЖПС. 2012. Т. 79, № 6. С. 932–941.
9. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод неинвазивного определения оптических и микрофизических параметров кожи человека. Измерительная техника. 2013. 1. С. 68–73.
10. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Неинвазивная диагностика микрофизических параметров кожи на основе спектроскопии диффузного отражения с пространственным разрешением. ЖПС. 2012. Т. 79, № 6. С. 932–941.
11. Кугейко М.М., Лысенко С.А. Определение показателя преломления эритроцитов крови человека по результатам нефелометрических измерений оптических характеристика. Измерительная техника. 2007. № 12. С. 52–56.
12. Кугейко М.М., Лысенко С.А. Определение показателя преломления сферизованных эритроцитов крови человека в спектральном интервале 0,3 – 1,2 мкм. ЖПС. 2007. Т.74, № 3. С. 386–390.
13. Кугейко М.М., Лысенко С.А. Определение микрофизических параметров эритроцитов крови человека по рассеянию лазерного излучения. ЖПС. 2007. – Т. 74, № 5. С. 652–658.
14. Кугейко М.М., Лысенко С.А. Определение гематокрита крови человека по спектральным значениям коэффициентов ослабления и малоуглового рассеяния. Оптика и спектроскопия. 2008. Т. 104, № 4. С. 699–703.
15. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод определения концентраций пигментов кожи по ее мультиспектральным изображениям. Измерительная техника. 2013. № 6. С. 67–72.

16. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Количественная мультиспектральная эндоскопия слизистых оболочек. Измерительная техника. 2013. № 11. С. 68–73.
17. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод оперативной количественной интерпретации мультиспектральных изображений биологических тканей. Оптика и спектроскопия. 2013. Т. 115, № 4. С. 148–157.
18. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Оперативный количественный анализ мультиспектральных изображений тканей организма человека. Квантовая электроника. 2013. Т. 43, № 8. С. 777–784.
19. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Экспресс анализ гемоглобинов цельной крови методом светорассеяния. ЖПС. 2013. Т. 80, № 3. С. 432–441.
20. Лысенко С.А., Кугейко М.М., Фираго В.А., Собчук А.Н. Неинвазивный экспресс-анализ содержания гемоглобинов в крови с использованием оптоволоконного спектрофотометра. ЖПС. 2014. Т. 81, № 1. С. 128–136.
21. Лысенко, С.А., Кугейко М.М., Фираго В.А., Собчук А.Н. Аналитическая модель спектра диффузного отражения кожной ткани. Квантовая электроника. – 2014. – Т. 44, № 1. – С. 69–75.
22. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Определение компонентного состава гемоглобина и структурно-морфологических параметров кожи на основе аппроксимирующих функций для потоков обратно рассеянного кожей излучения. ЖПС. – 2014. Т. 81, № 3. С. 418–425.
23. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Бесконтактная диагностика биопараметров кожи и крови на основе аппроксимирующих функций для потоков рассеянного кожей излучения. Квантовая электроника. – 2014. Т. 44, № 3. С. 252–258.
24. Асимов М.М., Асимов Р.М., Рубинов А.Н. Новый метод определения индивидуального биологического отклика и эффективности терапевтического действия оптического излучения при лазерной фототерапии. Фото-биология и фотомедицина. 2009. Т. 2, № 3. С. 112–119.
25. Барун В.В., Иванов А.П. Глубинные распределения спектров действия света для хромофоров кожи. Журнал прикладной спектроскопии. 2010. Т. 77, № 1. С. 82–88.
26. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод определения индивидуальной дозы облучения при лазерной терапии / Электроника-инфо. – 2012. № 8. С. 108–112.
27. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод расчета характеристик световых полей в задачах оптической диагностики и персонифицированной терапии биологических тканей. ЖПС. 2013. Т. 80, № 2. С. 273–280.
28. Лысенко С.А., Кугейко М.М., Лисенкова А.М. Неинвазивное определение спектральной глубины проникновения света в кожу. Оптика и спектроскопия. 2013. Т. 115, № 5. С. 184–191.
29. Лысенко С.А., Кугейко М.М. Метод оценки оптимальных спектральных и энергетических параметров лазерного воздействия при фотодинамической терапии биоткани. Квантовая электроника. 2015. Т. 45, № 4. С. 358–365.
30. Лысенко, С.А. Метод оценки эффективности изомеризации билирубина при фототерапии неонатальной желтухи / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // ЖПС. – 2014. – Т. 81, № 5. – С. 761–769
31. Лысенко С.А., Кугейко М.М., Лисенкова А.М., Фираго В.А., Железнякова Т.А. Методика контроля эффективности фототерапии биотканей. Вест. Белорус. госуд. ун-та. Сер. 1, Физика. Математика. Информатика. – 2014. – № 3. – С. 52–56.

#### Сведения об авторах

Кугейко М.М., д.ф.м.н., профессор, профессор кафедры квантовой радиофизики и оптоэлектроники Белорусского государственного университета

Лысенко С.А., д.ф.м.н., профессор, директор ГНУ «Институт природопользования»

#### Адрес для корреспонденции

220030, Республика Беларусь,  
Г.Минск, пр-т Независимости, 4,  
Белорусский государственный университет  
Тел. +37528 6608933  
email: [kugeiko@bsu.by](mailto:kugeiko@bsu.by)  
Кугейко Михаил Михайлович

#### Information about authors

Kugeiko M.M., Doctor of Physical and Medical Sciences, Professor, Professor of the Department of Quantum Radiophysics and Optoelectronics of the Belarusian State University

Lysenko S.A., Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor, Director of the State Scientific Institution "Institute of Nature Management"

#### Address for correspondence

220030, Republic of Belarus, Minsk, Independence Avenue, 4. Belarusian State University  
Tel. +375 29 6608933  
email: [kugeiko@bsu.by](mailto:kugeiko@bsu.by)  
Kugeiko Mikhail Mikhailovich

## МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ 3D СКАНИРОВАНИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА ГОРБУНОВ В.А., КАМЛАЧ П.В.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (Беларусь, Минск)*

**Аннотация.** За последние несколько лет 3D-сканер стал одним из самых важных атрибутов медицинских учреждений и научно-исследовательских центров, расположенных по всему миру. Трехмерное сканирование позволяет получить максимально точную 3D-копию тела или одной из его частей. Это оборудование является незаменимым для хирургов. Они используют такие сканеры для получения цветной модели лица, груди и других частей тела для визуализации результатов предстоящей работы.

Целью работы является создание прототипа лазерного 3D сканера, который может в дальнейшем применяться в мед учреждениях нашей страны для упрощения процесса изготовления фиксирующих повязок, протезов, а также последующая оптимизация полученного изображения. В связке с 3D принтером использование подобного устройства в разы повысит качество медицинского обслуживания и позволит отказаться от гипсовых слепков в пользу более современных материалов для повязок.

Основными проблемами являются компоненты устройства. Необходимо соблюдать баланс между двумя параметрами: качеством получаемого изображения и ценой конечного изделия. На данном этапе работ больше всего внимания уделяется интенсивности лазерного излучения и разрешению устройства для захвата изображения.

**Ключевые слова:** 3D-сканер, 3D-моделирование, лазер, захват изображения, технологии.

**Конфликт интересов.** Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

**Abstract.** Over the past few years, the 3D scanner has become one of the most important attributes of medical institutions and research centers located around the world. 3D scanning allows you to get the most accurate 3D copy of the body or one of its parts. This equipment is indispensable for surgeons. They use such scanners to obtain a color model of the face, chest and other body parts to visualize the results of the work ahead.

The aim of the work is to create a prototype of a 3D laser scanner, which can be further used in medical institutions of our country to simplify the process of making fixation bandages, prostheses, as well as subsequent optimization of the resulting image. In conjunction with a 3D printer, the use of such a device will significantly improve the quality of medical care and will allow abandoning plaster casts in favor of more modern materials for dressings.

The main problems are the components of the device. A balance must be struck between two parameters: the quality of the resulting image and the price of the final product. At this stage of the work, the most attention is paid to the intensity of laser radiation and the resolution of the device for capturing the image.

**Keywords:** 3D scanner, 3D modeling, laser, image capture, technology.

**Conflict of interests.** The author declare no conflict of interests.

### Введение

3D-сканер — важный атрибут медицинских научно-исследовательских центров и практикующих медучреждений всего мира. При помощи трехмерных сканеров можно получить, например, точную 3D-модель строения человеческого тела или отдельных его частей. Пластические хирурги могут получить точную цветную 3D-модель груди, лица и любой другой части тела в считанные минуты и визуально продемонстрировать результаты будущей работы.

Трехмерные сканеры успешно используются протезистами и ортопедами для создания высокоточных сканов частей тела. Это означает, что специалисты могут изготавливать идеально подходящие своим пациентам протезы, не затрачивая при этом больших средств на проектирование, как прежде.

Раньше процесс производства протезов и корсетов был трудозатратным и некомфортным. Пациента покрывали гипсом и ждали. После застывания, гипс срезали и отправляли в производство. Производитель получал форму и вручную делал замеры.

Сейчас, когда у медучреждений появилась возможность использовать 3D-сканеры, больше нет необходимости в дорогих и трудоемких работах по созданию гипсовых муляжей, нет необходимости связываться со службой доставки и ожидать прибытия груза. Корсеты, созданные по 3D модели, получаются более точными, чем гипсовые, ведь они учитывают все нюансы строения тела [1].

Совсем недавно на проектирование зубочелюстных конструкций уходило несколько недель. Сейчас, благодаря появлению сверхточных 3D-сканеров, процесс упрощается и ускоряется до нескольких дней.

### Методика проведения эксперимента

Для проведения исследований было принято решение изготовить свой портативный 3D сканер, схематическое изображение которого предоставлено на рис. 1.

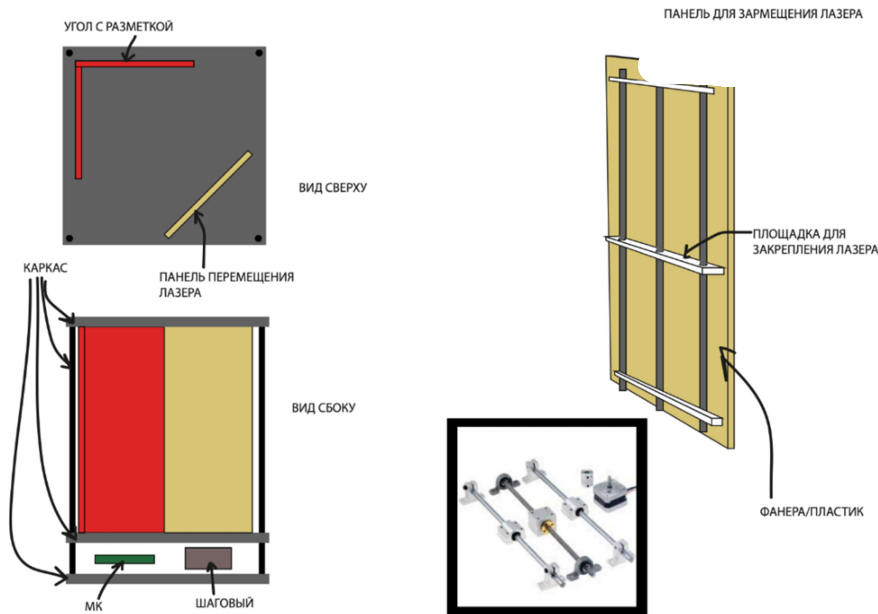


Рис. 1 – Схематическое изображение 3D сканера

Принцип работы устройства основан на считывании кривизны лазерной линии, которая проходит через сканируемую поверхность [2]. Процесс сканирования автоматизирован за счёт использования шагового двигателя *Nema 17HS4401 42BYGH*, который питается от микроконтроллера *STM32* и приводит в движение рельсы, на которых установлен лазер с длиной волны  $650\text{ nm}$  и мощностью излучения  $5\text{ mW}$ .

Далее полученные данные обрабатываются в программе *David LaserScanner*, рабочий экран которой показан на рис. 2.

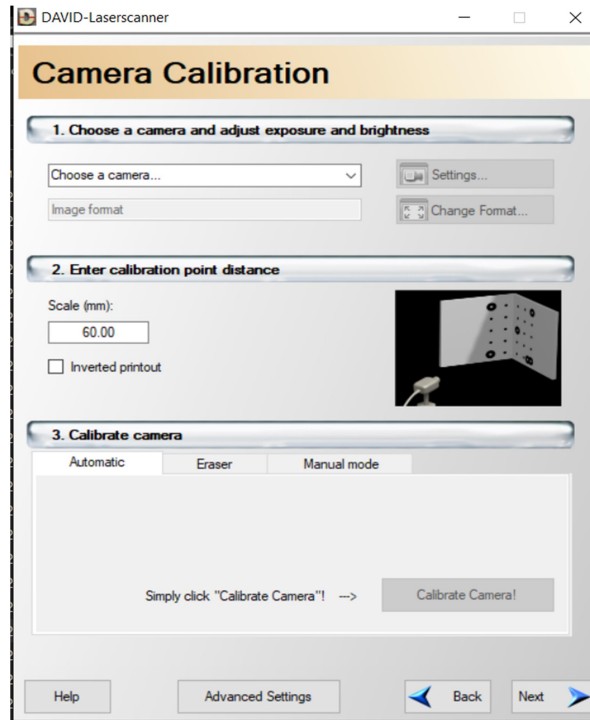


Рис. 2 – Рабочая область программы отрисовки 3D модели

### Заключение

Учитывая все более активное использование в ортопедии современных технологий, предлагаемая методика упростит процесс изготовления фиксирующих повязок, что значительно повысит качество предоставляемых услуг.

#### Список литературы

1. Simon Winkelbach, Sven Molkenstruck, and Friedrich M. Wahl, Low-Cost Laser Range Scanner and Fast Surface Registration Approach, Pattern Recognition (DAGM 2006), Lecture Notes in Computer Science 4174, ISBN 3-540-44412- 2, Springer 2006, pp. 718-728. 2006.
2. Аксенов А.Ю., Александрова В.В., Зайцева А.А. Метод эффективного представления 3D-данных, полученных в результате 3D-сканирования // Информационно-измерительные и управляющие системы, 2014, №6. С. 20–25.

#### References

1. Simon Winkelbach, Sven Molkenstruck, and Friedrich M. Wahl, Low-Cost Laser Range Scanner and Fast Surface Registration Approach, Pattern Recognition (DAGM 2006), Lecture Notes in Computer Science 4174, ISBN 3-540-44412- 2, Springer 2006, pp. 718-728. 2006.
2. Aksenov A.Yu., Alexandrova V.V., Zaitseva A.A. Method for effective presentation of 3D data obtained as a result of 3D scanning // Information-measuring and control systems, 2014, No6. S. 20-25.

#### Вклад авторов

Горбунов В.А. провел теоретический анализ, разработал методику проведения сканирования и теоретически обосновал возможность ее практической реализации.

Камлач П.В. курировал и планировал ход работы.

#### Authors contribution

Gorbunov V.A. carried out a theoretical analysis, developed a scanning technique and theoretically substantiated the possibility of its practical implementation.

P.V. Kamlach supervised and planned the course of work.

#### Сведения об авторах

Горбунов В.А., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Камлач П.В., к.т.н., доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

#### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. Петруся Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники  
Тел. +375 (44) 5983105  
E-mail: harbunou31@gmail.com  
Горбунов Владислав Андреевич

#### Information about the authors

Gorbunov V.A., Master student of the Electronic Technology and Engineering Department of Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics.

Kamlach P.V., PhD, Associate Professor of Electronic Technology and Engineering Department of Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics.

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str. 6,  
Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics  
Тел. +375 (44) 5983105  
E-mail: harbunou31@gmail.com  
Harbunou Uladzislau Andreevich



УДК 615.849:543.456:575

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АТОМНО-СИЛОВОЙ МИКРОСКОПИИ ДЛЯ ФИБРОБЛАСТОВ ПАЦИЕНТОВ С АНЕМИЕЙ ФАНКОНИ ПОСЛЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ  $\gamma$ -ИЗЛУЧЕНИЯ**КУХАРЕНКО Л.В.<sup>1</sup>, ШИММЕЛЬ Т.<sup>2</sup>, ФУКС Х.<sup>3</sup>, БАРЩЕВСКИЙ М.<sup>2</sup>, ШМАН Т.В.<sup>4</sup>,  
ТАРАСОВА А.В.<sup>4</sup><sup>1</sup>Белорусский государственный медицинский университет, Дзержинского, 83, Минск, 220116, Беларусь<sup>2</sup>Институт нанотехнологии, Карлсруэ институт технологий, 76344, Карлсруэ, Германия<sup>3</sup>Центр для нанотехнологии и Институт физики, Университет Мюнстера, 48149, Мюнстер, Германия<sup>4</sup>РНПЦ детской онкологии, гематологии и иммунологии, 223053, пос. Лесное, Беларусь

**Аннотация.** В данной работе актиновый цитоскелет и механические свойства фибробластов пациента с анемией Фанкони были изучены с помощью флуоресцентной микроскопии и атомно-силовой микроскопии. Была исследована кинетика восстановления структуры цитоскелета фибробластов до и после воздействия  $\gamma$ -излучения. Детальное изучение механических свойств фибробластов таких как упругость, адгезия и жесткость, организация цитоскелета необходимо для диагностических целей.

**Ключевые слова:** АСМ; фибробласты; анемия Фанкони;  $\gamma$ -излучение.

**Конфликт интересов.** Автор (-ы) заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Благодарности.** Текст благодарности на русском языке (если необходимо).

**Abstract.** In this work the actin cytoskeleton and mechanical properties of the Fanconi anemia patient fibroblasts were studied using fluorescence microscopy and atomic force microscopy. The repair kinetics of the fibroblasts cytoskeleton structure was investigated before and after exposure to  $\gamma$ -radiation. Study in details of the fibroblasts mechanical properties such as elasticity, adhesion and stiffness, cytoskeleton organization and cell shape is required to the diagnostic purposes.

**Keywords:** AFM; fibroblasts; Fanconi anemia;  $\gamma$ -radiation.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

**Gratitude.** Текст благодарности на английском языке (если необходимо).

## Introduction

Fanconi anemia (FA) is an autosomal recessive disorder characterized by chromosomal instability, bone marrow failure and a predisposition to cancer. It is known FA cells show elevated rates of chromatid breaks and chromatid exchanges. It is known that chromosome breakage by DNA cross-linkers is used as a diagnostic hallmark of FA. A less known and still disputable feature of FA cells is their radiosensitivity. Atomic force microscopy (AFM) offers great promise as an instrument for studying FA fibroblasts, including molecular level visualization of cytoplasmic submembranous structure, structural and morphological surface changes occurring after exposure of fibroblasts to  $\gamma$ -radiation [1,2]. In addition to topographical measurements, AFM is also capable of complementary tool that provide information on other fibroblasts surface properties, e.g. stiffness, hardness, elasticity. The reorganization of the fibroblasts cytoskeleton structure after exposure to  $\gamma$ -radiation leads to change in the mechanical properties of cells, so it is possible to use the cell mechanical parameters as certain markers of the pathology. The use of force modulation mode (FMM) of AFM provides information on the mechanical properties of FA fibroblasts surface before and after exposure of the cells to  $\gamma$ -radiation. Here the fibroblasts of Fanconi anemia patients and healthy donors were studied. The repair kinetics of fibroblasts cytoskeleton structure was studied before (untreated) and at different times after exposure to  $\gamma$ -radiation (30 min, 24 hours) using AFM and fluorescence microscopy.

## Materials and methods

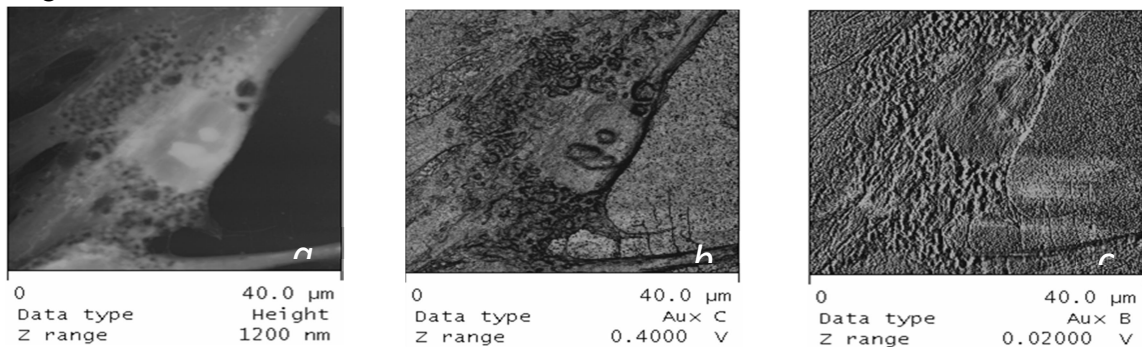
Two strains of skin fibroblasts isolated from an FA patient and from an apparently healthy donor were evaluated for their in vitro radiosensitivity using AFM and foci immunofluorescence staining. While one set of cells (both from an FA patient and healthy donor) left untreated (control cells), the other one was exposed to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy. Both FA fibroblasts and healthy donor fibroblasts (before and after exposure

to  $\gamma$ -radiation in 30 minutes and 24 hours) were studied by AFM and foci immunofluorescence staining. The cells were fixed with 2% glutaraldehyde for 30 min.

All data were obtained on a Nanoscope (R) IIIa MultiMode atomic force microscope (Digital Instruments/Veeco). FMM was used to study mechanical properties (local stiffness and adhesion) of the fibroblasts membrane. The FMM is a non-resonant, intermediate contact mode of AFM. When working in FMM, an additional sinusoidal modulation to the cantilever with user-selectable frequency, which is far below the resonance frequency of the cantilever is applied while the tip scans the surface. FMM enables to obtain information about relative difference in cell surface elasticity with nanometer-scale resolution. The images were acquired by using silicon nitride cantilevers (NSC12/50) with a nominal force constant of 0.65 N/m (NT-MDT, Zelenograd, Russia). The measurements were performed in air at room temperature. AFM images were processed with the Nanoscope software (Digital Instruments/Veeco).

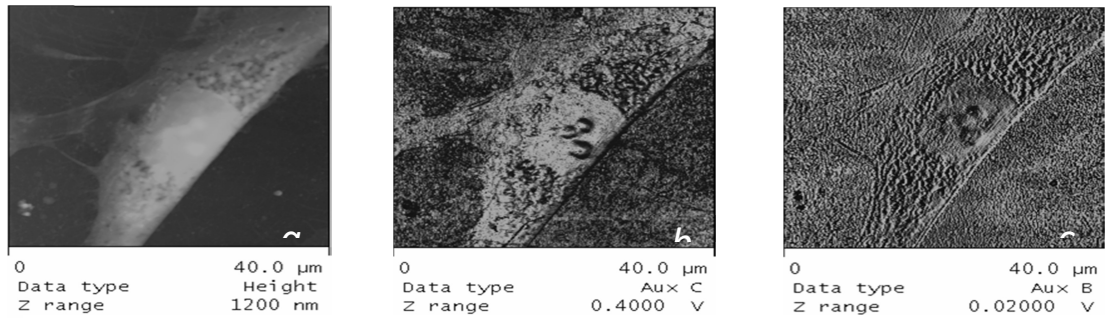
## Results and discussion

The changes in fibroblast cytoskeletal organization after exposure to  $\gamma$ -radiation were reflected in the cellular mechanical properties. The topographic, adhesion and stiffness images of the FA fibroblasts are presented in fig.1.

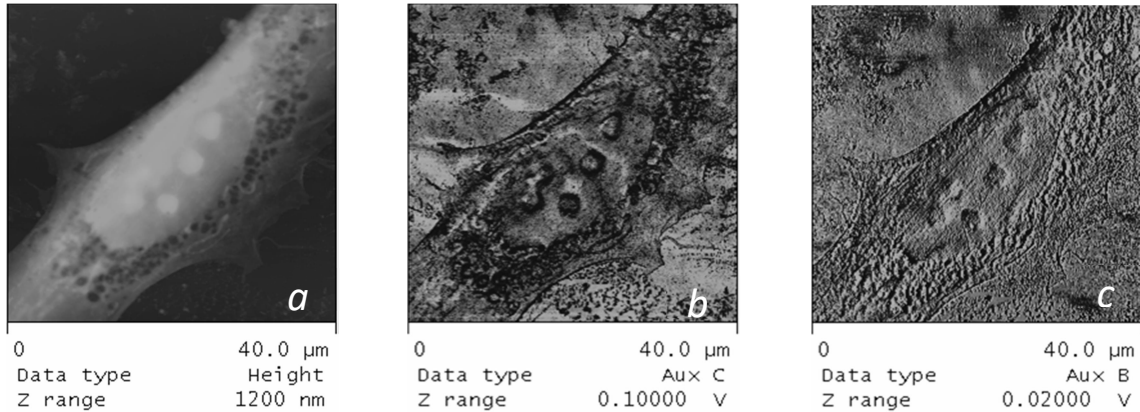


**Fig.1.** AFM images of FA fibroblast: *a*- height, *b*- adhesion, *c*- stiffness

Darker parts in the adhesion and stiffness images correspond to low adhesion and stiffness value on the fibroblast membrane. As follows from the AFM images of the control fibroblasts before exposure to  $\gamma$ -radiation (fig. 1) their nuclei are more adhesive and less rigid than the surrounding nucleus region and the peripheral (lamellipodial) regions. The stiffest part of the fibroblasts corresponds to the lamellipodial region of cell. Since the lamellipodium is very thin, probably the underlying substrate affects the fibroblast stiffness. The topographic, adhesion and stiffness images of the FA fibroblasts and healthy donor ones in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy are given in fig. 2, 3. The rearrangement of the actin cytoskeleton was observed for fibroblasts in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation. FA fibroblasts in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation have less adhesive nucleus region and the lamellipodial regions due to reorganization of the actin cytoskeleton. On the contrary, nucleus region and the lamellipodial regions are more adhesive for donor fibroblasts in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation.

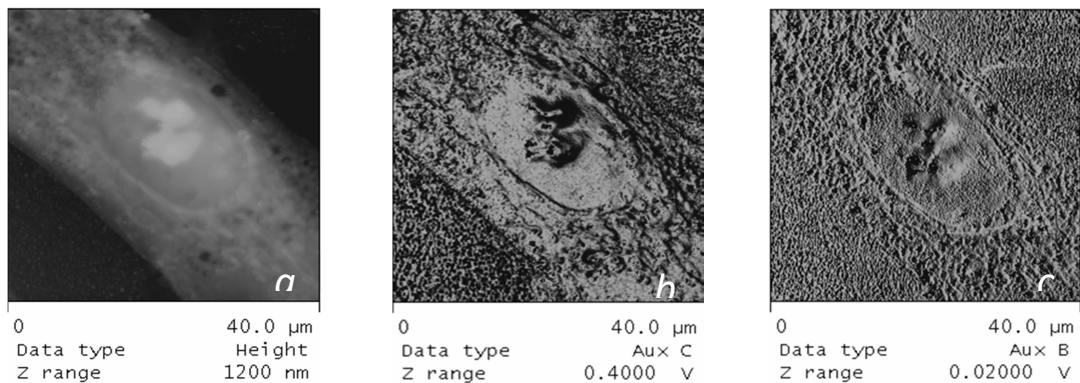


**Fig.2.** AFM images of control fibroblast in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy: *a*- height,

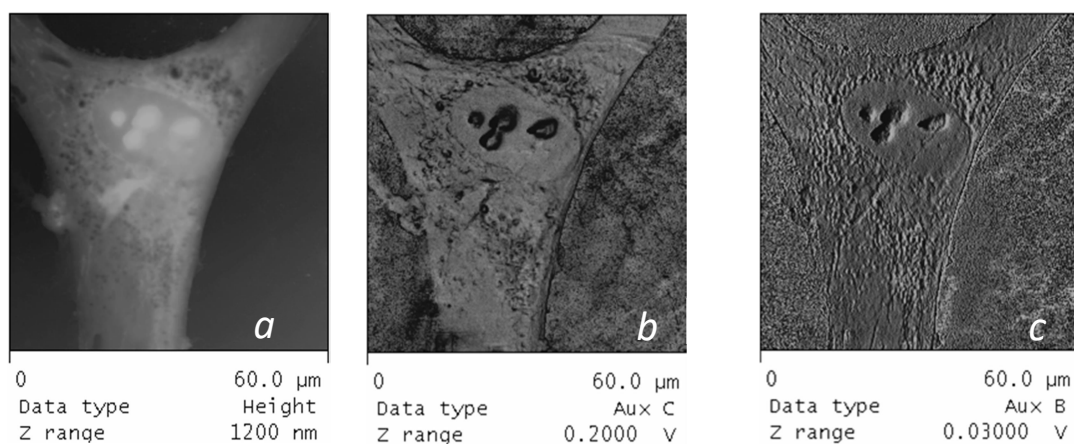


**Fig.3.** AFM images of FA fibroblast in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy: *a*- height,

The topographic, adhesion and stiffness images of healthy donor fibroblasts and FA ones in 24 hours after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy are given in fig. 4, 5. In 24 hours after irradiation in donor fibroblasts and FA ones a reorganization of the actin cytoskeleton occurs, resulting in reduction of the cell membrane stiffness and adhesion increase in nuclear and lamellipodial regions of the cell. As seen from the AFM images the FA fibroblasts appear less stiff even in thinner lamellipodial regions.



**Fig.4.** AFM images of control fibroblast in 24 hours after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy: *a* - height. *b*- adhesion. *c*- stiffness)



**Fig.5.** AFM images of FA fibroblast in 24 hours after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy: *a*- height,

### Conclusions

AFM images of skin fibroblasts isolated from an FA patient and from an apparently healthy donor exhibited the characteristic spindle shaped cells with a well-developed cytoskeleton, comprising mainly arrays of parallel actin stress fibers extending the long axis of the cells and irregularly shaped flat lamellipods. The lateral size of densely packed parallel arrays of actin stress fibers varies from 30 to 150 nm for donor fibroblasts, whereas for FA fibroblasts the size varies from 30 to 200 nm. Zooming in on the nucleus the granular structure of elongated bundles of actin filament with minimum measured granule size of 30 nm is visualized. The structure of actin stress fibers appears better defined in the error signal image. A rearrangement of the actin cytoskeleton was observed for FA fibroblasts in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation. Many thick parallel actin stress fibers with the lateral size from 90 to 320 nm extending throughout the nucleus were visualized for FA fibroblasts in 30 minutes after exposure to  $\gamma$ -radiation. AFM images showed the actin filaments breaks, fragmented and disorganized actin stress fibers in irradiated FA fibroblasts. In contrast, irradiated healthy donor fibroblasts had fewer thick parallel actin stress fibers with lateral size of 200 nm and showed, predominantly, thin densely packed parallel actin stress fibers with the lateral size from 50 to 70 nm. The AFM images of the control fibroblasts from an FA patient and from an apparently healthy donor in 24 hours shows thin densely packed parallel actin stress fiber with the lateral size from 30 to 90 nm extending throughout the nucleus. In 24 hours after exposure to  $\gamma$ -radiation at 5 Gy both FA fibroblasts and healthy donor ones revealed densely packed parallel long, straight actin stress fibers with average fiber diameters in the range of 30-70 nm. Thick parallel actin stress fibers with the lateral size from 100 to 320 nm extending throughout the nucleus were also visualized for both FA fibroblasts and healthy donor ones in 24 hours after exposure to  $\gamma$ -radiation. The AFM study also showed a decreased height of nucleoli in the FA fibroblasts nucleus as compared to healthy donor nucleus.

Mechanical properties of fibroblasts most likely are regulated by the actin cytoskeleton structure. According to the fluorescent images of FA fibroblasts in 24 hours after irradiation microtubules originated from the center and formed a radiating network near the nucleus. Disrupting actin filaments and changing spatial organization of the actin cytoskeleton in 24 hours after exposure to  $\gamma$ -radiation lead to a softening of the FA fibroblasts membrane. This study demonstrates that the pulsed force mode for AFM combined with fluorescence microscopy opens up possibilities for investigating the mechanical properties of the FA fibroblasts membrane in relation with their cytoskeleton organization. Moreover, the study in details of the FA fibroblasts mechanical properties such as elasticity, adhesion and stiffness, cytoskeleton organization and cell shape is required to realize the accurate diagnosis.

### References

1. Dufrene, Y.F., Ando, T., Garcia, R., Alsteens, D., Martinez-Martin, D., Engel, A., Gerber, Ch., Müller, D. J. Metody izobrazheniy atomno-silovoy mikroskopii dlya primeneniya v molekulyarnoi i kletochnoi biologii / Y.F. Dufre-

ne, T. Ando, R. Garcia, D. Alsteens, D. Martinez-Martin, A. Engel, Ch. Gerber, D. J. Müller // *Priroda Nanotekhnologii*. 2017. – Vol.12, – P. 295–307.

2. **Haga, H.** Time-lapse viscoelastic imaging of living fibroblasts using force modulation mode in AFM / H. Haga, M Nagayama, K. Kawabata, E. Ito, T. Ushiki, T. Sambongi // *Journal of Electron Microscopy*. 2000. – Vol.49. – P. 473–481.

#### **Вклад авторов**

Кухаренко Л.В., Шиммель Т., Фукс Х., Барщевский М. – выполнение эксперимента по исследованию актинового цитоскелета и механических свойств фибробластов донора и пациента с анемией Фанкони с помощью атомно-силовой микроскопии. Шман Т.В., Тарасова А.В. получение и облучение фибробластов донора и пациента с анемией Фанкони, а также исследование цитоскелета фибробластов донора и пациента с анемией Фанкони с помощью флуоресцентной микроскопии. Кухаренко Л.В. –приготовленит фибробластов для проведения АСМ исследований.

#### **Authors contribution**

Kukharenko L.V., Shimmel Th., Fuchs H., Barczewski M. – carrying out an experiment to study the actin cytoskeleton and mechanical properties of fibroblasts of a donor and a patient with Fanconi anemia using atomic force microscopy. Shman T.V., Tarasova A.V. obtaining and irradiating fibroblasts from a donor and a patient with Fanconi's anemia, as well as studying the cytoskeleton of fibroblasts from a donor and a patient with Fanconi's anemia using fluorescence microscopy. L.V. Kukharenko - preparing the fibroblasts for AFM studies.

#### **Сведения об авторах**

Кухаренко Л.В., к.ф.-м.н., доцент, доцент УО «Белорусский государственный медицинский университет»

Шиммель Т., д.ф.-м.-н., профессор, директор Института прикладной физики, руководитель группы

Фукс Х., д.ф.-м.-н., профессор, научный директор Центра нанотехнологии, содиректор Института нанотехнологии

Барщевский М. к.ф.-м.н., ведущий научный сотрудник Института технологии

Шман Т.В., к.б.н., ведущий научный сотрудник РНПЦ детской онкологии, гематологии и иммунологии

Тарасова А.В., научный сотрудник РНПЦ детской онкологии, гематологии и иммунологии

#### **Адрес для корреспонденции**

220116, Беларусь, Минск, Пр-т Дзержинского, 83  
Белорусский государственный медицинский университет

+375 (44) 554 73 28

e-mail: KukharenkoLV@bsmu.by

Кухаренко Людмила Валентиновна

#### **Information about the authors**

Kukharenko L.V., Ph.D., Associate Professor, Associate Professor of the Educational Institution Belarussian State Medical University

Shimmel Th., Professor, Director at the Institute of Applied Physics; Head of Department, Institute of Nanotechnology

Fuchs H., Professor, Scientific Director of the Center of Nanotechnology (CeNTech), co-director of the Institute of Nanotechnology (INT)

Barczewski M., Ph.D., Leading researcher of Karlsruhe Institute of Technology (KIT)

Shman T.V., Ph.D., Leading researcher of Belarusian Research Center for Pediatric Oncology and Hematology

Tarasova A.V., Researcher of Belarusian Research Center for Pediatric Oncology and Hematology

#### **Address for correspondence**

220116, Belarus, Minsk, Dzerzhinskii Ave. 83, Belarussian State Medical University

+375 (44) 554 73 28

e-mail: KukharenkoLV@bsmu.by

Kukharenko Lyudmila Valentinovna

УДК 519.6:004+61

**ЛИНГВИСТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОПИСАНИЯ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТА МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ**

ПУЛАТОВА З.М., УСМОНОВ Ж.Т.

*Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммада ал-Хорезми  
(г. Ташкент, Узбекистан)*

**Аннотация.** При работе с данными для определения диагноза пациента нужно учитывать разнотипные данные. Данная статья посвящена данным, с которыми может работать автоматизированная система медицинской диагностики и созданию лингвистической модели. Для описания состояния объекта диагностики определяются модели состояния пациента и диагностики. После применения модели на основе полученных данных предложены варианты медицинской диагностики.

**Ключевые слова:** медицинская диагностика, лингвистическая модель, лингвистическая переменная, нечёткое множество, построение модели, модели здоровья пациента и диагностики.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Abstract.** When working with data to determine the diagnosis of a patient, it is necessary to take into account different types of data. This article is devoted to the data with which an automated system of medical diagnostics can work and the creation of a linguistic model. To describe the state of the diagnostic object, models of the patient's state and diagnostics are determined. After applying the model, based on the data obtained, options for medical diagnostics are proposed.

**Keywords:** medical diagnostics, linguistic model, linguistic variable, fuzzy set, model construction, patient health and diagnostics models.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

В настоящее время имеется тенденция к возрастанию числа разрабатываемых диагностических медицинских информационных систем. Однако большинство современных систем является узко специализированными. Кроме того, для поддержки их работоспособности требуется привлечение специалиста, владеющего знаниями в информационных технологиях, из-за необходимости создания и пополнения сложной базы знаний. Данные факторы существенно ограничивают массовое использование подобных систем [1].

В связи с этим разработка легко настраиваемой системы, направленной на повышение точности и оперативности получения диагностического решения, является актуальной и востребованной на рынке современных медицинских технологий.

Знания, с которыми система медицинской диагностики должна работать, можно разделить на формализованные и неформализованные. Формализованные знания формулируются в книгах, руководствах, документах в виде общих и строгих суждений (законов, формул, моделей, алгоритмов и т.п.).

Неформализованные знания обычно не попадают в книги и руководства в связи с их конкретностью, субъективностью и приблизительностью. Знания этого рода являются результатом обобщения многолетнего опыта работы и интуиции специалиста. Они обычно представляют собой множество эмпирических приемов и правил. Как правило, неформализованные задачи обладают неполнотой, ошибочностью, неоднозначностью и противоречивостью знаний.

**Методика проведения эксперимента**

Не всегда удается измерить совокупность признаков, характеризующих конкретное заболевание, то есть количественно оценить проявление определенного признака иногда невозможно. В большинстве случаев степень проявления симптома в организме больного может быть описана словами. Поэтому при описании состояния пациента в рассматриваемое время могут использоваться номинальные или качественные единицы (ранг, интервал, нечёткие и тому подобное) [2,4].

Основываясь на ранее изученных знаниях методов и моделей представления, рекомендуется использовать лингвистическую модель для выражения их закономерностей.

В ходе исследования существующих систем, поддерживающих решение проблем медицинской диагностики, было установлено, что многие системы предназначены для работы на основе трехступен-

чатых моделей. Прежде всего это обусловлено тем, что международная классификация болезней [3] разделяет все заболеваний на три степени: 1) классы; 2) блоки; 3) диагностика.

На первом уровне могут быть представлены заболевания конкретного организма, например, болезни дыхательной системы, болезни нервной системы и т.д. На следующей стадии представлены узкий спектр специализированных заболеваний, например, касательно дыхательной ситемы, такие как острые респираторные инфекции верхних дыхательных путей, грипп, пневмония и др. В автоматизированной системе медицинской диагностики предлагается использовать трехступенчатую модель описания всех возможных состояний системы.

Описание состояния диагностического объекта на каждой подсистеме многоступенчатой процедуры можно представить в виде:

$$s_k = F(s_{k-1}, x_k) + w_k, \quad (1)$$

$$y_k = H(s_k) + v_k,$$

$$s_k \in S, x_k \in X, y_k \in Y, v_k \in V, w_k \in W \quad (2)$$

где  $s_k$  - состояние диагностического объекта в  $k$ -й момент времени;  $x_k$  -  $n$ -мерный вектор, измеряемый и оказывающий существенное влияние на состояние объекта;  $F(\cdot)$  - модель, отражающая переход в новое состояние под влиянием входных переменных;  $y_k$  - вектор выходных переменных, доступный для наблюдения или оценки с точностью до  $V$ ;  $H(\cdot)$  - модель преобразования состояния  $s_k$  в значения измеряемых или оцениваемых выходных переменных;  $w_k$  - переменная принимающая случайные значения из множества  $W$  и характеризующая остаточную неопределенность объекта;  $v_k$  - переменная характеризующая погрешность измерения или оценивания, принимает случайные значения из множества  $V$ ;  $S$  – множество значений состояния объекта (набор заболеваний);  $X$  – множество значений факторов влияющий на состояние объекта;  $Y$  - множество возможных значений выходных наблюдаемых показателей;  $W$  - множество возможных значений внешних неконтролируемых факторов;  $V$  - совокупность возможных значений погрешностей модели.

Состояние объекта на каждом уровне определяется моделью здоровья пациента (1) и диагностической моделью (2), каждая из которых определяется своим уникальным набором входных и выходных переменных.

В этом случае автоматизированная система медицинской диагностики будет выполнять действия с функциями принадлежности нечётким множествам соответствующих лингвистических переменных таких значений как  $x_k, y_k, s_k$ , а не с данными значениями конкретно:

$$M_1 : \bigcup_{j=1}^{l_x} \bigcap_{i=1}^n \mu_{a_{ji}}(x_i) \rightarrow \mu_{d_j}(s_k), \quad a_{ji} \in A_j \subseteq A, \quad d_j \in D, \quad (3)$$

$$M_2 : \mu_{d_j}(s_k) \rightarrow \bigcap_{m=1}^{l_y} \mu_{b_{jm}}(y), \quad b_m \in B_j, \quad (4)$$

здесь  $n$  - количество входных переменных;  $a_{ji}$  -  $j$ -ое нечёткое множество  $i$ -го входного показателя;  $l_x$  - количество конъюнкций, определяемых в значениях входных переменных;  $b_{jm}$  -  $j$ -ое нечёткое множество  $m$ -й выходной переменной;  $l_y$  - количество конъюнкций, определяемых в значениях выходных переменных;  $d_j$  -  $j$ -ое нечёткое множество, соответствующее  $k$ - му состоянию системы  $D$ ;  $D$  – множество нечётких множеств лингвистической переменной "состояние пациента";  $\mu_c(z)$  - функция принадлежности значения базовой переменной  $z$  нечёткому множеству  $c$ .

Модели (3), (4) строятся в режиме обучения автоматизированной медицинской диагностической системы по выборкам данных, содержащей точные (подтвержденные) данные о состоянии объекта  $s$  или  $\mu_{d_j}(s)$  объекта.

### Результаты и их обсуждение

После создания моделей, автоматизированная система медицинской диагностики может использоваться в рабочем режиме для медицинской диагностики. Режим работы начинается с набора входных и выходных значений, влияющих на объект диагностики. В зависимости от полученных данных может быть три варианта медицинской диагностики:

- если имеется информация в основном о входных переменных, текущее состояние объекта может быть определено на основе модели здоровья пациента (3), которая описывает состояние объекта как историю болезни, а также образ жизни, вредные привычки и т. д.;

- если имеется информация в основном о выходных переменных, то текущее состояние объекта можно определить по диагностической модели (4), которая отражает изменения состояния объекта диагностики в зависимости от указанных на данный момент симптомов;

- при наличии информации о входных и выходных переменных, в зависимости от значений входных переменных можно выделить конечное подмножество  $S'$  или  $D'$ , которое содержит заранее определенное искомое состояние, используя модель здоровья пациента (3), а затем на основе значений выходных переменных из этого подмножества определяется единственное состояние, полученное с помощью диагностической модели (4).

### Заключение

Такой взаимный контроль позволяет не только обеспечить доверие, необходимое для принятия решений, но и контролировать правильность представления входных данных, что особенно важно при представлении значений переменных в виде лингвистических переменных. Кроме того, использование модели здоровья пациента позволяет повысить точность диагностического решения, поскольку оно используется на фоне заболеваний пациента.

Использование рассмотренных моделей позволяет удовлетворить все требования, предъявляемые к методу создания автоматизированных моделей и методу оценки состояния диагностического объекта.

### Список литературы

1. Ваганова Е.В. Медицинские информационные системы как объект оценки: факторы и тенденции развития. Вестник Томского государственного университета. Экономика. 2017; (37). DOI: 10.17223/19988648/37/9.
2. Анисимова Т. С. Стратегия антиципативной педагогики и образовательной практики. ISBN 978-5-91327-435-9. Москва. Академия Естествознания. 2016.
3. Международная классификация болезней 10-го пересмотра (МКБ-10). <https://mkb-10.com/>
4. Слепцов А.И., Соденкамп М.А. Принятие решений в сложных системах. Мягкие информационные технологии. НПУ имени М.П. Драгоманова, 2007. – 148с.

#### Сведения об авторах

Пулатова З.М., ассистент Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада ал-Хорезми.

Усмонов Ж.Т., PhD, доцент Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада ал-Хорезми.

#### Адрес для корреспонденции

Узбекистан, город Ташкент, ул. Амира Темура, 108, Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммада ал-Хорезми

Телефон: 8 71 238 64 15;

e-mail: pulatova-ziyoda@mail.ru

Пулатова Зиёда Махмуджоновна

#### Information about the authors

Pulatova Z. M., assistant at the Tashkent university of information technologies named after Muhammad al-Khwarizmi.

Usmonov J. T., PhD, associate Professor of the Tashkent university of information technologies named after Muhammad al-Khwarizmi.

#### Address for correspondence

Uzbekistan, Tashkent, 108 Amir Temur street, Tashkent University of information technologies named after Muhammad al-Khwarizmi

Phone: 8 71 238 64 15;

e-mail: pulatova-ziyoda@mail.ru

Ziyoda Pulatova Mahmudjonovna



УДК: 004.665.6

## МЕТОДЫ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ COVID-19: МОДЕЛИ, НАБОР ДАННЫХ И ПРОБЛЕМЫ

ХУДОЙКУЛОВ З.Т., ИСЛОМОВ Ш.З., ДАВРОНОВА Л.У., РУСТАМОВА С.Р.  
*Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий*  
*(Ташкент, Узбекистан)*

**Аннотация.** Эта статья посвящена методам обнаружения covid-19 на основе компьютерной томографии и рентгеновских снимков с использованием методов глубокого обучения. Кроме того, в работе приведены краткие описания искусственного интеллекта применяемых в здравоохранении, пандемии Covid-19, наборов данных, моделей и сетей глубокого обучения, проблем. Описание наборов данных и моделей глубокого обучения представлено в виде таблицы.

**Ключевые слова:** Covid-19, глубокое обучение, набор данных, рентгеновский снимок, компьютерная томография, проблема, ошибка.

**Abstract.** This paper is directed to methods of detection of covid-19 pandemic by CT and X-ray images using Deep learning techniques. Also, here is given brief description about Artificial intelligence in health care, Covid-19 pandemic, datasets, Deep learning models and networks, challenges. Description of datasets and Deep learning models are presented as a table.

**Keywords:** Covid-19, deep learning, dataset, X-ray image, CT, problem, error.

### Introduction

Artificial intelligence has been inspired by the functioning of biological neurons and includes the basics of sensing, recognition, and object recognition to enable machines to perform as good as or even better than humans. Machines can be more precise, reliable, and comprehensive and have relatively lower risk of bias; however, they still lack the elements of trust and empathy

Safety in health care implies the reduction or minimization of risks and uncertainty of harmful events. Machine learning applications are largely classified as type A (eg, medical diagnosis) and type B applications (eg, speech transcription systems), depending on safety and risk minimization. Although safety is of paramount importance in type A applications, risk minimization is the focus in type B applications. Machine learning has gained importance in the prevention, diagnosis, and management of various disease conditions.

Artificial intelligence plays an important role in augmenting knowledge and improving outcomes in health care. Artificial intelligence has widespread applications for the prediction and diagnosis of disease, handling of large quantities of data and synthesis of insights, and maximizing efficiency and outcomes in medical management of disease states [1].

Artificial intelligence has several applications in diagnosis and decision support. Artificial intelligence enables decision makers to access the right and up-to-date information to help make better decisions in real time. Application of artificial intelligence has brought about an evolutionary change in radiological diagnosis by improving the value and accuracy of image analysis [2]. Designs based on deep learning have enabled digital image analysis for the early detection of breast pathologies with precision [3]. In another example, an ML software library has been trained to detect changes in Parkinson's disease by DaTscan image analysis. This library can be a useful adjunct to clinical diagnosis [4].

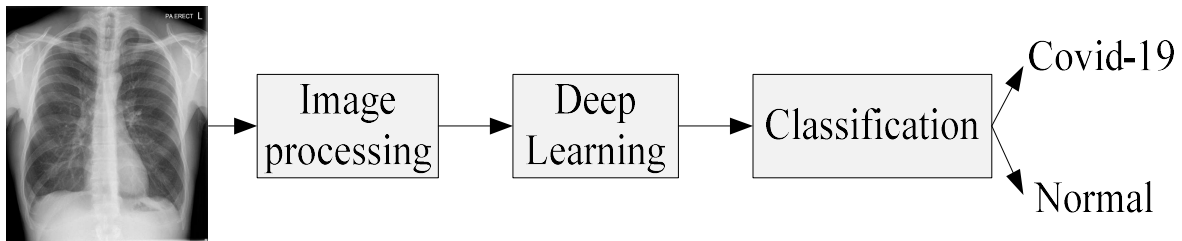
### COVID-19 pandemic

The COVID-19 pandemic, also known as the coronavirus pandemic, is an ongoing pandemic of coronavirus disease 2019 (COVID-19) caused by the transmission of severe acute respiratory syndrome coronavirus 2 (SARS-CoV-2), which was first identified in December 2019 in Wuhan, China [5]. The outbreak was declared a Public Health Emergency of International Concern in January 2020, and a pandemic in March 2020. As of 22 October 2020, more than 41.2 million cases have been confirmed, with more than 1.13 million deaths attributed to COVID-19. Common symptoms include fever, cough, fatigue, breathing difficulties, and loss of smell. Complications may include pneumonia and acute respiratory distress syndrome. Pneumonia is an inflammatory condition of the lung primarily affecting the small air sacs known as alveoli. Identifying the responsible pathogen can be difficult. Diagnosis is often based on symptoms and physical

examination [6]. Chest X-rays, blood tests, and culture of the sputum may help confirm the diagnosis. A chest radiograph, called a chest X-ray (CXR), or chest film, is a projection radiograph of the chest used to diagnose conditions affecting the chest, its contents, and nearby structures. Chest radiographs are the most common film taken in medicine. X-ray images are sent to analyze to Pneumonia. Analyzing is provided by special tools which constructed by image analyzing methods. After becoming Covid-19 virus is developed several projects by developers and scientists.

Two types of images are used to diagnose to Covid-19: CT scans, X-Ray images.

In figure 1 is illustrated a typical methodology of a DL based detection system, where the system uses a deep learning algorithm to predict whether the X-ray images of suspected patient’s lung is normal or having COVID-19 pneumonia.



**Fig. 1.** A overall block diagram of a Deep learning-based detection system

**Image datasets**

Also, to trained this deep learning, large datasets as well as powerful computing resources are required. For a new pandemic, data insufficiency and it’s variation over different geographic regions is a huge problem, so here Deep Transfer Learning would be effective as it learns from one task and could apply in another task after required fine-tuning. IoT, Webcam, Drone, Intelligent Medical Equipment, Robot are very useful tools in any pandemic situation.

**Table 1.** Covid-19 Image datasets

Organization	Dataset	Types of Data						Number of images
		X-Ray	CT	MRT	Ultrasound	Metadata	Case review	
Allen Institute for Artificial intelligence and partners [7]	CORD-19	Y	Y	N	N	Y	N	50 000
Institute for Reproducible Research [8]	COVID-19 Image Data Collection	Y	Y	U	U	Y	Y	195
Vision and Image Processing Lab [9]	COVID-Net Open Source Initiative	Y	N	N	N	N	N	14 000
Dep. for Biosystems Science and Engineering [10]	COVID-19 Pocus Ultrasound Dataset	N	N	N	Y	Y	N	60
Italian Society of Radiology [11]	SIRM COVID-19 Database	Y	Y	U	U	Y	Y	115
British Institute of Radiology [12]	COVID-19 BSTI Imaging Database	Y	Y	N	U	Y	Y	-
Kaggle [13]	COVID-19 Chest X-Ray Database	Y	N	N	N	Y	N	2905
	COVID-19 Chest X-Ray	Y	N	N	N	Y	N	371
medicalsegmentation.com [14]	COVID-19 CT Segmentation Dataset	N	Y	N	N	N	N	100
University of California San	COVID-CT	N	Y	N	N	Y	N	349

Diego [15]								
Dep. of Biomedical Systems & Informatics Engineering [16]	Augmented COVID-19 X-ray Images Dataset	Y	N	N	N	N	N	912
Radiology Artificial Intelligence [17]	coronacases.org	N	Y	N	U	Y	Y	-
European Society of Radiology [18]	eurorad.org	Y	Y	U	U	Y	Y	16037
Radiopaedia [19]	radiopaedia.org	Y	Y	U	U	Y	Y	-

### Some challenges on detection of Covid-19

There are following problems and challenges on detection of Covid-19:

*Quality of X-ray images.* Quality of images is main parameter in deep learning based approaches. Therefore X-ray analyzing need to provide on efficiency medical diagnostic tools.

*Size of Dataset or number of images.* Deep learning nets are directed to train and test under images. Number of images per object marks accuracy of detection. Infected and not infected lung X-ray images divided in to different categories truly. Also, collection of large dataset is time consuming process.

*Variety of datasets.* This COVID-19 virus has mutating itself over different geographic regions, environments, and time [20]. Therefore, the pandemic dataset collected from one region for this region peoples, for other regions are used other datasets. Also, Most of the medical data comes from China and European countries which may lead to selection bias when applied in other countries. As a result, the practice of diagnosing a patient with COVID-19 using Artificial intelligence/Machine learning is very rare. Moreover, it is yet to be investigated if Artificial intelligence/Machine learning can detect COVID-19 before its symptoms appear in other laboratory methods to justify its practice [21].

*High computational resources.* High computational resources required for a DL network and model.

*FAR and FRR errors.* The FAR - false acceptance rate is the probability of cases for which a system inaccurately returns a positive detection. The FRR - false rejection rate is the probability of cases for which a system inaccurately returns a no-match detection. These types of errors mark accuracy of image based diagnosis system.

*Most of the data and code on COVID-19 analysis is closed source.* Whatever data is available, it is limited for applications of deep learning methods.

*Relation between Deep learning specialist and Covid-19 medical doctor.* In deep learning, specialists, doctors and radiologists must know which features distinguish a COVID-19 case from non-COVID-19. the probability of error needs to be estimated and communicated with the practitioners and patients [22].

### Representative works

After becoming Covid-19 various CT-scanning automated approaches have been proposed. A lot of approaches and performances of the computer vision CT-based disease diagnosis were developed and here have been selected some recent representative works that provide an overview of their effectiveness. In table 2 is presented representative works for CT and X-ray image based COVID-19 analysis.

**Table 2.** Representative works for CT and X-ray image based COVID-19 analysis

Method and model	Accuracy (%)	Specification
<b>For CT images</b>		
UNet++ [23]	95,24	106 patients with 51 confirmed COVID-19 pneumonia. 46,096 CT images.
Modified inception [24]	82,9	Modified inception with transfer learning. 453 CT images of pathogen confirmed COVID-19 with 99 patients.
Combination of Two	86,7	Combination of Two CNN three-dimensional classification

CNN [25]		models and VNET based segmentation model. 618 CT samples. 110 patients with COVID- and 224 patients with Influenza-A viral pneumonia.
DRE-Net + ResNet50 [26]	86	DRE-Net + ResNet50 with Feature Pyramid Network. 777 CT images from 88 patients diagnosed with the COVID-19 and 86 healthy persons.
2D deep CNN based on Resnet-50 [27]	95	U-net architecture for image segmentation. 56 patients with confirmed COVID-19 diagnosis.
VB-Net [28]	91,6	VB-Net to segment COVID-19 infection regions in CT scans. 249 COVID-19 patients, and validated using new COVID-19 patients.
Grey Level Matrix [29]	99,68	Grey Level Matrix Discrete Wavelet Transform + SVM. 150 CT images
COVNet [30]	96	COVNet was developed to extract visual features from volumetric chest CT RESNET50. U-Net is used for segmentation. 4356 chest CT images were collected from 6 hospitals and 3,322 patients.
DeCoVNet [31]	95,9	3D deep CNN to Detect COVID-19 from CT volumes. U-Net is used for segmentation. 540 patients from Union Hospital.
Transfer learning on ResNet-50 [32]	92,2	Segmentation model as 3D U-Net++. Used 1,136 training cases (723 positives for COVID-19) from five hospitals.
<b>For X-ray images</b>		
U-Net+ CLAHE [33]	97,5	Combining with U-Net+ adversarial+ Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization. 247 images from Japanese+Shenzhen dataset contains a total of 662 chest X-rays
ResNet+ DeTraC [34]	95,12	CNN features of pre-trained models on ImageNet and ResNet+ Decompose, Transfer, and Compose for the classification of COVID-19 chest images. 180 samples of normal CXRs.
ResNet50 [35]	97	ResNet50 InceptionV3. open source X-Ray Images.
COVID-Net [36]	92,4	Lightweight residual projection expansion projection-extension design pattern. 16,756 chest radiography images across 13,645 patient.

#### Feature works and methods not related to lung images

Using Deep learning image processes methods is detected Covid-19. Also, there are following methods to diagnose this types of viruses:

*Masked Face Recognition approach* [37]. In this approach is used e lot of masked (Covid and no covid) face images to analyzing. Because, healthy and ill faces are differ from each other.

*Infrared thermography* [38]. This approach is recommended as an early detection strategy for infected people, especially in crowns like passengers on an airport, underground, bus, markets and shopping centers. To detect temperature is used special scanners, there are methods which directed analyzing thermography infected and healthy faces. It is useful for distance detection infections and detection speed high. Also, may be detection error shows high degree.

*Pandemic drones* [39]. It uses remote sensing and digital imagery, which were recommended for identifying infected people.

## Conclusion

Modern-era largely depends on image processing Artificial Intelligence including Data Science - Deep Learning is one of the current flag-bearer of these techniques. Therefore, these techniques could also assist to mitigate COVID-19 virus and dangerous pandemics in terms of stop spread, diagnosis of the disease, drug & vaccine discovery, treatment, and many more. Artificial intelligence based Machine learning and Deep learning methods and the available datasets, resources, and results in the fight against COVID-19. In this paper is provided the Deep learning models, covid-19 lung image datasets and challenges also, health community a comprehensive overview of the current state-of-the-art methodologies and applications with details of how Deep learning and data can improve the status of COVID-19, and further studies to stop the COVID-19 outbreak. 2019-2020 years were developed a lot of works to detect lung and these works are presented as a table with model, specifications and accuracy degree. After becoming Covid-19 infected and healthy lung datasets spread over world. At the end of this work is presented feature approaches and other methods to detect Covid-19 infections.

## References

1. Ellahham S., Ellahham N., Simsekler M. C. E. Application of artificial intelligence in the health care safety context: opportunities and challenges //American Journal of Medical Quality. – 2020. – Т. 35. – №. 4. – С. 341-348.
2. Mayo RC, Leung J. Artificial intelligence and deep learning—radiology’s next frontier? Clin Imaging. 2018;49: 87-88
3. Robertson S, Azizpour H, Smith K, Hartman J. Digital image analysis in breast pathology—from image processing techniques to artificial intelligence. Transl Res. 2018;194: 19-35.
4. Zhang YC, Kagen AC. Machine learning interface for medical image analysis. J Digit Imaging. 2017;30: 615-621.
5. Novel Coronavirus – China". World Health Organization (WHO). Retrieved 9 April 2020
6. How Is Pneumonia Diagnosed?". NHLBI. 1 March 2011. Archived from the original on 7 March 2016. Retrieved 3 March 2016
7. Wang L. L. et al. COVID-19: The Covid-19 Open Research Dataset //ArXiv. – 2020.
8. Cohen J. P. et al. Covid-19 image data collection: Prospective predictions are the future //arXiv preprint arXiv:2006.11988. – 2020.
9. Kalkreuth R., Kaufmann P. COVID-19: a survey on public medical imaging data resources //arXiv preprint arXiv:2004.04569. – 2020.
10. Born J. et al. POCOVID-Net: automatic detection of COVID-19 from a new lung ultrasound imaging dataset (POCUS) //arXiv preprint arXiv:2004.12084. – 2020.
11. Ko H. et al. COVID-19 pneumonia diagnosis using a simple 2D deep learning framework with a single chest CT Image: Model Development and Validation //Journal of Medical Internet Research. – 2020. – Т. 22. – №. 6. – С. e19569.
12. Caetano A. P. et al. Development of a Portuguese COVID-19 Imaging Repository and Database: Learning and Sharing Knowledge during a Pandemic //Acta Médica Portuguesa. – 2020. – Т. 33. – №. 13
13. COVID-19 Chest X-Ray Database. <https://www.kaggle.com/tawsifurrahman/covid19-radiography-database>. Accessed: 2020-10-15
14. COVID-19 CT Segmentation Dataset. <http://www.medicalsegmentation.com/covid19/>. Accessed:2020-10-15
15. Zhao J. et al. COVID-CT-Dataset: a CT scan dataset about COVID-19 //arXiv preprint arXiv:2003.13865. – 2020.
16. Alqudah A. M., Qazan S. Augmented COVID-19 X-ray Images Dataset //Mendeley Data, v4 [http://dx. doi. org/10.17632/2fxz4px6d8](http://dx.doi.org/10.17632/2fxz4px6d8). – 2020. – Т. 4
17. Coronacases. <https://coronacases.org>. Accessed:2020-10-15
18. Eurorad. <https://www.eurorad.org/>. Accessed: 2020-10-15
19. Radiopedia. <https://www.radiopaedia.org>. Accessed: 2020-10-15
20. Shen Z. et al. Genomic diversity of SARS-CoV-2 in Coronavirus Disease 2019 patients //Clinical Infectious Diseases. – 2020.
21. Nguyen T. T. Artificial intelligence in the battle against coronavirus (COVID-19): a survey and future research directions //Preprint, DOI. – 2020. – Т. 10.
22. Naudé W. Artificial intelligence vs COVID-19: limitations, constraints and pitfalls //Artificial intelligence & Society. – 2020. – С. 1.
23. Chen C. et al. SARS-CoV-2–positive sputum and feces after conversion of pharyngeal samples in patients with COVID-19 //Annals of internal medicine. – 2020.
24. Wang S. et al. A deep learning algorithm using CT images to screen for Corona Virus Disease (COVID-19) //MedRxiv. – 2020.

25. Butt C. et al. Deep learning system to screen coronavirus disease 2019 pneumonia //Applied Intelligence. – 2020. – С. 1.
26. Song Y. et al. Deep learning enables accurate diagnosis of novel coronavirus (COVID-19) with CT images //medRxiv. – 2020.
27. Gozes O. et al. Rapid Artificial intelligence development cycle for the coronavirus (covid-19) pandemic: Initial results for automated detection & patient monitoring using deep learning ct image analysis //arXiv preprint arXiv:2003.05037. – 2020.
28. Shan F. et al. Lung infection quantification of covid-19 in ct images with deep learning //arXiv preprint arXiv:2003.04655. – 2020.
29. Barstugan M., Ozkaya U., Ozturk S. Coronavirus (covid-19) classification using ct images by machine learning methods //arXiv preprint arXiv:2003.09424. – 2020.
30. Li L. et al. Artificial intelligence distinguishes COVID-19 from community acquired pneumonia on chest CT //Radiology. – 2020.
31. Shi H. et al. Radiological findings from 81 patients with COVID-19 pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study //The Lancet Infectious Diseases. – 2020.
32. Jin S. et al. Artificial intelligence -assisted CT imaging analysis for COVID-19 screening: Building and deploying a medical Artificial intelligence system in four weeks //medRxiv. – 2020.
33. Gaál G., Maga B., Lukács A. Attention u-net based adversarial architectures for chest x-ray lung segmentation //arXiv preprint arXiv:2003.10304. – 2020.
34. Abbas A., Abdelsamea M. M., Gaber M. M. Classification of COVID-19 in chest X-ray images using DeTraC deep convolutional neural network //arXiv preprint arXiv:2003.13815. – 2020.
35. Narin A., Kaya C., Pamuk Z. Automatic detection of coronavirus disease (covid-19) using x-ray images and deep convolutional neural networks //arXiv preprint arXiv:2003.10849. – 2020.
36. LINDA W. A tailored deep convolutional neural network design for detection of covid-19 cases from chest radiography images //Journal of Network and Computer Applications. – 2020.
37. Wang Z. et al. Masked face recognition dataset and application //arXiv preprint arXiv:2003.09093. – 2020.
38. Lahiri B. B. et al. Medical applications of infrared thermography: a review //Infrared Physics & Technology. – 2012. – Т. 55. – №. 4. – С. 221-235.
39. Al-Naji A. et al. Life signs detector using a drone in disaster zones //Remote Sensing. – 2019. – Т. 11. – №. 20. – С. 2441.

#### Information about the authors

Khudoykulov Zarif Turakulovich, PhD, assistant professor, head of the department at Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi

Islomov Shaxboz Zokir ugli, PhD student Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi

Davronova Lola Uktamovna, senior teacher at Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi

Rustamova Sanobar Ravshanovna, student Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi

#### Address for correspondence

100000, Uzbekistan, Tashkent, Amir Temur-108, Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi

phone. +998 99 842 06 01

e-mail: shaxboz4044@gmail.com

Islomov Shahboz Zokir ugli

#### Сведения об авторах

Худойкулов Зариф Туракулович, кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий

Исломов Шахбоз Зокир угли, кандидат технических наук, доцент Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада

Аль-Хорезми

Давронова Лола Уктамовна, старший преподаватель в Ташкентском университете информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий

Рустамова Санобар Равшановна, студент Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада Аль-Хорезми

#### Адрес для корреспонденции

100000, Узбекистан, Ташкент, Амир Темур-108, Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммеда Ал-Хоразмий

телефон. +998 99 842 06 01

e-mail: shaxboz4044@gmail.com

Исломов Шахбоз Зокир угли

## ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ОСТРОГО АППЕНДИЦИТА У ДЕТЕЙ

КАЛИНОВСКИЙ М.Г., КАМЛАЧ П.В.

*Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники  
(Минск, Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Цель исследования – создать простой способ диагностики острого аппендицита у детей. Рассмотрены проблемы эффективного диагностирования острого аппендицита и экспертной системы, как способ помощи при решении этой проблемы. В статье рассматриваются алгоритм диагностики острого аппендицита, реализация его в экспертной системе и основные функции экспертной системы. Основу алгоритма составляют правила, которые хранятся в базе знаний. Правила содержат информацию реального пациента с информацией о том, был ли поставлен ему диагноз “аппендицит” или нет. Также входит общая информация и показатели общего анализа крови. Еще одним важным понятием, которое рассматривается в статье, является критерий. Критерий используется при диагностировании и может подтверждать тот или иной диагноз. Также рассматривается функционал изменений базы знаний в экспертной системе и способы защиты базы знаний от изменений. В результате создан прототип экспертной системы, который реализует алгоритм по диагностированию острого аппендицита. Эффективность данного способа диагностирования необходимо экспериментально определить. Для увеличения эффективности возможно разработка алгоритма диагностирования с использованием нейронных сетей.

**Ключевые слова:** аппендицит, экспертная система, диагностика, база знаний.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Abstract.** The aim of the study is to create a simple method for diagnosing acute appendicitis in children. The effective problems of diagnostics of ostrogodicitis and the expert system are considered as a way to help in solving this problem. The article discusses an algorithm for diagnosing acute appendicitis, its implementation in the expert system and the main functions of the expert system. The algorithm is based on rules that are stored in the knowledge base. The rule contains real patient data with information about whether he was diagnosed with appendicitis or not. Also includes general information and indicators of a complete blood count. Another important concept discussed in the article is the criterion. The criterion is used in diagnostics and can confirm a particular diagnosis. The functionality of changes in the knowledge base in the expert system and methods of protecting the knowledge base from changes are also considered. As a result, a prototype of an expert system was created that implements an algorithm for diagnosing acute appendicitis. The effectiveness of this diagnostic method must be experimentally determined. To increase efficiency, it is possible to develop a diagnostic algorithm using neural networks.

**Keywords:** appendicitis, expert system, diagnostics, knowledge base.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

### Введение

Острый аппендицит является одним из самых распространенных заболеваний, требующих хирургического вмешательства. Ход протекания болезни и способы ее лечения хорошо изучены. Острый аппендицит легко поддается лечению, если в вовремя обратиться за помощью. Для этого необходим эффективный и простой способ диагностики, которого до сих пор не существует. Особенно при диагностировании у детей.

Системы, помогающие в принятии решений, уже давно являются объектом изучения. Были созданы большое количество различных экспертных систем, которые предназначались для областей, в том числе и медицинской [1]. С бурным развитием нейронных сетей, появился новый и эффективный способ для построения экспертных систем. Объединение методов, которые ранее использовались для создания экспертных систем, таких как, правила [2] и нечеткая логика [3], с нейронными сетями, позволяет получить обоснование полученного результата [4].

### Описание экспертной системы

В ходе работы была создана экспертная система, помогающая определить, с какой вероятностью у пациента аппендицит. Основные критерии, которые учитывались при разработке: простота использования, программа должна предоставлять вероятность правильности полученного диагноза,

способность системы предоставлять объяснение причин полученного диагноза и возможность обучение экспертной системы. Программа работает на настольных компьютерах.

Основные данные, которые используются в экспертной системе, это записи реальных случаев диагностирования у людей аппендицита и другого заболевания с похожими симптомами. В экспертной системе используются общие данные: возраст, пол, температура, стул, сколько прошло времени до момента установления диагноза. Так и данные общего анализа крови: лейкоцитоз, нейтрофилез и лимфоцитоз. Одна запись с этими данными в базе знаний [5] называется правилом. Данные вводятся в трех форматах. Некоторые данные вводят просто строкой. Некоторые выбираются из доступных вариантов. Например, температура выбирается из четырех вариантов: 36,6 и ниже, от 36,7 до 37,6, от 37,7 до 38,5, и температура выше 38,5. Это помогает в дальнейшем при диагностировании. И последние – в процентах. Поля, которые вводятся строкой, не участвуют в диагностировании.

Эти показатели объединяются в группы по три. Такие группы называются критериями. В табл. 1 приведены примеры некоторых критериев. Они берутся с расчетом, что между ними есть корреляция, и они помогут найти правила, которые подтверждают один из диагнозов.

**Таблица 1.** Пример критериев

**Table 1.** Example of the criteria

Показатель 1 Indicator 1	Показатель 2 Indicator 2	Показатель 3 Indicator 3
Температура	Время	Возраст
Время	Лимфоцитоз	Возраст
Рвота	Время	Лейкоцитоз
Возраст	Лейкоцитоз	Время

Критерии используются для диагностирования. Если показатель устанавливается, как диапазон, то для поиска правил используется этот диапазон. В критериях только может быть только один показатель в процентах. Для него сначала система ищет минимальное и максимальное значение показателя со всех правил, у которых совпадает два других показателя. После этого минимальное и максимальное значение используются, как диапазон для показателя. Для поиска правил используются все три показателя из критерия. Все найденные правила группируются по диагнозу. Для диагноза с максимальным количеством правил считаем, что этот критерий подтверждает его. Такой алгоритм выполняется для всех критериев. В результате можно получить несколько групп критериев, которые подтверждают различные диагнозы. Просуммировав критерии с учетом их веса, получаем вероятность полученных диагнозов. Также система выводит критерии и диагнозы, которые они подтверждают, что дает возможность понять, почему был получен такой диагноз.

В экспертной системе создана возможность пополнять базу знаний, то есть создавать, изменять или удалять правила. Для создания достаточно ввести показатели пациента, имя правила и поставленный диагноз. Но также в программе предусмотрена возможность импорта данных файла. Одним из популярных форматов, с которым может работать многие программы, является csv. Такой формат данных используют многие программы, работающие с приборами, которые делают анализ крови. Что позволяет не вводить эти данные руками, тем самым уменьшая шанс ошибки при вводе данных. В дальнейшем есть возможность добавить поддержку других форматов, специфичных для определенных приборов анализа крови. База знаний является важной частью экспертной системы, испортив которую, экспертная система становится бесполезной. Поэтому было принято добавить проверку доступа при попытке воспользоваться функционалом по редактированию базы знаний. У каждого копии программы встроены свои уникальные логин и пароль [6]. Они зашифрованы с дополнительной строкой, соль [7], которая усложняет возможность взлома. Этот логин и пароль получит пользователь системы. Ему необходимо будет ввести их единовременно, при попытке получить доступ к функционалу изменения базы знаний. После этого, программа попросит ввести новый логин и пароль, эти значения и будут затем использоваться при доступе к функционалу изменения базы знаний.



Диагностирование для пользователя практически не отличается от создания правила: также вводятся информацию о пациенте, исключая диагноз и имя правила. Затем, как уже упоминалось, программа проводит диагностирование и выводит диагнозы, отсортированные по их вероятностям. При диагностировании также есть возможность импорта данных из файла.

### Заключение

Создан прототип экспертной системы для диагностирования острого аппендицита у детей. Диагностирование основано на основных показателях пациента, процесс простой и быстрый. Изменение базы данных защищено паролем, а для ускорения ввода данных есть функция импорта данных из файла. Эффективность данного способа диагностирования необходимо экспериментально определить. Для увеличения эффективности возможно разработка алгоритма диагностирования с использованием нейронных сетей.

### Список литературы

1. Avon Barr, Handbook of Artificial Intelligence / Barr Aron. – Stanfor University: Computer Science Department, 1979. – 762 с.
2. Rajdeep Borgohain, Sugata Sanyal. Rule Based Expert System for Diagnosis of Neuromuscular Disorders. ArXiv. 2012.
3. Michael Negnevitsky, Artificial Intelligence. A Guide to Intelligent Systems / Negnevitsky Michael. – Addison-Wesley, 2005. – 435 с.
4. Viral Nagori, Bhushan Trivedi. Types of Expert System: Comparative Study. Asian Journal of Computer and Information Systems. 2014; 02(02): ISSN: 2321-5658.
5. Haocheng Tan. A brief history and technical review of the expert system research. IOP Conference Series Materials Science and Engineering. 2017.
6. Michal Trnka, Tomas Cerny, Nathaniel Stickney. Survey of Authentication and Authorization for the Internet of Things. Hindawi: Security and Communication Networks. 2018.
7. Simson Garfinkel, Gene Spafford. Practical UNIX and Internet Security. 3rd Edition. O'Reilly Media, Inc; 2003.

### References

1. Avon Barr, Handbook of Artificial Intelligence / Barr Aron. – Stanfor University: Computer Science Department, 1979. – 762 с.
2. Rajdeep Borgohain, Sugata Sanyal. Rule Based Expert System for Diagnosis of Neuromuscular Disorders. ArXiv. 2012.
3. Michael Negnevitsky, Artificial Intelligence. A Guide to Intelligent Systems / Negnevitsky Michael. – Addison-Wesley, 2005. – 435 с.
4. Viral Nagori, Bhushan Trivedi. Types of Expert System: Comparative Study. Asian Journal of Computer and Information Systems. 2014; 02(02): ISSN: 2321-5658.
5. Haocheng Tan. A brief history and technical review of the expert system research. IOP Conference Series Materials Science and Engineering. 2017.
6. Michal Trnka, Tomas Cerny, Nathaniel Stickney. Survey of Authentication and Authorization for the Internet of Things. Hindawi: Security and Communication Networks. 2018.
7. Simson Garfinkel, Gene Spafford. Practical UNIX and Internet Security. 3rd Edition. O'Reilly Media, Inc; 2003.

### Вклад авторов

Калиновский М.Г. выполнил обзор литературы, занимался разработкой методики диагностика аппендицита, занимался реализацией метода в виде экспертной системы.

Камлач П.В. курировал, консультировал и помогал в поиске людей для консультации, вносил правки в текст статьи.

### Authors contribution

Kalinovskiy M.G. completed a literature review, was engaged in the development of a method for diagnosing appendicitis, and was engaged in the implementation of the method in the form of an expert system.

P.V. Kamlach supervised, consulted and helped in finding people for consultation, made edits to the text of the article.

### Сведения об авторах

Калиновский М.Г., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского

### Information about the authors

Kalinovskiy M.G., undergraduate student of the Department of Electronic Engineering and Technol-

государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Камлач П.В., к.т.н., доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

**Адрес для корреспонденции**

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. Петруся Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Тел. +375 (44) 4961190  
E-mail: marsik33333@gmail.com  
Калиновский Максим Геннадьевич

ogy, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Kamlach P.V., Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

**Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str. 6,  
Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375 (44) 4961190  
E-mail: marsik33333@gmail.com  
Kalinovskiy Maksim Gennadievich

## ИНТЕГРИРОВАННЫЕ СПУТНИКОВО-НАЗЕМНЫЕ СЕТИ В БУДУЩИХ БЕСПРОВОДНЫХ СИСТЕМАХ

ПУЛАТОВ Ш.У., ГАФУРОВ А.Ш.

*Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммада Ал-Хоразми*

**Аннотация.** Интеграция спутниковых и наземных сетей может стать краеугольным камнем в реализации предполагаемой неоднородной глобальной системы для повышения качества обслуживания конечных пользователей. Из-за своей изначально большой занимаемой площади спутники могут эффективно дополнять и расширять плотные наземные сети как в густонаселенных районах, так и в сельских районах, а также предоставлять надежные критически важные услуги.

**Ключевые слова:** Интеграция спутниковых и наземных сетей, В соответствии с изложенным выше обсуждением, Спутники LEO.

**Abstract.** In this context, the integration of satellite and terrestrial networks can be a cornerstone in the implementation of the proposed heterogeneous global system for improving the quality of service for end users. Because of their inherently large footprint, satellites can effectively complement and expand dense terrestrial networks in both densely populated areas and rural areas, and provide reliable mission-critical services.

**Keywords:** Integration of satellite and terrestrial networks, In line with the above discussion, LEO satellites.

В последние годы беспрецедентный и постоянно растущий спрос на широкополосную высокоскоростную, гетерогенную, сверхнадежную, безопасную и низкую задержку связи мотивировал и возглавлял определение новых стандартов и технологий беспроводной связи, известных как 5G. В частности, с точки зрения сети, можно выделить несколько различных тенденций, таких как, например, эволюция в сторону более умных устройств, резкое увеличение количества подключаемых носимых устройств и устройств межмашинного взаимодействия (M2M) или усиление услуг дополненной реальности (AR) и виртуальной реальности (VR). Концепция, представленная МСЭ для систем ИМТ-2020 еще в 2015 году, выдвинула на первый план ряд технических требований к будущим системам, как, например: (а) увеличение скорости передачи данных до 100 раз; (б) уменьшение задержки в 10 раз; и (в) 100-кратное увеличение эффективности сети. Эти сложные требования возникают вместе с другими ключевыми драйверами, такими как появление Интернета вещей (IoT), то есть миллиарды объектов, подключенных к

Интернету, который является средством для создания умных городов, или необходимость обеспечения надежности, устойчивости и доступности сети, а также кибербезопасность. Ключевая роль, которую системы 5G будут играть во всемирных экономических и социальных процессах для поддержки вертикальных сервисов следующего поколения, нацеленных на создание полностью связанного общества, таким образом, ведет к массовому научному и промышленному интересу к коммуникациям

5G. Беспроводная связь будущего (5G и выше) объединит не только людей, но и вещи, данные, приложения, умные города и транспорт в интеллектуальное, интегрированное и бесшовное сетевое общество.

В этом контексте интеграция спутниковых и наземных сетей может стать краеугольным камнем в реализации предполагаемой неоднородной глобальной системы для повышения качества обслуживания конечных пользователей. Из-за своей изначально большой занимаемой площади спутники могут эффективно дополнять и расширять плотные наземные сети как в густонаселенных районах, так и в сельских районах, а также предоставлять надежные критически важные услуги. В прошлом было слабое взаимодействие между спутниковым и наземным сообществами, которые развивались почти независимо друг от друга, и это приводило к сложной апостериорной интеграции между двумя системами для обеспечения бесшовных услуг. Благодаря внедрению новых стандартов связи 5G и извлечению уроков из прошлого опыта,

Это отражено, в частности, в рамках стандартизации 3GPP, в которой недавно был одобрен и инициирован новый элемент исследования по неназемным сетям (NTN). Ожидается, что системы NTN будут поддерживать услуги 5G в изолированных или удаленных областях, которые не могут обслуживаться или недостаточно обслуживаются наземными сетями, чтобы повысить надежность и непрерывность услуг 5G для M2M и IoT и обеспечить масштабируемость сети 5G. Во время недавних встреч 3GPP RAN исследования первой фазы для NTN были сосредоточены на определении нескольких сценариев, которые можно разделить на категории в зависимости от типа полезной нагрузки спутника, т. Е. Прозрачные или регенеративные. В частности, с одной стороны, когда развертываются прозрачные спутники на геостационарной околоземной орбите (GEO) или низкой околоземной орбите (LEO), спутник работает как ретранслятор радиочастоты, обеспечивая транзитное соединение с узлом NodeB следующего поколения (gNB), расположенным на системном шлюзе (GW); в этом случае спутник, таким образом, работает как радиоблок (RU), в то время как общий удаленный радиоблок (RRU) дополняется модулем основной полосы частот (BU) в GW. С другой стороны, когда рассматривается регенеративная полезная нагрузка, к SatCom могут применяться концепции функционального разделения; в частности, стек протоколов gNB может быть разделен на разные уровни для реализации на борту спутника, работающего как распределенный модуль gNB (gNB - DU), в то время как остальные верхние уровни реализуются на GW в централизованном модуле (gNB -CU). Также оценивается возможность реализации нескольких шлюзов, что требует высокой степени координации и расширенных функций управления мобильностью для обеспечения надлежащей координации на всех уровнях протокола. В соответствии с изложенным выше обсуждением также предусматривается возможность множественной связи между спутниковой и наземной сетями. Интеграция спутниковых и наземных сетей и, в частности, влияние, которое типичные спутниковые ухудшения могут иметь на эфирный интерфейс и протоколы 5G, вызывает необходимость рассмотрения ключевых аспектов, связанных с формами сигналов, сигнализацией и распределением ресурсов по отношению к физическому уровню (PHY), а также возможные модификации процедур верхнего уровня из-за больших задержек и новые бизнес-модели для создания коммерчески жизнеспособных решений для производителей и операторов.

В соответствии с изложенным выше обсуждением также предусматривается возможность множественной связи между спутниковой и наземной сетями. Интеграция спутниковых и наземных сетей и, в частности, влияние, которое типичные спутниковые ухудшения могут иметь на эфирный интерфейс и протоколы 5G, вызывает необходимость рассмотрения ключевых аспектов, связанных с формами сигналов, сигнализацией и распределением ресурсов по отношению к физическому уровню (PHY), а также возможные модификации процедур верхнего уровня из-за больших задержек и новые бизнес-кейсы для создания коммерчески жизнеспособных решений для производителей и операторов.

В соответствии с изложенным выше обсуждением также предусматривается возможность множественной связи между спутниковой и наземной сетями. Интеграция спутниковых и наземных сетей и, в частности, влияние, которое типичные спутниковые ухудшения могут иметь на эфирный интерфейс и протоколы 5G, вызывает необходимость рассмотрения ключевых аспектов, связанных с формами сигналов, сигнализацией и распределением ресурсов по отношению к физическому уровню (PHY), а также возможные модификации процедур верхнего уровня из-за больших задержек и новые бизнес-кейсы для создания коммерчески жизнеспособных решений для производителей и операторов.

Когда рассматриваются спутники LEO, следует отметить, что для обеспечения глобального охвата услугами требуется мега-группировка спутников. Это одна из новых проблем в бизнесе спутниковой связи, и она основана на концепции, согласно которой необходимы сотни низкоорбитальных и, возможно, недорогих спутников для покрытия земного шара или, в любом случае, больших территорий. По данным МСЭ, преодоление цифрового разрыва является краеугольным камнем для достижения целей в области устойчивого развития, поставленных Организацией Объединенных Наций в 2015 году. В этом контексте в настоящее время предложено несколько коммерческих предприятий, которые находятся на ранних стадиях развития с участием глобальных групп небольших компаний. спутники. Примерами являются OneWeb, SpaceX, Telesat и второе поколение O3b. Совместное предприятие OneWeb нацелено на производство недорогих, сверхвысокопроизводительных спутников для обеспечения возможности соединения Long Term Evolution (LTE) на глобальном уровне за счет развертывания примерно 640 спутников LEO, запуск которых в настоящее время ожидается к концу 2019 года. Очевидно, что такие мегагонstellации создают дополнительные проблемы, помимо тех, связанные с технологической осуществимостью, например, воздействие на космический мусор. Это серьезная проблема для космической среды и одна из наиболее исследуемых как в промышленности, так и в академических кругах.

Другая область, вызывающая беспокойство, - это интерференция между созвездиями и между ними и спутниковыми системами GEO. такие мегакозвездия создают дополнительные проблемы, помимо тех, которые связаны с технологической осуществимостью, например, воздействие на космический мусор. Это серьезная проблема для космической среды и одна из наиболее исследуемых как в промышленности, так и в академических кругах. Еще одна проблема, вызывающая беспокойство, - это интерференция между созвездиями и между ними и спутниковыми системами GEO. Такие мегакозвездия создают дополнительные проблемы, помимо тех, которые связаны с технологической осуществимостью, например, воздействие на космический мусор. Это серьезная проблема для космической среды и одна из наиболее исследуемых как в промышленности, так и в академических кругах. Другая область, вызывающая беспокойство, – это интерференция между созвездиями и между ними и спутниковыми системами GEO.

#### Список используемых источников

1. Чернявский Г.М., Бартенев В.А. Орбиты спутников связи. — М.: Связь, 1978.
2. Сомов А.М., Корнев С.Ф. Спутниковые системы связи. — М.: Горячая линия — Телеком, 2012.
3. Ибраимов Р. Р., Давронбеков Д.А., Пулатов Ш.У., Хатамов А.П. Спутниковые системы связи и приложения – М: Учебное пособие, 2018.

#### Сведения об авторах

Пулатов  
Шерзод Ўткирович

Кандидат технических наук, доцент кафедры «Технологий мобильных связей» Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада Ал-Хоразмий [shpulatov@mail.ru](mailto:shpulatov@mail.ru)

Гафуров  
Асрор  
Шораим ўгли

Магистрант 1-курса, лаборант кафедры технологий мобильных связей Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада Ал-Хоразмий, [Gafurov\\_Asror6@mail.ru](mailto:Gafurov_Asror6@mail.ru)

УДК 611.13-07:612.15

**ПУЛЬСОВАЯ ВОЛНА В ИСКРИВЛЕННЫХ СОСУДАХ**

А.И. КУБАРКО, В.Г. ЛЕЩЕНКО, В.А. МАНСУРОВ.

*Белорусский государственный медицинский университет, (Минск, Беларусь)*

**Аннотация.** В работе посредством математического моделирования исследуется влияние радиуса искривления сосуда на скорость распространения пульсовой волны, с использованием вычислительного метода механики сплошной среды – взаимодействие упругой и жидкой среды. Показано, что скорость распространения пульсовой волны увеличивается приблизительно на 7% с увеличением радиуса в диапазоне изменения радиуса 0 -160 мм.

**Ключевые слова:** пульсовая волна, скорость распространения пульсовой волны, искривленный сосуд, численное моделирование, взаимодействие упругой и жидкой среды.

**Конфликт интересов.** Автор (-ы) заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**PULSE WAVE IN CURVED VESSELS**

A.I. KUBARKO, V.G. LESHCHENKO, V.A. MANSUROV

*Belarusian State Medical University (Minsk, Belarus)*

**Abstract.** In this work, with a mathematical modeling, the influence of the radius of curvature of the vessel on the speed of propagation of the pulse wave is considered, using the computational method of a continuous medium mechanics - the Fluid-Structure Interaction (FSI). It is shown that the pulse wave velocity increases by approximately 7% with radius increasing in the range of radius variation 0 -160 mm.

**Keywords:** pulse wave, pulse wave velocity, curved vessel, computer simulation, fluid-structure interaction.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

**Введение**

Скорость распространения пульсовой волны (СПВ) в малых артериальных сосудах может быть использована для оценки состояния их стенок, и, в частности, уплотнения. Однако в силу их ветвления, изменения формы и образования сложных сосудистых сетей, эти измерения оказались более сложными, чем для крупных артериальных сосудов и приводимые в литературе немногочисленные данные результатов этих измерений, как и их интерпретация, оказались противоречивыми.

Пульсовая волна (ПВ) – процесс взаимодействия двух сред: упругой (твердая фаза) и жидкой (жидкая фаза) – является важным фактором, влияющим на процессы циркуляции, которые в настоящее время недостаточно изучены. Следует отметить важные особенности искривленных сосудов, влияющие на процесс распространения пульсовой волны: значительная извилистость и разветвленность; наличие силы Кориолиса; сложность визуального и инструментального наблюдения [1,2].

Движение жидкости в изогнутых трубках не может происходить всюду параллельно искривленной оси, следовательно, должны быть поперечные (вторичные) составляющие скорости. Действительно, частица жидкости, чтобы двигаться по кривой траектории радиуса  $R$  со скоростью  $v$ , должна испытывать действие боковой силы, сообщаящей частице боковое ускорение  $v^2/R$ . Далее, градиент давления, действующий на все жидкие частицы, распределен почти однородно, а вследствие прилипания скорость частиц вблизи стенки много меньше, чем в ядре потока. Поэтому радиус кривизны траектории частицы в центре течения должен быть больше, чем у стенки. Иными словами, жидкость из ядра вытесняется к внешней стороне изгиба, а жидкость у боковой части стенки возвращается к внутренней стороне. Таким образом, порождается вторичное замкнутое течение [3]. Это вторичное течение в свою очередь влияет на распределение продольной скорости, и между ними возникает взаимодействие сложной природы, приводящее к изменению дисперсионных соотношений, что окажет влияние на групповую скорость распространения пульсовой волны. Толчок давления пытается выпрямить изогнутый сосуд, таким образом, возникают дополнительные деформации в радиальном направлении. По стенке сосуда распространяются волны деформации: по наружному радиусу изгиба волна проходит более длительный путь, по более короткому пути волна проходит за короткое время. Это приводит к дисперсии пульсовой волны.

**Цель работы**

Целью данной работы является исследование влияния радиуса искривления сосуда на скорость распространения пульсовой волны посредством математического моделирования.

### Постановка задачи

Начнем с рассмотрения распространения волн давления в прямой упругой трубке постоянного сечения, у которой невозмущенная площадь поперечного сечения и упругие свойства не зависят от продольной координаты  $x$ . Кровь считается невязкой, однородной и несжимаемой жидкостью. Пренебрежение вязкостью основывается на данных о том, что профили скорости в больших артериях примерно плоские, таким образом, влияние вязкости ограничено тонкими пограничными слоями на стенках. Предполагается также, что длины волн всех возмущений, представляющих интерес, велики по сравнению с диаметром трубки, поэтому профиль скорости всегда будет плоским, и движение крови может быть представлено продольной составляющей скорости  $U(x,t)$ , где  $t$  — время.

Обусловленные волной давления радиальные движения стенки сосуда могут также вызывать некоторые ее продольные перемещения, поскольку она подвергается продольному растяжению или сжатию, но такие перемещения имеют второстепенное значение, и их влияние на распространение волны пренебрежимо мало. Кроме того, можно представить себе волны совсем другого рода, когда колебательные перемещения стенки исходно являются продольными и, благодаря вязкости, вызывают продольные движения жидкости в пограничном слое, преодолевая ее инерцию. Однако физиологические доказательства существования таких волн отсутствуют.

Скорость распространения волны ( $c$ ) связана с растяжимостью сосуда:

$$c = 1/\sqrt{\rho D}, \quad (1)$$

где  $D = 1/S \cdot \Delta S/\Delta p$  — растяжимость сосуда,  $S$  — площадь поперечного сечения,  $p$  — давление внутри сосуда.

Вывод этой формулы опирается на два основных принципа — закон сохранения массы и второй закон Ньютона (сила = масса  $\times$  ускорение). Предполагается, что жидкость находится в бесконечно длинной растяжимой трубке, диаметр которой не изменяется, пока к ней не прикладываются возмущения, подобные пульсовому колебанию давления. Если  $D$  уменьшается, то  $c$  увеличивается и наоборот. Т. е. по более жесткой артерии волна распространяется быстрее [3].

### Взаимодействие упругой области с жидкой средой.

Чтобы изучить взаимодействие между жидкостью и упругой структурой необходимо использовать метод Эйлера-Лагранжа (ALE). При создании математической модели физических процессов удобно записать уравнения для одного физического явления, используя формализм Эйлера, а уравнения для другого явления — в формализме Лагранжа. Такой подход и называется методом ALE. В рамках этого метода уравнения решаются в третьей системе координат, которая не совпадает ни с пространственной, ни с материальными областями.

При расчете перемещений в упругих областях используются уравнения механики Лагранжа. При этом связь между координатами в пространственной и материальной области задается, как и раньше, перемещением. В методе ALE используются дополнительные уравнения, которые позволяют изменять положение и форму сеточных элементов в близлежащих областях пространства. Благодаря этому можно описать, как механическая деформация меняет положение и форму границ областей, в которых решаются уравнения в формулировке Эйлера.

На границах, разделяющих области, в которых используются формализмы Лагранжа и Эйлера, в качестве граничного условия для дополнительных уравнений используется условие равенства перемещений в пространственном фрейме (которые определяются перемещениями узлов сетки) и механических перемещений пространственного фрейма относительно материального фрейма.

Течение жидкости описывается уравнениями Навье-Стокса, которые дают решение для поля скоростей  $u_{\text{fluid}}$ . Полная сила, действующая на твердую границу со стороны жидкости, является отрицатель-

ной силой реакции на жидкость. В данном случае необходимо решать две связанные задачи – гидродинамическую (движение жидкости) и механическую (деформация стенок сосуда) [4,5]. Действительно, течение жидкости может деформировать стенку, поэтому чтобы рассчитать профиль течения в непрерывно деформируемой геометрии необходимо использовать метод Лагранжа-Эйлера. Этот метод использует динамику деформируемой геометрии перемещающихся границ сред с помощью движущейся сетки (*moving mesh*). При этом вычисляются новые координаты сетки в области сосуда на основе движения границ сред.

Формулировка механики твердого тела поддерживает геометрическую нелинейность (большие деформации). Пространственный каркас также деформируется с деформацией сетки, которая равна смещениям  $u_{solid}$  твердого тела внутри твердых областей. Сетка может свободно перемещаться внутри жидких областей и приспособляется к движению твердых стенок. Это геометрическое изменение жидкой области автоматически учитывается с помощью метода ALE.

## Геометрия

Модельный сосуд (рис. 1.a) состоит из 3 частей. 1 и 3 прямые трубки, 2 часть искривленная трубка с радиусом кривизны  $R$  и длиной  $L1$ . Радиус кривизны – переменный параметр, который изменялся от 25 мм до 125 мм, с шагом 25 мм. 1 участок предназначен для стабилизации течения и имеет внутренний радиус  $r$  (такой же, как искривленный участок), 2 участок создает гидравлическое сопротивление посредством уменьшения внутреннего радиуса до  $r/6$ . Точки контроля внутреннего давления в сосуде находятся в координатах  $0, r, 0$  (1 точка) и  $x2, y2, 0$  (2 точка). Значения находятся в таблице 1.

Таблица 1. Параметры геометрической модели

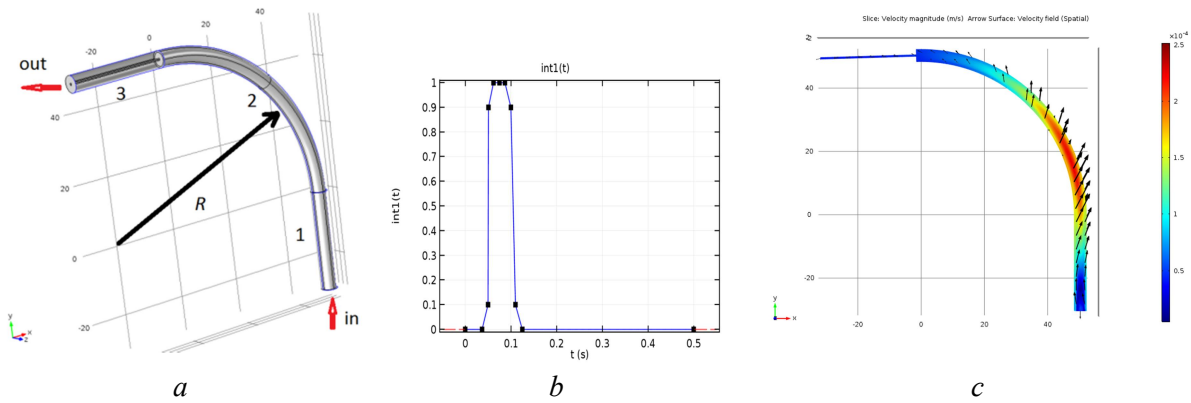
Table 1. Geometry model parameters

Обозначение Name	Выражение Expression	Описание Description
<b>r</b>	<b>2[mm]</b>	Внутренний радиус
<b>hw</b>	<b>0.5[mm]</b>	Толщина стенки сосуда
<b>L1</b>	<b>80[mm]</b>	Длина искривленного участка
<b>fi1</b>	<b><math>L1 \cdot 180[\text{deg}] / (\pi \cdot R)</math></b>	Дуга искривления
<b>x2</b>	<b><math>R \cdot \cos(fi1)</math></b>	X координата контрольной точки 2
<b>y2</b>	<b><math>R \cdot \sin(fi1)</math></b>	Y координата контрольной точки 2
<b>Ld</b>	<b>30[mm]</b>	Длина прямых участков

## Граничные и начальные условия

На входе модельного сосуда задается короткий импульс массового потока  $Q_m$ , равный  $10^{-5} [\text{kg/s}] \cdot \text{int1}(t)$  (смотри рис 1.b) и длительностью 70 ms, на выходе модельного сосуда - давление постоянно и равно нулю для любого момента времени. Внешние границы свободные – могут перемещаться во всех направлениях. В начальный момент времени жидкость покоится, и сплошная среда не имеет напряжений. На границе раздела жидкости и упругой среды выполняются условия прилипания. На границе раздела участков модельного сосуда предполагаются слабо отражающие граничные условия (волны S и P типа).

Механические свойства элементов модельного сосуда, сплошная среда: модуль Юнга  $E = 10^3 \text{ Pa}$ ; коэффициент Пуассона  $\nu = 0.43$ ; плотность  $\rho_s = 1000 \text{ kg/m}^3$ , жидкая среда: плотность  $\rho_f = 1000 \text{ kg/m}^3$ ; динамическая вязкость  $\mu = 0.005 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ .



**Рис. 1.** *a* – геометрия модельного сосуда; *b* – безразмерный импульс массового потока на входе в модельный сосуд; *c* - поле скоростей движения жидкости в плоскости XY, стрелки показывают векторы скоростей жидкости в 3D, для момента времени  $t = 200$  ms.

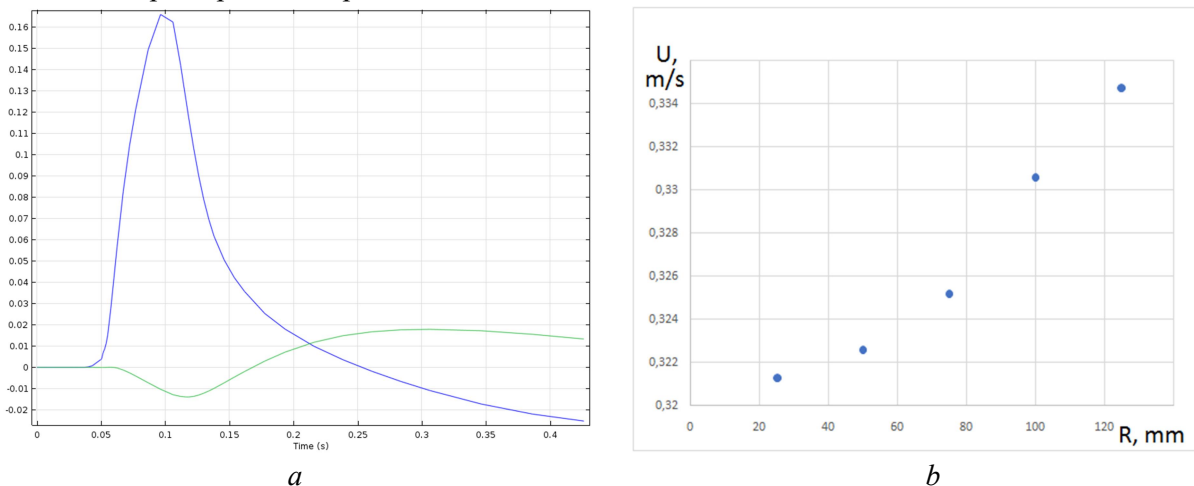
**Fig. 1.** *a* – model vessel geometry; *b* – dimensionless mass flow pulse at the inlet of the model vessel; *c* - fluid velocity field in the XY plane, arrows show the fluid velocity vectors in 3D, for the moment of time  $t = 200$  ms.

**Результаты и их обсуждение**

Моделирование процесса распространения пульсовой волны осуществлялось методом конечных элементов с использованием вычислительного метода механики сплошной среды – взаимодействие упругой и жидкой среды (*Fluid-Structure Interaction - FSI*). Скорость движения жидкости показана на рис. 1.*c*.

При моделировании фиксировалось давление в 2 точках в центре модельного сосуда и на расстоянии 10 мм от входа и выхода, таким образом, расстояния между этими точками составит 110 мм. Изменение во времени давления в этих точках показано на рис. 2*a*.

Если максимум давления на входе всегда приходится на одно и тоже время, то максимум давления на выходе приходится на время, зависимое от радиуса искривления. То есть импульс давления проходит определенное расстояние за разный промежуток времени. Это обстоятельство позволяет вычислить скорость распространения пульсовой волны (см. рис. 2.*b*). Скорость распространения пульсовой волны, рассчитанная по формуле (1) с учетом коэффициента Пуассона, дает результат 0,34 м/с, что весьма близко к результату, который дает численная математическая модель. Это свидетельствует о том, что вычислительный алгоритм работает правильно.



**Рис. 2.** *a* – давление на входе и выходе модельного сосуда  $R = 100$  мм; *b* – зависимость скорости распространения пульсовой волны от радиуса кривизны  $R$ .

**Fig. 2.** *a* – pressure at the inlet and outlet of the model vessel,  $R = 100$  mm; *b* – dependence of the pulse wave velocity on the radius of curvature  $R$ .



Зависимость изменения скорости пульсовой волны (рис. 2.б) от радиуса искривления можно тем что, движение жидкости в изогнутых трубках не может происходить всюду параллельно искривленной оси, и должны быть поперечные (вторичные) составляющие скорости, которые оказывают дополнительное давление на стенку сосуда и изменяют скорость движения возмущенной стенки сосуда.

#### Заключение

В данной работе проведено численное исследование влияния радиуса искривления сосуда на скорость распространения пульсовой волны посредством метода взаимодействия упругой и жидкой среды. Показано, что скорость распространения пульсовой волны в искривленных сосудах изменяется при изменении радиуса искривления. Скорость распространения пульсовой волны увеличивается примерно на 7% при увеличении радиуса искривления в диапазоне 0 -160 мм.

#### Список литературы

1. N.A Shirwany Arterial stiffness: a brief review / Shirwany N.A., Zou M-hui. //Acta Pharmacologica Sinica. 2010.- vol. 31. pp. 1267–1276.
2. М. Е. Сафар. Disturbance of macro- and microcirculation: relations with pulse pressure and cardiac organ damage / Safar M. E., Lacolley P. // Am J Physiol. Heart Circ Physiol. 2007.- vol. 293. pp. H1–H.
3. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. М.: Мир, 1981. — 624 с.
4. G. A. Holzapfel, Biomechanics of soft tissue / in The Handbook of Materials Behavior Models, (2001), Vol. 3, pp. 1049–1063.
5. F.G. Simsek Investigation of material modeling in fluid–structure interaction analysis of an idealized three-layered abdominal aorta: aneurysm initiation and fully developed aneurysms / Simsek F.G., Kwon Y.W. // J Biol Phys. 2015. Vol. 41 pp. 173–201.

#### References

1. N.A Shirwany Arterial stiffness: a brief review / Shirwany N.A., Zou M-hui. //Acta Pharmacologica Sinica. 2010.- vol. 31. pp. 1267–1276.
2. М. Е. Сафар. Disturbance of macro- and microcirculation: relations with pulse pressure and cardiac organ damage / Safar M. E., Lacolley P. // Am J Physiol. Heart Circ Physiol. 2007.- vol. 293. pp. H1–H.
3. Karo K., Pedli T., Shroter R., Sid U. Mekhanika krovoobrashcheniya. M.: Mir, 1981. — 624 s.
4. G. A. Holzapfel, Biomechanics of soft tissue / in The Handbook of Materials Behavior Models, (2001), Vol. 3, pp. 1049–1063.
5. F.G. Simsek Investigation of material modeling in fluid–structure interaction analysis of an idealized three-layered abdominal aorta: aneurysm initiation and fully developed aneurysms / Simsek F.G., Kwon Y.W. // J Biol Phys. 2015. Vol. 41 pp. 173–201.

#### Вклад авторов

Кубарко А.И. – 1/3, Лещенко В.Г. – 1/3, Мансуров В.А. – 1/3.

#### Authors contribution

Kubarko A.I. – 1/3, Leshchenko V.G. – 1/3, Mansurov V.A. – 1/3.

#### Сведения об авторах

Кубарко А.И., д.м.н, профессор, БГМУ.

Лещенко В.Г., к.ф.-м.н., доцент, БГМУ

Мансуров В.А., к.т.н. доцент, БГМУ.

#### Information about the authors

Kubarko A.I., Doctor of Medical Sciences, Professor, BSMU.

Leshchenko V.G., Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor, BSMU

Mansurov V.A., Ph.D. associate professor, BSMU.

#### Адрес для корреспонденции

22060, Беларусь, Минск, ул. Ак. Федорова, д. 5, кв. 3.

Белорусский государственный медицинский университет.

Тел. + 375 33 6331157

e-mail: [mansurov@tut.by](mailto:mansurov@tut.by)

Мансуров Валерий Анатольевич

#### Address for correspondence

22060, Belarus, Minsk, Ak. Fedorova, st. 5, ap. 3.

Belarusian State Medical University.

tel. + 375 33 6331157;

e-mail: [mansurov@tut.by](mailto:mansurov@tut.by)

Mansurov Valery Anatolievich

УДК 004.93.1

**КЛАССИФИКАЦИЯ ЛЕЙКОЦИТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СВЕРТОЧНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ С НИЗКИМ РАЗРЕШЕНИЕМ**

РАЦКЕВИЧ Д.Г., ДИК С.К.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники**Ул. П. Бровки, 6, Минск, 220013, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Традиционные методы классификации часто не могут обрабатывать исходные изображения непосредственно. В задачах классификации предпочтительнее использовать автоматические методы, которые могут извлекать функции непосредственно из исходных данных. Эти обучаемые автоматические системы решают проблемы классификации без предварительных знаний данных. В данной работе были рассмотрены три классификатора: метод опорных векторов, метод опорных векторов с уменьшением размерности и свёрточная нейронная сеть. Предложенные классификаторы сравнивались с помощью экспериментов, проведенных на цитологических изображениях низкого разрешения мазков нормальной крови. Наилучшие результаты были получены с помощью свёрточной нейронной сети со скоростью распознавания, либо более высокими, либо сопоставимыми с классификаторами на основе метода опорных векторов для всех пяти типов лейкоцитов.

**Ключевые слова:** Классификация лейкоцитов, свёрточные нейронные сети, метод опорных векторов.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Для цитирования.** Рацкевич Д.Г., Дик С.К. Классификация лейкоцитов с использованием свёрточных нейронных сетей для изображений с низким разрешением. Доклады БГУИР. 20\*\*; \*\*(\*): \*\*\*-\*\*\*.

**CLASSIFICATION OF LEUKOCYTES USING CONVOLUTION NEURAL NETWORKS FOR LOW RESOLUTION IMAGES**

Ratskevich D.G., Dick S.K.

*Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics.**P. Brovki street 6, 220013 Minsk Republic of Belarus.*

**Abstract.** Traditional classification methods often cannot process images directly. In classification tasks, it is preferable to use automatic methods that can extract functions directly from raw data. These trainable automatic systems solve classification problems without prior knowledge of the data. Three classifiers have been considered in this paper: Support Vector Machine with Principal Component Analysis, Support Vector Machine without dimensional reduction, and the Convolutional Neural Network. The proposed classifiers were compared using experiments carried out on low resolution cytological images of normal blood samples. The best results were obtained using a convolution neural network with recognition rates either higher or comparable with classifiers based on the method of reference vectors for all five types of leukocytes.

**Keywords:** *WBC classification, convolutional neural network, support vector machine.*

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**For citation.** Ratskevich D.G., Dick S.K. Classification of leukocytes using convolution neural networks for low resolution images. Doklady BGUIR. 20\*\*; \*\*(\*): \*\*\*-\*\*\*.

**Введение**

Классификация лейкоцитов является важным шагом, так как она может помочь гематологам в диагностике некоторых заболеваний крови, таких как лейкемия, иммунологические расстройства и некоторые виды рака. Процедура анализа может быть выполнена с помощью автоматического и ручного подходов к подсчету и классификации лейкоцитов. Ручная классификация лейкоцитов сопряжена со многими трудностями медицинского характера, в том числе с ошибками в точности результатов из-за ошибок выборки и статистических вероятностей, а также с низкой чувствительностью, специфичностью и прогностическими значениями [1]. Кроме того, некоторые автоматические подходы в лабораториях используют такие инструменты, как проточная цитометрия и автоматическая счетная машина для обнаружения и классификации лейкоцитов. Эти приборы не используют методы обработки изображений, и они могут рассчитывать и классифицировать лейкоциты количественно, а не качественно [2]. Поэтому необходимо разработать автоматическую систему, включающую в себя обработку изображений, обработку сигналов, распознавание образов или методы глубокого изучения, чтобы обеспечить качественную и количественную оценку, точные результаты и быструю обработку. Автоматическая классификация лейкоцитов состоит из шести этапов: получение изображения; пред-

варительная обработка изображения; сегментация; выделение и представление признаков; классификация ячеек; процесс оценки.

### Теоретический анализ

Основными типами лейкоцитов являются: Гранулоциты, моноциты и лимфоциты. Из этих типов разработано семь подтипов. Гранулоциты могут быть классифицированы на нейтрофилы, базофилы или эозинофилы. Моноциты можно классифицировать в макрофаги или дендритные клетки, а лимфоциты – в В-лимфоциты или Т-лимфоциты [1,2].

Лейкоциты получают из костного мозга и находят в крови и лимфатической системе. Лейкоцит имеет ядро, которое часто большое и лоббированное, и это помогает отличить Лейкоцит от других клеток крови. Каждая структура лейкоцита состоит из ядра, цитоплазмы и клеточной стенки [1].

Ядра лейкоцитов имеют различные формы, текстуру и размеры и могут представлять одну или несколько долей в зависимости от реакции их специфических гранул с процессом окрашивания. Наиболее полезной информацией о форме, размере и текстуре для сегментации и классификации клеток являются ядра лейкоцитов [2]. Чтобы дать краткий обзор и перспективу, особенности и функции типов и подтипов лейкоцитов, а также информацию о форме ядер лейкоциты классифицируются следующим образом:

1) Гранулоциты – это фагоциты, обладающие способностью поглощать вирусы, бактерии и другие паразиты. В их цитоплазме имеются видимые гранулы или зерна, а также крупные вытянутые или лопастные ядра. Диаметр клетки составляет 12–20 мкм, и их нуклеолы не видны. Они составляют приблизительно 60% лейкоцитов. Подтипы гранулоцитов: нейтрофил, базофил и эозинофил [5]. Нейтрофилы являются частью врожденной иммунной системы и необходимой линией защиты от бактерий. Форма ядра напоминает скрученный стержень до сегментации. Они также известны как "полосовые нейтрофилы". Диаметр обычно находится в диапазоне 10–18 мкм. Цитоплазма умеренная или обильная с несколькими неспецифическими гранулами. Нейтрофилы составляют приблизительно 1%–3% периферических лейкоцитов. Диаметр сегментированной нейтрофильной клетки обычно колеблется в пределах 9–16 мкм. Они имеют многолопастное ядро (обычно три или четыре), и эти доли могут перекрываться или скручиваться [6]. Количество долей может увеличиваться в зависимости от возраста клетки. Например, гиперсегментированная нейтрофильная клетка имеет семь долей в зрелой стадии. Внутриклеточные гранулы видны в цитоплазме [5]. Базофилы выделяют антикоагулянтные вещества и антитела, способные бороться с реакциями гиперчувствительности в кровотоке. Они являются мельчайшими циркулирующими гранулоцитами. Базофильные гранулы в этой клетке большие и очень многочисленные, поэтому они часто маскируют ядро. Ядро часто бывает двустворчатым или несегментированным и редко разделяется на три или четыре доли. Средний диаметр колеблется в пределах примерно 10–15 мкм. Эозинофилы обладают способностью выделять из гранул токсины, убивающие патогенных микроорганизмов, таких как паразиты и черви. Они легко распознаются в окрашенных мазках по своим крупным гранулам. Ядро эозинофила часто имеет две доли, соединенные между собой полосой ядерного материала. Диаметр обычно колеблется в пределах 9–15 мкм. Они находятся между 1%–4% периферическими лейкоцитами [2, 5].

2) Моноциты стимулируют клетки остеокластов, способные растворять кость. Они являются самым крупным типом лейкоцитов. Их средний диаметр колеблется в пределах 10–30 мкм и часто называют мусорными клетками или фагоцитами. Они содержат только одно ядро, которое редко или почти не лопается. Форма ядра в моноцитах часто имеет форму изгиба (подкова) или почки (реновидная форма). Из моноцитных клеток могут развиваться два типа клеток: макрофаги и дендритные клетки [5]. Макрофаги – это фагоцитарные клетки, которые питаются любым типом мертвой клетки в организме. Они крупнее и живут дольше, чем нейтрофилы, и имеют крупное одиночное ядро, часто почечной формы. Они также способны действовать как антигенпрезентирующие клетки. Дендритные клетки способствуют развитию антигенного иммунитета. Форма ядра мала и имеет округлую форму, которая по мере созревания клетки превращается в большое ядро с неправильной звездооб-

разной формой и цитоплазматическими выступами (дендритами) [7].

3) Лимфоциты описываются в соответствии с размером и зернистостью цитоплазмы и могут иметь маленькое или большое ядро в зависимости от стадии созревания. Малые лимфоциты хорошо известны, а диаметр малого ядра колеблется в пределах 6–9 мкм, тогда как диаметр большого ядра составляет примерно 10–15 мкм. В нем содержится только одно ядро, которое редко или едва лепестковое [6,7]. Форма ядра слегка овальная или округлая и окрашена в темный цвет. Патологоанатомы не могут легко различить Т-клетки и В-клетки с помощью традиционных световых или электронных микроскопов. Они всегда используют оптический микроскоп для различения между ними. В В-лимфоцитах (В-клетках) вырабатываются антитела и белки, которые соединяются с инфицированными микробами или клетками организма и дифференцируются в плазматическую клетку на незрелой стадии. Они производятся в костном мозге. Они имеют овальные ядра. Они имеют низкий размер фрактала и гладкую поверхность клетки. Патологи инкубировали слайды с пятном Гимзы. Т-лимфоциты (Т-клетки) вырабатывают белки, называемые цитокинами, которые помогают направить ответ других клеток. У них есть круглые ядра и морщинистая поверхность клеток. Они окрашены в темно-синий цвет [6, 7].

Шаги, связанные с автоматической классификацией лейкоцитов, следующие:

1) Сбор изображений – первый процесс автоматизированной классификации. Важно знать, как входные изображения лейкоцитов берутся из образцов мазка периферийной крови на предметных стеклах микроскопа. Эти изображения получают, помещая слайды под составной или оптический микроскоп под освещением с высоким увеличением и записывая их цифровой камерой. Анализ под микроскопом начинается с меньшего увеличения 10x до 1000x. Качественные цифровые камеры фиксируют изображения для демонстрации, улучшения и наблюдения за клетками крови. Некоторые цифровые камеры могут использоваться независимо от самого микроскопа. Изображения сохраняются на внутренних картах памяти и загружаются на компьютер в виде 24-битной карты (bmp), изображения или видео совместной фотографической группы экспертов (jpeg). Другие коммерческие камеры не могут быть оптически подключены к микроскопу без дополнительной оптики. Как правило, результаты неудовлетворительны. Зеркальные камеры могут быть подключены оптически к микроскопам с помощью адаптеров SLR, которые доступны на большинстве микроскопов и изображения загружаются автоматически на компьютер [6]. Микроскопические изображения клеток получаются после процесса окрашивания, в результате которого ядра клеток и цитоплазма клетки окрашиваются в разные цвета, а фон изображения крови (плазмы). Лейкоцитарное окрашивание является методом, используемым для увеличения контрастности за счет изменения цвета некоторых частей структуры клетки, чтобы обеспечить более четкое представление о структуре клетки. Существуют различные микроскопические пятна, которые могут быть использованы, и он известен как "пятна Романовского". В пятне Романовского используется раствор метиленового синего для выявления малярийных паразитов в крови [1]. Этими типами пятен являются: пятна Дженнера, Нохта, Лейшмана, Гимзы, Райта и Лейшмана. Типы, используемые для окрашивания лейкоцитов: пятно Гимзы, пятно Райта, пятно Райта-Гимзы и пятно Лейшмана. Они точно сформулированы, оптимально и предсказуемо действуют при использовании ручного или автоматического окрашивания. Большинство из них окрашивают ядра в темно-фиолетовый или розовый цвет [6]. Пятна могут также обнаруживать гранулы, присутствующие в цитоплазме некоторых лейкоцитах. Процесс окрашивания дает достаточный контраст для сегментации, подсчета и классификации отдельных клеток. Изображения затем захватываются разными цифровыми камерами с разным разрешением.

2) Предварительная обработка или улучшение изображения – это улучшение данных изображения, которое подавляет нежелательные искажения, устраняет шумы или улучшает некоторые особенности изображения, важные для дальнейших исследований в процессах сегментации и классификации. Этап предварительной обработки также включает в себя геометрические преобразования изображений, такие как поворот, масштабирование и трансляция [8].

3) Процесс сегментации обнаруживает лейкоциты и их ядра и цитоплазму, и отличает их от эритроцитов, фона и плазмы изображения мазка периферической крови с помощью обработки изображений и методов обработки сигналов. Эти методы основаны на форме, цвете, краях или геометрии для сегментации. На сегодняшний день было предложено несколько методов и в сочетании с другими методами для обнаружения и сегментации лейкоцитов. К ним относятся методы порогового значения [9], морфологические операторы и анализ пространства масштаба [10], определение краев и границ [6] и метод установки уровня с помощью геометрических активных контуров [4]. Некоторые существующие методы включают цветовое пространство, такое как RGB, CMYK и HSV с пороговым значением Оцу [2], и цветовую полосу с пороговой процедурой в [8].

4) Представление выделения признаков является важным шагом в классификации лейкоцитов. Извлекаемые элементы включают геометрические особенности, такие как площадь, радиус, периметр, выпуклая область, длина основной оси, компактность и ориентация; текстурные элементы, такие как импульс, контраст, энтропия и асимметрия; и цветовые элементы, такие как цветовое распределение и гистограмма.

5) Процесс классификации отличает тип лейкоцита. Этот процесс может позволить оценить и диагностировать многие заболевания. Для классификации лейкоцитов использовались различные современные методы машинного обучения, такие как случайный лес, метод опорных векторов (SVM) и глубокое обучение (DL), включая искусственные нейронные сети (ANN), многослойные перцептроны (MLP) и гиперпрямоугольные композитные нейронные сети (HCNN) [14] и другие методы.

6) Процесс оценки является важным этапом в процессе классификации. Классификация оценивается с использованием числовой метрики, такой как точность, или графического представления производительности, такой как кривая эксплуатационных характеристик приемника (ROC). Точность является наиболее популярной мерой измерения производительности и представляет собой долю от общего числа классов прогнозирования, которые правильно классифицированы, и сравнивается с фактическим классом. Эти прогнозы вычисляются для создания матрицы путаницы: Истинные положительные результаты (TP) - выборки, которые были правильно классифицированы как положительные; истинные отрицательные результаты (TN) - выборки, которые были правильно классифицированы как отрицательные; ложные положительные результаты (FP) - выборки, которые были неправильно классифицированы как положительные; и ложные отрицательные результаты (FN) - выборки, которые были неправильно классифицированы как отрицательные. Эти параметры можно получить, используя протокол тестирования и обучения, основанный на методе удержания, перекрестной валидации [9].

### Методика

Изображения лейкоцитов имеют низкое разрешение (28x28 пикселей) и небольшие размеры, где тонкая внутренняя структура едва заметна. В данном исследовании применим классификатор на основе метода опорных векторов. Данный метод широко используется в связи с его способностью работать с объемными данными и эффективностью при моделировании различных источников данных. В методе опорных векторов построена максимальная граница, разделяющая гиперплоскость в высокоразмерном пространстве признаков. Нелинейное отображение ядра во входном пространстве позволяет построить границы решений, которые являются нелинейными во входном пространстве. Типичными функциями ядра, используемыми в приложениях, являются радиальные базисные функции (РБФ), сигмоидальные и полиномиальные ядра. В методе опорных векторов используется жесткое или мягкое поле (последнее позволяет классификатору неправильно классифицировать некоторые точки). Метод опорных векторов предназначен для решения двуклассных задач

Параметры ядра оказывают непосредственное влияние на границу решения метода опорных векторов [7]. В текущем исследовании использовалось полиномиальное ядро наименьшей степени, т.е. линейное ядро (полином с  $D = 1$ ). Полиномиальные ядра приводят к переполнению высокоразмерной задачи с большим количеством интенсивностей и особенностей гистограммы с небольшим

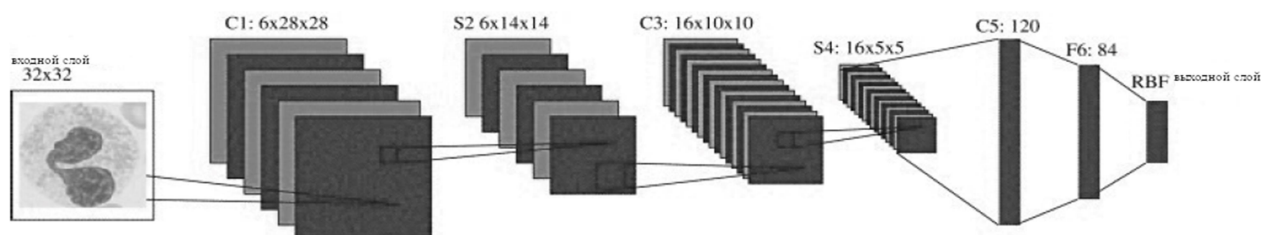
набором входных данных (по 28 выборок для каждого из пяти классов WBC) [16].

В данном исследовании использовался метод опорных векторов с линейной функцией полиномиального ядра, софт-маржинальную и однодоменную (1AA) стратегию с 5-кратной валидацией, использующую особенности интенсивности и гистограммы, а также особенности, генерируемые методом главных компонент. Для оптимизации параметров набор данных далее делится на два подмножества, состоящих из 85% выборок для обучения, а остальные 15% – для настройки и тестирования.

С учетом небольшого набора данных по обучению и настройке, состоящего из пяти основных классов, каждый из которых включает 28 выборок (всего  $5 \cdot 28 = 140$  выборок). Каждая выборка описывается 896-мерным характерным вектором ( $28 \cdot 28$  (значения интенсивности) +  $4 \cdot 28$  (среднее, стандартное отклонение, асимметрия, вычисляется по 28 столбцам изображения шириной в один пиксель)).

Так же в работе применялись свёрточные нейронные сети (СНН) для автоматического извлечения признаков из изображений лейкоцитов, подлежащих классификации. Исследовались свёрточные нейронные сети [5], которые чувствительны к топологии классифицируемых изображений. Свёрточная нейронная сеть представляет собой многослойный перцептрон со специальной топологией, содержащей более одного скрытого слоя. Она допускает автоматическое выделение признаков в своей архитектуре в качестве исходных данных. СНН используется для распознавания объектов [10] и рукописных символов [8, 9]. СНН использует метод обратной связи для подачи нейронов и обратного распространения для обучения параметрам. Основным преимуществом СНН является способность автоматически извлекать топологические свойства из необработанного серого изображения и генерировать предсказания для классификации высокоразмерных шаблонов. СНН состоит из двух отдельных частей. Первая часть состоит из нескольких слоев, которые извлекают свойства из входного изображения композицией из слоев свертывания и субдискретизации. Концептуально, визуальные особенности из локальных рецептивных полей [8] извлекаются методом расширенной двумерной свертки для получения соответствующей пространственно-локальной корреляции, присутствующей во входных изображениях. Так как точное местоположение извлекаемого объекта является несущественным и несущественным, уменьшение разрешения на два объекта происходит через слои субдискретизации. Вторая отдельная часть классифицирует шаблон по классам. В общем случае СНН состоит из трех различных слоев: слоя свертки, слоя субдискретизации (макс-дискретизации) и ансамбля полностью связанных слоев.

В исследовании применялась СНН с архитектурой LeNet5 [10] (рисунок 1). В первых слоях (свойствах экстракторов) над изображением накладываются свёрточные фильтры в окне пикселей  $5 \times 5$ . Настоятельно рекомендуется добавлять по два пустых пикселя в каждом из четырех направлений, чтобы избежать пропуска реальных данных на каждой границе при вычислениях сверток. Количество альтернативных трех основных слоев зависит от входной базы данных и может варьироваться между различными входными размерами для получения лучшей производительности и уверенности. В данной работе используется LeNet5 с восемью слоями (включая первый слой в качестве входного изображения в градациях серого, а также выходной слой). Каждый свёрточный слой (С-слой) имеет различные карты характеристик,  $C_1$  состоит из 6 единиц,  $C_3$  – из 16,  $C_5$  – из 120. Также из-за размера окон свертки  $5 \times 5$  и входного размера  $28 \times 28$ , размер каждого слоя свертки определяется, как показано на рисунке 1:  $C_1$  –  $28 \times 28$ ,  $C_3$  –  $10 \times 10$ , а  $C_5$  –  $1 \times 1$ , один нейрон.



**Рис. 1.** Структура сети LeNet-5 для изображения размером 28x28

**Fig.1.** LeNet-5 network structure for 28x28 image size

### Результаты и их обсуждение

Ниже представлены результаты классификации лейкоцитов, полученные в результате применения предложенных подходов на существующей базе данных (115 образцов обучения и 25 тестовых) с использованием трех типов классификаторов: Метод опорных векторов с интенсивностью и особенностями гистограммы, метод опорных векторов с методом главных компонент и свёрточные нейронные сети. Матрицы ошибок и коэффициенты ошибок приведены в таблицах 1–3:

**Таблица 1.** Матрица ошибок для свёрточной нейронной сети

**Table 1.** Confusion matrix for the convolution neural network

	Базофил Basophil	Эозинофил Eosinophil	Лимфоцит Lymphocyte	Моноцит Monocyte	Нейтрофил Neutrophil
Базофил Basophil	0.625	0.125	0.250	0	0
Эозинофил Eosinophils	0	0.95	0.05	0	0
Лимфоцит Lymphocyte	0.125	0	0.875	0	0
Моноцит Monocyte	0	0	0	0.80	0.20
Нейтрофил Neutrophil	0	0	0	0.015	0.985

**Таблица 2.** Матрица ошибок для метода опорных векторов с применение метода главных компонент

**Table 2.** Confusion matrix for the support vector machine with application of the principal component analysis

	Базофил Basophil	Эозинофил Eosinophil	Лимфоцит Lymphocyte	Моноцит Monocyte	Нейтрофил Neutrophil
Базофил Basophil	0.60	0	0.30	0.10	0
Эозинофил Eosinophil	0	1.0	0.	0	0
Лимфоцит Lymphocyte	0.30	0.10	0.60	0	0
Моноцит Monocyte	0	0	0.20	0.80	0
Нейтрофил Neutrophil	0.10	0	0.20	0	0.70

**Таблица 3.** Матрица ошибок для метода опорных векторов без снижения размерности

**Table 3.** Confusion matrix for the support vector machine without dimension reduction

	Базофил Basophil	Эозинофил Eosinophil	Лимфоцит Lymphocyte	Моноцит Monocyte	Нейтрофил Neutrophil
Базофил	0.30	0	0.70	0	0

Basophil					
Эозинофил Eosinophil	0	1.0	0	0	0
Лимфоцит Lymphocyte	0.40	0.10	0.50	0	0
Моноцит Monocyte	0.20	0	0	0.80	0
Нейтрофил Neutrophil	0	0	0.10	0.20	0.70

В таблицах приведены матрицы ошибок для тестирования изображений лейкоцитов. В частности, для нормальных лейкоцитов, используя СНН, 85% известных лейкоцитов были классифицированы как таковые, при этом этот коэффициент классификации уменьшился до 74% для метода опорных векторов с применением метода главных компонент, и до 66% для метода опорных векторов без снижения размерности. Таким образом, основываясь на матрицах ошибок с пятью классами, предлагаемый классификатор СНН намного надежнее и точнее даже при наличии сходства между классами (особенно между Базофилом и Лимфоцитом) в этой сложной базе данных, что дает приемлемую точность при сравнении с методом опорных векторов.

СНН дает ложноположительную оценку в 14%, т.е. доля отрицательных выборок, неправильно классифицированных как положительные, при этом эта частотность увеличивается до 23% для метода опорных векторов с применением метода главных компонент, а затем до 31% для метода опорных векторов без снижения размерности. Ложноположительная оценка СНН также меньше, чем ложноположительная оценка метода опорных векторов с применением метода главных компонент, и это еще раз подтверждает эффективность автоматического извлечения элементов СНН.

Классификатор СНН обладает наилучшей точностью, оптимизируя топологические характеристики в сложной базе данных, содержащей малое количество изображений без ограничений по условиям фона или захвата. Еще одним преимуществом СНН является автоматическое извлечение функций, в то время как в большинстве других классификаторов эти функции выбираются разработчиком.

### Заключение

Целью исследования является разработка надежной автоматической системы подсчета клеток лейкоцитов. В этом контексте мы рассмотрели новый подход автоматической функции извлечения и классификация лейкоцитов с использованием сверточной нейронной сети. Для проверки эффективности СНН было проведено сравнение с более широко используемым классификатором на базе метода опорных векторов со стандартными характеристиками (с сокращением размерности и без). Как показывают матрицы ошибок даже в случае некачественных образцов (грязные изображения, маленькие и выцветшие клетки) более точным является классификатор, основанный на СНН а не классификатор, основанный на методе опорных векторов.

Результаты экспериментов показывают, что система, основанная на СНН, предлагает усовершенствованную точность распознавания даже при наличии некачественных образцов. Ожидается, что точность классификации будет еще выше при увеличении набора данных (особенно, чтобы избежать путаницы между базофилами и лимфоцитами в виду того что их формы очень похожи при небольшом увеличении изображения), а также путем оптимизации структуры СНН для достижения более высокой производительности. в обучении и тестировании.

### Список литературы

1. Ben-Hur, A., Weston, J.: A user's guide to support vector machines. In: Carugo, O., Eisenhaber, F. (eds.) Data Mining Techniques for the Life Sciences. Methods in Molecular Biology 2010 – vol. 609, pp. 223–239. Humana Press.
2. Breiman, L.: Random forests. Machine Learning 45(1), 2001 – 5–32.



3. Chan, H., Li-Jun, J., Jiang, B.: Wavelet transform and morphology image segmentation algorithm for blood cell. In: 4th IEEE International Conference on Industrial Electronics and Applications, Xi'an, China, May 25-28 2009 – pp. 542–545.
4. Comaniciu, D., Meer, P.: Cell image segmentation for diagnostic pathology. In: *Advanced Algorithmic Approaches to Medical Image Segmentation*, Springer, New York 2002 – pp. 541–558.
5. Cortes, C., Vapnik, V.: Support-vector networks. *Machine Learning* 20(3), 2000 – 273–297.
6. Dorini, L.B., Minetto, R., Leite, N.: Semi-automatic white blood cell segmentation based on multiscale analysis. *IEEE 2012 – Transactions on Information Technology in Biomedicine*.
7. Duda, R.O., Hart, P.E., Stork, D.G.: *Pattern Classification*, 2nd edn. Wiley- Interscience November 2001.
8. Habibzadeh, M., Krzy'zak, A., Fevens, T.: Application of pattern recognition techniques for the analysis of thin blood smear images. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 2018 – 18, 29–40.
9. Habibzadeh, M., Krzy'zak, A., Fevens, T.: Analysis of white blood cell differential counts using dual-tree complex wavelet transform and support vector machine classifier. In: Bolc, L., Tadeusiewicz, R., Chmielewski, L.J., Wojciechowski, K. (eds.) *ICCVG 2012 – vol. 7594*, pp. 414–422.
10. Habibzadeh, M., Krzy'zak, A., Fevens, T., Sadr, A.: Counting of RBCs and WBCs in noisy normal blood smear microscopic images. In: *SPIE Medical Imaging: Computer-Aided Diagnosis*, Orlando, FL, USA, 2011 – February 12-17, vol. 7963, p. 79633.

### References

1. Ben-Hur, A., Weston, J.: A user's guide to support vector machines. In: Carugo, O., Eisenhaber, F. (eds.) *Data Mining Techniques for the Life Sciences. Methods in Molecular Biology* 2010 – vol. 609, pp. 223–239. Humana Press.
2. Breiman, L.: Random forests. *Machine Learning* 45(1), 2001 – 5–32.
3. Chan, H., Li-Jun, J., Jiang, B.: Wavelet transform and morphology image segmentation algorithm for blood cell. In: 4th IEEE International Conference on Industrial Electronics and Applications, Xi'an, China, May 25-28 2009 – pp. 542–545.
4. Comaniciu, D., Meer, P.: Cell image segmentation for diagnostic pathology. In: *Advanced Algorithmic Approaches to Medical Image Segmentation*, Springer, New York 2002 – pp. 541–558.
5. Cortes, C., Vapnik, V.: Support-vector networks. *Machine Learning* 20(3), 2000 – 273–297.
6. Dorini, L.B., Minetto, R., Leite, N.: Semi-automatic white blood cell segmentation based on multiscale analysis. *IEEE 2012 – Transactions on Information Technology in Biomedicine*.
7. Duda, R.O., Hart, P.E., Stork, D.G.: *Pattern Classification*, 2nd edn. Wiley- Interscience November 2001.
8. Habibzadeh, M., Krzy'zak, A., Fevens, T.: Application of pattern recognition techniques for the analysis of thin blood smear images. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 2018 – 18, 29–40.
9. Habibzadeh, M., Krzy'zak, A., Fevens, T.: Analysis of white blood cell differential counts using dual-tree complex wavelet transform and support vector machine classifier. In: Bolc, L., Tadeusiewicz, R., Chmielewski, L.J., Wojciechowski, K. (eds.) *ICCVG 2012 – vol. 7594*, pp. 414–422.
10. Habibzadeh, M., Krzy'zak, A., Fevens, T., Sadr, A.: Counting of RBCs and WBCs in noisy normal blood smear microscopic images. In: *SPIE Medical Imaging: Computer-Aided Diagnosis*, Orlando, FL, USA, 2011 – February 12-17, vol. 7963, p. 79633.

### Сведения об авторах

Рацкевич Дмитрий Геннадьевич, аспирант каф. ЭТТ Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники; Ведущий инженер по медицинскому оборудованию ООО «ВЭМ инжиниринг».

Дик Сергей Константинович, кандидат физико-математических наук, доцент, депутат Палаты представителей Национального собрания Республики Беларусь VII созыва.

### Information about the authors

Ratskevich Dzmitry, PhD student Electronic Technology and Engineering Department, Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics. Senior medical equipment engineer. «WEM engineering» LLC

Dick Sergey, PhD, Deputy of the House of Representatives of the National Assembly of the Republic of Belarus of VII convocation.

### Адрес для корреспонденции

220104, Республика Беларусь,

### Address for correspondence

г. Минск, ул. Жудро, 33, кв.92  
 тел. +375(29)351-79-72 (A1);  
 e-mail: ratskevichdg@gmail.com  
 Рацкевич Дмитрий Геннадьевич

220104, Republic of Belarus,  
 Minsk, Zhudro str. 33, apartment 92,  
 tel. +375(29)351-79-72 (A1);  
 e-mail: ratskevichdg@gmail.com  
 Dzmitry Ratskevich

## RADIO FREQUENCY ENERGY HARVESTING

T.A. YULDOSHEV M.O. SULTONOVA

Tashkent university of information technologies named after Muhammad Al-Xorazmiy

*This thesis is devoted to energy harvesting from radio waves in Urban and Semi-Urban Environments, and analyzes the characteristics of antennas used, as well as the results of the experimental experiments.*

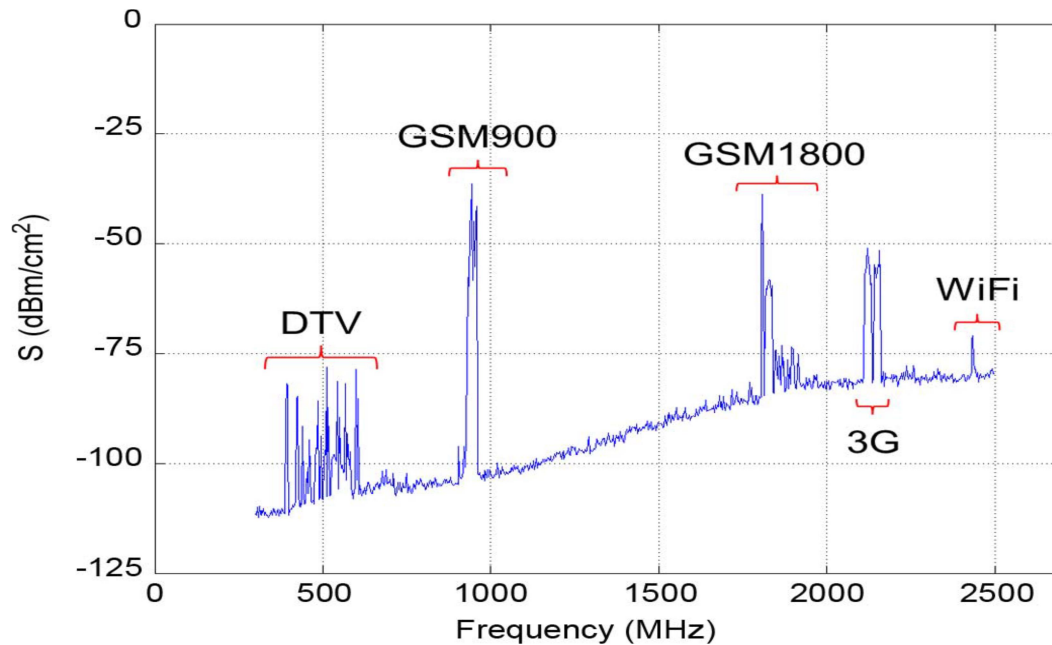
**Key words:** ambient energy, rectennas' antennas, linear polarized folded, Rectenna, Ansoft HFSS environment.

The use of renewable energies to power electronics devices is not a new concept. The process of extracting energy from the ambient environment to generate electricity is termed as energy harvesting or energy scavenging. This energy can be harvested from various sources available in the ambient environment such as thermal energy, mechanical energy, and radiant energy. In Table 1, properties of widely utilized ambient energy sources are introduced. Among the available ambient energy sources, RF energy has greatly grown due to the preponderance of wireless signals, such as mobile base stations and Wi-Fi networks, radio and TV transmitters, and microwave radios and mobile phones. Compared to the other energy sources, RF energy provides a relatively low energy density of  $0.2 \text{ nW/cm}^2$ – $1 \mu\text{W/cm}^2$ . Energy harvesters for low power devices, including applications related to wireless sensor networks (WSNs), extend significantly the operating lifetime and present a new challenge as the harvesting system has to be comparable in size with sensor nodes. This technique could be especially useful for powering up the wireless networks deployed in harsh environment, charging batteries, or storing energy in super capacitors. In this paper, we focus on ambient RF energy harvesting technology that will have an important potential to impact sensors located in harsh environments or remote places, where other energy sources as wind or solar sources are impracticable. This technique attracted significant attention and multiple RF energy harvesting systems including receiving antennas, matching circuits, and rectifying circuits which have been developed for green supply of low consumption electronics. The general structure of a typical RF energy harvester, comprised of receiving antenna along with a circuit capable of converting RF signals into DC voltage. The antenna picks up the RF power sent out by the network controller, the impedance matching network ensures maximum power transfer in the system, and the rectifier converts the RF power to a DC voltage. The components of the energy harvesting system (antenna, matching network, and rectifier) are usually known as a Rectenna or a RF/DC, which is able to harvest.

Table 1: Characteristics of various energy sources and harvested power.

Band	Frequencies (MHz)	Average $S_{BA}$ (nW/cm <sup>2</sup> )	Maximum $S_{BA}$ (nW/cm <sup>2</sup> )
DTV (during switch over)	470-610	0.89	460
GSM900 (MTx)	880-915	0.45	39
GSM900 (BTx)	925-960	36	1,930
GSM1800 (MTx)	1710-1785	0.5	20
GSM1800 (BTx)	1805-1880	84	6,390
3G (MTx)	1920-1980	0.46	66
3G (BTx)	2110-2170	12	240
WiFi	2400-2500	0.18	6

From our RF survey, DTV, GSM900, GSM1800, 3G, and Wi-Fi were identified as potentially useful ambient RF energy harvesting sources, although DTV appears to be heavily dependent on line-of-sight and sudden changes in atmospheric conditions (e.g., temperature inversion) and Wi-Fi is very dependent on user traffic. It should be noted that the mobile phone base-station TXs employ vertically polarized antennas, placing a constraint on harvester orientation in deployment.



Figur. 1. Input RF power density measurements urban areas.

Since our harvesters are intended to operate within a general (semi-)urban environment, where the exact location of the TX source is unknown, the rectennas' antennas need to be as close to omnidirectional as possible, avoiding the need for beam-pointing during deployment. This is at the obvious expense of limited antenna gain, and therefore, the corresponding levels of that the rectifier can receive. Conversely, if the location of the TX is known, then it may be tempting to use a high gain antenna, but this would require an appropriate level of beam-pointing and polarization matching that can be established and maintained.

Another requirement is that the antennas need to be easily scalable across all frequency bands since one important objective for this work is to compare and contrast different banded harvesters. Finally, the antennas need to be easily fabricated. For all these reasons, a linear polarized folded dipole was selected, although a monopole would also be suitable. To simplify impedance matching between the antenna and rectifier, a modified folded dipole was used to obtain the required 50- reference input impedance. A balun does not need to be employed, as there is no significant degradation in performance for this particular application, even with the use of an unbalanced micro strip rectifying circuit. Furthermore, the antenna was not integrated onto a substrate, to give the additional freedom to embed the harvester on windows or within walls, furnishings, fixtures, or fittings. To this end, two different antennas were fabricated for each band; one made using a 560- m diameter copper wire and the other with 75- m-thick 25-mm-wide copper tape. The fabricated antennas are shown in Fig. 3. Since the copper tape was not rigid enough to retain its shape, it was placed on a Perspex substrate, to represent a flat panel.

The antenna design required the best choice of the substrate dielectric constant, length and width of the antenna, and the ground plane. The properties and performance of the proposed antenna have been predicted and optimized through electromagnetic simulation software in Ansoft HFSS environment. The size of the proposed RF energy harvester can be reduced by miniaturizing the antenna. An antenna is one of the few components, the size of which is related to the operating frequency. In general, microstrip antennas are half-wavelength structures, with a resonant frequency given , where  $C$  is the speed of light,  $L$  is the patch length of the antenna, and  $\epsilon_r$  is the relative permittivity of the grounded microwave substrate. The dielectric constant of the substrate has a considerable role in the antenna overall performance, the width, the length, and the resonant frequency.

$$f = \frac{C}{2 * L * \sqrt{\epsilon_r}}$$

Simulations Results. With the overall objective of RF efficient energy harvesting, we focused on the development, fabrication, and characterization of a dual-band antenna designed to serve as our receiving antenna. The reflection coefficient of the proposed antenna is measured between 1GHz and 6GHz. From the result it is observed that the antenna is resonating at 2.47GHz, 4.93GHz, and 5.69GHz with return loss below 14 dB.

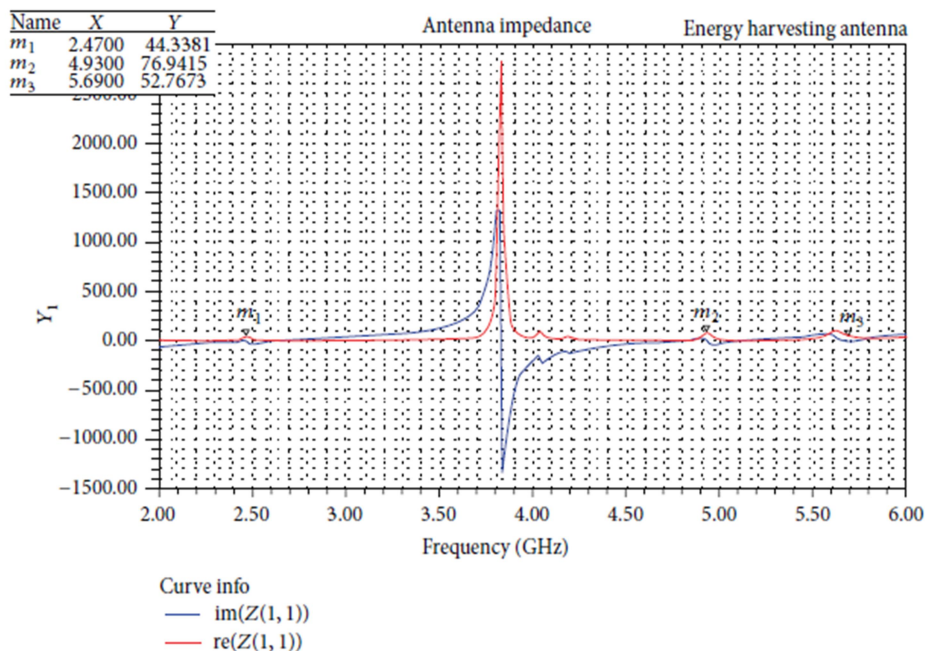


Figure 2. Simulated input impedance of antenna.

The results of the simulated impedance are shown in Figure 2. The real part of the impedance at the resonant frequencies is close to  $50\Omega$ , ( $m_1$ )  $44.33\Omega$ , and ( $m_3$ )  $52.76\Omega$  for 2.4GHz and 5.69GHz, respectively. The imaginary part of the impedance is almost negligible in the desired range of frequency band.

RF energy harvesting is a key technology due to its potential to provide power indefinitely. It is a green technology suitable for a wide range of wireless applications such as RFID tags, implantable electronics devices, and wireless sensor networks. In this paper, a novel receiving antenna capable of dual-band operation has been proposed for RF energy harvesting system. A dual-band with wide bandwidth characteristics is observed which covers Wi-Fi bands. The results obtained indicate a good overall performance of the proposed antenna at the required frequency range: return loss better than 20 dB with impedance close to  $50\Omega$  and quasi-omnidirectional radiation patterns.

#### References

1. «Demonstration of microwave power transmission, Pract.» Wireless, pp. 835–835, 1965.
2. T. Salter, G. Metze, and N. Goldsman, «Parasitic aware optimization of an RF power scavenging circuit with applications to smartdust sensor networks,» in IEEE Radio Wireless Symp., 2009, pp. 332–335.
3. «SENSIMED Triggerfish®—Continuous IOP monitoring,» SENSIMED, Lausanne, Switzerland, Mar. 2012. [Online]. Available: <http://www.sensimed.com/S-Trig-glaucoma.htm>.
4. H. Böttner, J. Nurnus, A. Gavrikov et al., “New thermoelectric components using microsystem technologies,” Journal of Microelectromechanical Systems, vol. 13, no. 3, pp. 414–420, 2004.

#### Information about the authors

Yuldoshev Temur Abdumo'min o'g'li

Muxammad al-Xorazmiy nomidagi Toshkent axborot texnologiyalari universiteti “Radio va Mobil aloqatexnologiyalari” fakulteti 1-kurs magister,  
[yoldoshevtumur7@gmail.com](mailto:yoldoshevtumur7@gmail.com)

Maxbuba Sultonova

Muxammad al-Xorazmiy nomidagi Toshkent axborot texnologiyalari universiteti “Mobil aloqa tizimlari kafedrası» dotsenti

УДК 621.3

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ЭЛЕМЕНТЫ С СОСРЕДОТОЧЕННЫМИ ПАРАМЕТРАМИ**

САРАФ Ж., ГОЙДЬ В.И.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,  
г. Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Описана методика проведения исследования влияния магнитного поля на элементы с сосредоточенными параметрами, представлен комплекс устройств, использованный для проведения данной методики, обоснован выбор параметров магнитного поля для исследования, приведены результаты воздействия магнитного поля на элемент с сосредоточенными параметрами с последующим обоснованием.

**Ключевые слова:** магнитное поле, сосредоточенные параметры, комплекс.

**Конфликт интересов.** Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

**RESEARCHING OF THE INFLUENCE OF MAGNETIC FIELD ON ELEMENTS WITH CONCENTRATED PARAMETERS**

Sarraf J., Goid V.I.

*Belarusian state university of informatics and radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus*

**Abstract.** The method of conducting a research of the influence of a magnetic field on elements with concentrated parameters is described, the set of devices for conducting this method is submitted, the choice of parameters of magnetic field for researching is proved, the results of impact of magnetic field on element with concentrated parameters are represented.

**Keywords:** magnetic field, concentrated parameters, complex.

**Conflict of interests.** The author declares no conflict of interests.

**Введение**

Многие радиоэлектронные устройства работают в условиях, когда они находятся рядом или в непосредственной близости от источника магнитного поля, которое может оказывать воздействие как в целом на электронную систему, так и на ее отдельные, чаще всего незащищенные и неэкранированные компоненты [1]. Это воздействие вызвано тем, что в магнитном поле в каждой точке пространства меняется как направление, так и величина магнитной индукции [2], и выражается в том, что меняет резистивные и емкостные характеристики электронных компонентов системы. Электронные цепи, которые в совокупности формируют электронную систему, в своем составе имеют так называемые элементы с сосредоточенными параметрами, которые в своем большинстве представлены дискретными элементами, резисторами, конденсаторами, катушками индуктивности и полупроводниковыми элементами [3].

Для проведения исследования по измерению воздействия магнитного поля на элементы с сосредоточенными параметрами разработан комплекс устройств, который включает в себя устройство измерения электрического сигнала, источник магнитного поля и источник питания электронной цепи, в которую включен элемент с сосредоточенными параметрами.

**Методика проведения эксперимента**

Методика проведения исследования при работе с данным комплексом представляется следующим образом. Объект исследования помещается в цепь с источником питания. Источник магнитного поля помещается в пространстве таким образом, чтобы он воздействовал только на объект исследования и не нарушал работу других устройств в данном комплексе. Исследователь выставляет на нем необходимые параметры режима работы и с помощью управляемой части устройства формирует переменное магнитное поле в области расположения объекта исследования. Параллельно объекту исследования подключается осциллограф, который измеряет напряжение на объекте. Структурная схема данного комплекса приведена на рис. 1.



**Рис.1** Структурная схема комплекса для проведения исследования

**Fig.1** Block diagram of the complex for the study

Для формирования магнитного поля используется транскраниальный магнитный стимулятор Нейро-МС/Д. Эта установка представляет собой оборудование для ритмической магнитной стимуляции частотой до 30 Гц при постоянной интенсивности воздействия. Также из технических характеристик установки следует отметить, что амплитуда магнитной индукции может достигать 4 Тл.

Основными источниками электромагнитных помех являются (ГОСТ Р 51317.4.16-2000):

- силовые распределительные системы, в том числе постоянного тока и частотой 50 Гц;
- силовое электронное оборудование.

В зависимости от источника электромагнитных помех, они подразделяются на два вида [4]:

- помехи с частотой 50 Гц;
- помехи в полосе частот от 15 Гц до 150 кГц. Такие помехи обычно генерируются силовыми электронными установками.

В связи с техническими возможностями стимулятора Нейро-МС/Д (частота до 30 Гц) выберем частоту магнитного поля 20 Гц. Во время исследования будем менять интенсивность магнитного поля от 10 до 100% (индукция от 0,4 до 4 Тл соответственно).

В качестве источника питания использовался блок питания *UnionTEST UT3005XE*, с которого подавалось напряжение 3 Вольта на конденсатор.

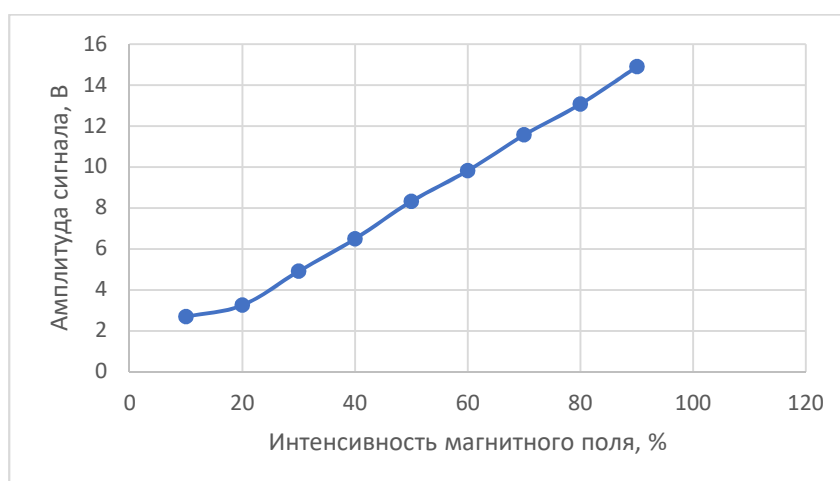
#### Результаты и их обсуждение

В качестве результата проведения исследования можно привести измерение зависимости напряжения на конденсаторе К10-17Б от интенсивности магнитного поля стимулятора. Как видно из графика на рис.2, с увеличением интенсивности магнитного поля амплитуда сигнала также возрастала. Как известно, емкость конденсатора вычисляется по формуле 1:

$$C = \frac{q}{u} \quad (1)$$

где  $q$  – заряд на обкладках конденсатора,  $u$  – напряжение между ними.

Следовательно, емкость конденсатора с увеличением интенсивности магнитного поля уменьшается.



**Рис.2.** График зависимости амплитуды напряжения на конденсаторе К10-17Б от интенсивности излучения магнитного поля

**Fig.2** The graph of the dependence of the voltage amplitude on the capacitor K10-17B on the intensity of the radiation of the magnetic field

### Заключение

Таким образом, представленная методика исследования совместно с разработанным комплексом может оказать помощь в определении закономерностей изменения свойств различных типов элементов с сосредоточенными параметрами под влиянием переменного магнитного поля, что позволит давать более точную оценку неисправности устройств при диагностировании в них неполадок, вызванных влиянием помех от сторонних устройств, а также разрабатывать более эффективную методику их устранения. Установлено, что при увеличении интенсивности магнитного поля увеличивается напряжение между обкладками конденсатора и, как следствие, уменьшается его емкость.

### Список литературы

1. Морозов А.Г. *Электротехника, электроника и импульсная техника*. Москва: Высшая школа; 1984
2. Эйзенхвальд А.А. *Теоретическая физика. Электромагнитное поле*. Москва: Либроком; 2016
3. Румянцев К.Е. *Радиотехнические цепи и сигналы*. Москва: Академия; 2005.
4. Делабаль Ж. ЭМС – электромагнитная совместимость. *Техническая коллекция Schneider Electric*. 2009 (№32)

### References

1. Morozov A.G.. [*Electrical engineering, electronics and pulse engineering*]. Moscow: Vysshaya shkola; 1984. (In Russ.)
2. Eisenkhvald A.A. [*Theoretical physics. Electromagnetic field*]. Moscow: Librokom; 2016
3. Rumyantsev K.E. *Radio engineering circuits and signals*. Moscow: Akademiya; 2005.
4. Delabal J.. [EMC - Electromagnetic Compatibility]. *Schneider Electric Technical Collection*. 2011(№10). (In Russ.)

### Вклад авторов

Сарраф Ж. разработал методику, провел исследование, а также проанализировал его результаты. Гойдь В.И. оказал помощь в разработке методики и проведении исследования.

### Authors contribution

Sarraff Jack developed a methodology, conducted research and analyzed its results. Goyd V.I. assisted in the development of a methodology and research.

### Сведения об авторах

Сарраф Ж., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

### Information about the authors

Sarraff J., Master Student of the Electronic Technology and Engineering Department of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics  
Goid V.I. Master Student of the Electronic Technol-

Гойдь В.И., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

ogy and Engineering Department of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

#### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
тел. +375 (17) 293-84-14;  
e-mail: jacksarrafl@mail.ru  
Сарраф Жак

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str. 6,  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375 (17) 293-84-14  
e-mail: jacksarrafl@mail.ru  
Sarrafl Jack

УДК 534.292 : 537.636 : 612.15

### ВЛИЯНИЕ СОЧЕТАННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ И МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ НА СКОРОСТЬ ПЕРИФЕРИЙНОГО КРОВОТОКА

ГОЙДЬ В.И., САРРАФ Ж., БОНДАРИК В.М., ЛАНИНА О.В.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь*

**Аннотация.** В работе описываются результаты исследования влияния сочетанного воздействия ультразвуковых и магнитных полей на скорость периферийного кровотока, приводится теоретическое обоснование полученных результатов. Установлено, что использование сочетанного воздействия ультразвуковых и магнитных полей позволяет ускорить кровоток на 11%.

**Ключевые слова:** физиотерапия, магнитотерапия, ультразвуковая терапия, микроциркуляция крови.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

### INFLUENCE OF THE COMBINED IMPACT OF ULTRASONIC AND MAGNETIC FIELDS ON THE VELOCITY OF PERIPHERAL BLOOD FLOW

*V.I. Goid, J. Sarraf, V.M. Bondarik, O.V. Lanina*

*Belarusian state university of informatics and radioelectronics  
6 P. Brovki Street, Minsk, 220013, Belarus*

**Abstract.** The article describes the research results on the influence of the combined impact of ultrasonic and magnetic fields on the velocity of peripheral blood flow and provides a theoretical basis for the results. It was found that the use of the combined impact of ultrasonic and magnetic fields allows to accelerate blood flow by 11%.

**Keywords:** physiotherapy, magnetic therapy, ultrasonic therapy, microcirculation of blood.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

#### Введение

Сочетанное воздействие ультразвуковыми (УЗ) и магнитными полями – одно из перспективных направлений физиотерапии. Воздействие на биологические объекты излучениями различной физической природы, как правило, позволяет достигать более эффективного результата в том числе за счет синергетического эффекта. На настоящее время метод сочетанного воздействия УЗ и магнитными полями требует дальнейшего экспериментального изучения [1].

В. И. Савченко использовал сочетанное воздействие УЗ и магнитными полями как патогенетический метод лечения больных с впервые выявленным очаговым, инфильтрованным и диссеминированным туберкулезом легких. При проведении процедур была выбрана интенсивность ультразвука 0,4 - 0,8 Вт/см<sup>2</sup>, и индукцией постоянного магнитного поля 10-30 мТл [2].

Как считает В.С Улащик, заслуживает внимание использование импульсных и переменных магнитных полей вместо постоянных. Предполагается, что такое сочетание физических факторов



может быть эффективным при нарушениях кровообращения и лимфообращения, обмена веществ, при дегенеративно-дистрофических процессах [1].

Целью данной работы стало изучение влияния сочетанного воздействия ультразвуковых и магнитных полей на скорость периферийного кровотока и выработка рекомендаций по проектированию медицинской аппаратуры для сочетанного воздействия на биологические объекты излучениями различной физической природы.

### Теоретическое обоснование эксперимента

Скорость кровотока является важным физиологическим фактором. Ускорение кровотока приводит к улучшению доставки различным органам кислорода и питательных веществ, а также выводу шлаков и токсинов, ускорению метаболизма, уменьшению воспалительного отека и восстановлению поврежденных тканей.

В общем случае ламинарное движение крови без учета растяжимости сосудов описывают уравнения Бернулли и Хагена Пуазейля [3]

$$Q = \int_s \nu(r) dS = 2\pi \int_0^R \nu(r) r dr = \frac{\pi D^4 (p_1 - p_2)}{8\eta L} \quad (1)$$

где  $Q$  – расход жидкости в трубопроводе;  $D$  – диаметр сосуда;  $\nu$  – скорость крови вдоль сосуда;  $r$  – расстояние от оси сосуда;  $R$  – радиус сосуда;  $p_1 - p_2$  – разность давлений на входе и на выходе сосуда;  $\eta$  – вязкость крови;  $L$  – длина сосуда.

В системе кровообращения длина сосудов постоянна, а диаметр сосуда и вязкость крови – переменные параметры. Как видно из формулы (1), диаметр сосуда вносит существенный вклад в изменения сопротивления току крови при различных состояниях организма.

Применение магнитных полей эффективно в лечении воспалительных заболеваний. Магнитотерапия обладает также противоопухолевым, обезболивающим и противоотечным действием [4].

Однако действие магнитных полей на кровотоки неоднозначное. С одной стороны, так как кровь является биологическим электролитом, сосудистое русло можно принять как проводник с током, на который воздействует внешнее магнитное поле. На его стенке возникает поперечная ЭДС (ЭДС Холла), которая определяется по формуле [3]:

$$U_x = (R_x [IB]) / d, \quad (2)$$

где  $R_x$  – диаметр Холла,  $d$  – диаметр сосуда,  $I$  – сила тока в проводнике,  $B$  – индукция внешнего магнитного поля;

При этом в крови возникают подемоторные силы, которые направлены перпендикулярно движению проводящей среды. Это явление называют магнитогидродинамическим эффектом. Суммарно его рассматривают как увеличение вязкости крови в магнитном поле. Исследования показывают, что при величине поля 0,1 и 0,2 Тл скорость движения крови уменьшается [5].

С другой стороны, движение крови не является ламинарным. Сосуды по мере удаления от сердца сужаются и движение крови носит турбулентный характер, соответственно вектор магнитной индукции не совпадает с вектором скорости, что позволяет рассчитать силу Лоренца, действующую на частицу крови в момент возникновения магнитного поля [3]:

$$F_n = qVB \sin a,$$

(3)

где  $q$  – заряд частицы крови,  $V$  – скорость крови,  $B$  – величина магнитной индукции,  $a$  – угол между вектором скорости и вектором магнитной индукции.

Магнитное поле, действуя на заряженные частицы крови, может менять их траекторию движения на траекторию в виде закрученной спирали внутри сосуда и придавая ускорение за счет силы Лоренца.

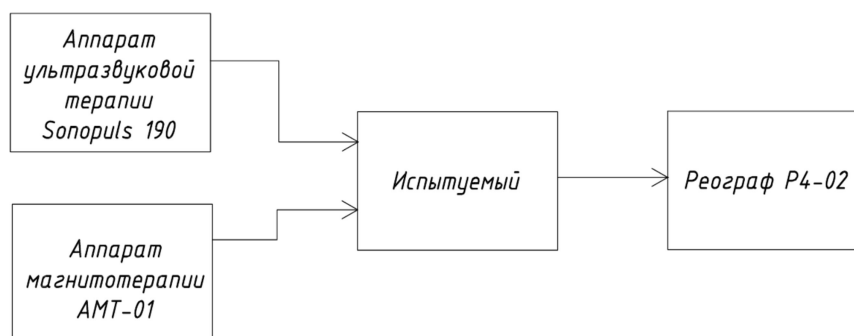
Таким образом, согласно формуле (2), магнитотерапия увеличивает вязкость крови и, как следствие, уменьшает скорость кровотока. С другой стороны, это может компенсироваться силой Лоренца (3), которая способна придать дополнительное ускорение частице крови. Результаты экспериментов по определению влияния воздействия внешнего магнитного поля на движение крови существенно различаются [6]. Из них видно, что характер воздействия внешнего магнитного поля на скорость кровотока изменяется в зависимости от интенсивности, времени воздействия, частоты магнитного поля и величины магнитного поля [3].

Влияние ультразвука на усиление кровотока достигается за счет теплового эффекта. Этот эффект достигается благодаря тому, что при распространении ультразвука в биологических средах происходит его поглощение и преобразование акустической энергии в тепловую. Тепловое действие ультразвука способствует расширению кровеносных сосудов. При этом серьезного нагрева озвучиваемых тканей не наблюдается, как за счет усиления кровообращения из зоны воздействия уносится большинство образовавшегося тепла. Тепловые эффекты ультразвука возникают при средних и высоких интенсивностях (0,5-1,2 Вт/см<sup>2</sup>) [7].

Таким образом расширение сосудов, вызванное тепловым эффектом ультразвуковых полей средней и высокой интенсивности, позволит дополнить физиотерапевтические эффекты магнитотерапии повышением скорости кровотока.

#### Описание исследования

Для исследования использовалась система (рисунок 1), включающая реограф Р4-02, аппарат магнитотерапии АМТ-01 и аппарат для ультразвуковой терапии *Sonopuls 190*.

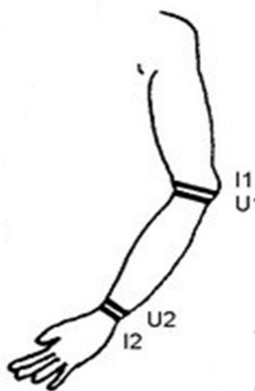


**Рис. 1.** Структурная схема системы, используемой в исследовании

**Fig. 1.** Structural scheme of the system, used in the research

В связи с удобством наложения реографических электродов для исследования было выбрано предплечье. В исследовании приняло участие 12 мужчин и 9 женщин в возрасте от 21 до 23 лет без выраженных патологий. Испытуемые были разделены на три равные группы. На предплечье участников первой контрольной группы воздействовали только магнитным полем, второй – последовательно сначала ультразвуковыми, а затем магнитными полями, третьей – магнитными и ультразвуковыми полями совместно.

Для исследования скорости кровотока был выбран четырехэлектродный способ регистрации межэлектродного сопротивления, так как он более устойчив к движениям и почти полностью исключает влияние переходного сопротивления на точность измерений. Электроды накладываются так, как показано на рисунке 2 [8].



**Рис. 2.** Схема наложения реографических электродов при четырехэлектродном способе измерения

**Fig. 2.** Electrodes application diagram in the four-electrode measurement method

Для проведения магнитотерапии выбрана интенсивность магнитного поля 30 мТл с частой 50 Гц, как используемая в физиотерапевтических процедурах при лечении травм суставов и ран. Время воздействия – 10 минут [9].

Для проведения ультразвуковой терапии выбрана интенсивность 0,7 Вт/см<sup>2</sup>, так как эта интенсивность позволяет достичь теплового эффекта ультразвука и, соответственно, увеличения радиуса сосудов. Частота 1 МГц позволяет ультразвуковым полям проникнуть к глубоким тканям и усилить тепловой эффект. Время воздействия 10 минут.

Воздействие ультразвуковых и магнитных полей на предплечье контактное, согласно схеме, показанной на рисунке на рисунке 3 [7].



**Рис. 3.** Воздействие ультразвуковыми и магнитными полями контактно на кисть

**Fig. 3.** Contact impact to ultrasonic and magnetic fields on the hand

Сочетанное воздействие ультразвуковыми и магнитными полями осуществлялось в течении 10 минут.

Скорость кровотока измерялась до начала и после исследования. Результат исследования (изменение проводимости кровеносных сосудов до и после исследования) вычислялся по формуле 4:

$$\Delta G = \frac{G_{\text{конеч}} - G_{\text{нач}}}{G_{\text{нач}}} * 100\% , \quad (4)$$

где  $G_{\text{нач}}$  – Проводимость кровеносных сосудов до начала исследования,  $G_{\text{конеч}}$  – Проводимость кровеносных сосудов по окончанию исследования

#### Результаты исследования

Результаты исследования представлены в таблице 1.

**Таблица 1.** Изменение межэлектродного сопротивления до и после исследования  
**Table 1.** Change in interelectrode resistance before and after research

Наименование процедуры (Procedure name)	$\Delta G$
Магнитотерапия	101%
Последовательная ультразвуковая терапия и магнитотерапия	106%
Сочетанная ультразвуковая терапия и магнитотерапия	111%

Как следует из таблицы 1, использование сочетанного воздействия ультразвуковых и магнитных полей позволяет увеличить проводимость на 11% и, как следствие, достичь наибольшей скорости периферийного кровотока. Однако следует отметить существенное неудобство одновременного использования аппаратов ультразвуковой и магнитотерапии. Также при использовании двух аппаратов не представляется возможным обеспечить локальное сосредоточенное воздействие ультразвуковыми и магнитными полями на одну область. Имеется возможность насаживать кольцевой ферритовый магнит на ультразвуковую излучатель, однако это исключает возможность использования импульсных магнитных полей, а также регулировки параметров воздействия. В связи с этим авторам представляется перспективным разработка аппаратов с наличием ультразвукового излучателя и магнитного индуктора, возможностью одновременного воздействия ультразвуковыми и магнитными полями, а также регулировки параметров воздействия.

#### Заключение

В ходе исследования было установлено, что использование сочетанного воздействия ультразвуковыми и магнитными полями позволяет ускорить кровоток на 11%. Отмечена перспективность разработки аппаратов с возможностью одновременного воздействия ультразвуковыми и магнитными полями. Это позволит усилить физиотерапевтический эффект от процедуры благодаря локальному сосредоточенному воздействию двух физических факторов, а также сделает процедуру более удобной.

#### Список литературы

1. Улащик В.С., Плетнев А.С., Войченко Н.В., Плетнев С.В., редактор: Улащик В.С. *Магнитотерапия: Теоретические основы и практическое применение*. Минск: Беларуская навука; 2015
2. Савченко В.И. *Использование магнито-ультразвуковой терапии в комплексном лечении больных с впервые выявленным туберкулезом легких*. Киев: Институт фтизиатрии и пульмонологии имени Яновского; 2005
3. Цибульский В.Р., Шайдуров О.С. Обзор моделей взаимодействия электромагнитных полей с кровотоком в кровеносных сосудах человека. *Вестник кибернетики*. 2011 (№10)
4. Куликов А.Г., Ярустовская М.Ю., Герасименко Е.В., Кузовлева Т.Н., Зайцева Д.Д., Воронина М.Г., Лутошкина И.С., Евстигнеева И.С. *Применение обшей магнитотерапии в клинической практике: учебное пособие*. Москва: ФГБОУ ДПО РМАНПО; 2017
5. Олейник В.П. *Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами: учебное пособие*. Харьков: Нац. Аэрокосм. Ун-т «Харьк. Авиаци. Ин-т»; 2006
6. Трибрат Н.С., Чуян Е.Н., Раваева М.Ю. Влияние электромагнитных излучений различного диапазона на процессы микроциркуляции. *Регионарное кровообращение и микроциркуляция*. 2010 (№3)
7. Артемова Н.М., Малыгин А.Г., Соколов А.В. *Ультразвуковая терапия как корректирующая технология восстановительной медицины. Учебное пособие для ординаторов и интернов по дисциплине физиотерапия*. Рязань: Рязанский государственный медицинский университет имени академика Павлова; 2011
8. Ронкин М.А., Иванов Л.Б. *Реография в клинической практике*. – Москва: МБН; 1997
9. Улащик В.С., Козловская Л.Е., Рыбин И.А. *Методики магнитотерапии к аппарату магнитотерапии «АМТ-01»*. Минск: НПООО «КЛЭР»; 2000

#### References

1. Ulashchik V.S., Pletenev A.S., Voichenko N.V., Pletnev S.V., editor: Ulashchik V.S. [*Magnetotherapy: Theoretical basis and practical application*]. Minsk: Belaruskaya navuka; 2015. (In Russ.)

2. Savchenko V.I. [*The use of magnetic-ultrasound therapy in the complex treatment of patients with newly diagnosed pulmonary tuberculosis*]. Kiev: Institut fiziatrii i pul'monologii imeni Yanovskogo; 2005. (In Russ.)
3. Tsibulsky V.R., Shaidurov O.S. [Review of interaction models between electromagnetic fields and blood flow in human blood vessels]. *Vestnik kibernetiki*. 2011(№10). (In Russ.)
4. Kulikov A.G., Yarustovskaya M.Y., Gerasimenko E.V., Kuzovleva T.N., Zaitseva D.D., Voronina M.G., Lutoshkina I.S., Evstigneeva I.S. [*The use of general magnetotherapy in clinical practice: a tutorial*]. Moscow: FGBOU DPO RMANPO; 2017. (In Russ.)
5. Oleinik V.P. [*Basics of the interaction of physical fields with biological objects: a tutorial*]. Kharkov: Nac. Aero-kosm. Un-t «Hark. Aviac. In-t»; 2006. (In Russ.)
6. Tribat N.S., Chuyan E.N., Ravaeva M.U. [Influence of electromagnetic radiation of various ranges on the processes of microcirculation]. *Regionarnoe krovoobrashchenie i mikrocirkulyaciya*. 2010 (№3). (In Russ.)
7. Artemova N.M., Malygin A.G., Sokolov A.V. [*Ultrasound therapy as a corrective technology for restorative medicine. Tutorial for residents and interns or the discipline of physiotherapy*]. Ryazan: Ryazanskij gosudarstvennyj medicinskij universitet imeni akademika Pavlova; 2011. (In Russ.)
8. Ronkin M.A., Ivanov L.B. [*Rheography in clinical practice*]. Moscow: MBN; 1997. (In Russ.)
9. Ulashchik V.S., Kozlovskaya L.E., Rybin I.A. [*Magnetic therapy techniques for the AMT-01 magnetotherapy device*]. Minsk: NPOOO «KLER»; 2000. (In Russ.)

### Вклад авторов

Гойдь В. И. Разработал методику исследования, произвел систематизацию и окончательный анализ результатов исследования, а также подготовил текст статьи, основываясь на выводах из результатов и теоретических исследованиях.

Сарраф Ж. Проводил исследование и произвел первичный анализ результатов.

Бондарик В.М. Планировал и курировал работу, а также вносил правки в текст статьи.

Ланина О.В. Проводила анализ результатов исследования, вносила практические рекомендации по проектированию аппаратуры для сочетанного воздействия полями различной физической природы на биологический объект.

### Authors contribution

V. I. Goid developed a research methodology, systematized and analyzed the results, and prepared the text of the article, based on the conclusions from the results of research and theoretical studies.

Sarraf J. conducted the research and performed an initial analysis of the results.

Bondarik V.M. planned and supervised the work, and also corrected the text of the article.

O. V. Lanina analyzed the results of the research, made practical recommendations on the design of equipment for the combined effect of fields of different physical nature on a biological object.

### Сведения об авторах

Гойдь В.И., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Сарраф Ж., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Бондарик В.М., к.т.н, доцент, декан факультета доуниверситетской подготовки и профессиональной ориентации Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

О.В. Ланина, инженер по качеству Fisher & Paykel Healthcare

### Information about the authors

Goid V.I., Master Student of the Electronic Technology and Engineering Department of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Sarraf J., Master Student of the Electronic Technology and Engineering Department of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Bondarik V.M., PhD, dean of the faculty of pre-university preparation and occupational guidance of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

O.V. Lanina, Fisher & Paykel Healthcare Quality Engineer

**Адрес для корреспонденции**

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет ин-  
форматики и радиоэлектроники  
тел. +375 (17) 293-84-14;  
e-mail: gvit98@mail.ru  
Гойдь Виталий Иосифович

**Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str. 6,  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375 (17) 293-84-14  
e-mail: gvit98@mail.ru  
Goid Vitali Iosifovich

УДК 616.314.2-07

## **ЦИФРОВАЯ ДИАГНОСТИКА ЗВУКОВЫХ ЯВЛЕНИЙ У ПАЦИЕНТОВ С ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА**

БАРАДИНА И.Н.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, МАЙЗЕТ А.И.<sup>1</sup>, БОРОДИН Д.М.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

<sup>2</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*

<sup>3</sup> *Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Лесной, Минский район, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Проведена оценка эффективности метода цифровой диагностики звуковых явлений в области височно-нижнечелюстных суставов. На основании анализа результатов, полученных методом цифровой диагностики, установлено, что разработанный метод позволяет более точно слышать звуки, еще до звуков, слышимых самим пациентом и эффективнее их различать. При этом вероятность выявления звуковых явлений с использованием метода цифровой диагностики в 1,18 раз выше, чем метод диагностики звуков без применения акустических средств и соответственно в 1,5 раза выше при определении синхронности окклюзионного звука.

**Ключевые слова:** звуковые явления, височно-нижнечелюстной сустав, диагностика, метод.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## **DIGITAL DIAGNOSTIC METHOD OF SOUND EFFECTS IN PATIENTS WITH TEMPOROMANDIBULAR JOINT DISEASES**

INESSA N. BARADINA<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, ANDREY I. MAIZET<sup>1</sup>, DENIS M. BORODIN<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

<sup>2</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*

<sup>3</sup> *Republican Scientific and Practical Center of Oncology and Medical Radiology Named After N. N. Alexandrov, Lesnoy, Minsk Region, Belarus*

**Abstract.** The efficiency of the method of digital diagnostics of sound phenomena in the area of the temporomandibular joints was evaluated. Based on the analysis of the results obtained by the digital diagnostics method, it has been established that the designed method allows one to hear sounds accurately and even earlier than the sounds heard by the patient and to distinguish them effectively. At the same time, the probability of detecting sound phenomena using the method of digital diagnosis is 1.18 times higher than the method of diagnosing sounds without the use of acoustic means and, accordingly, 1.5 times higher in case of determining the synchronicity of occlusive sound.

**Keywords:** sound effects, temporomandibular joint, diagnostic, method.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### **Введение**

По данным последних исследований от 27 % до 76 % пациентов, обращающихся к стоматологам, имеют нарушения функции височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС). В 70–89 % случаев изменения в суставе не связаны с воспалительными процессами, а являются функциональными нарушениями. Ведущее место среди заболеваний сустава (свыше 75 %) занимают дисфункции ВНЧС.

В настоящее время общепринятым считается мнение о ведущей роли жевательных мышц в формировании симптомокомплекса дисфункции ВНЧС. Исследователи концентрируют особое внимание на факторах, приводящих к нарушению функционального состояния жевательных мышц, в частности латеральных крыловидных. Дисфункции ВНЧС с внутрисуставными нарушениями возникают при появлении несоответствия между силой мышечной тяги и механическими свойствами кап-

сулярного и связочного аппарата. При отсутствии условий, ослабляющих прочность связок, дисфункция ВНЧС является следствием повышенного тонуса латеральной крыловидной мышцы. Спастическое сокращение латеральной крыловидной мышцы, особенно верхней ее головки, является причиной смещения мениска, растяжения капсулы, что вызывает появление звуковых явлений (суставных шумов, щелчков, хлопков, громких звуков, треска, шелеста и другие, неприятные для пациента звуки) и болевых ощущений [1–4]. Природа болевых ощущений, по мнению ряда авторов, заключается в раздражении нервных окончаний ВНЧС в результате частичного или полного смещения внутрисуставного мениска относительно головки нижней челюсти [2, 5–7]. Звуковые явления можно разделить на такие проявления как: шум трения, шелест, хруст, щелчки. Хруст в суставе обусловлен истончением диска, уменьшением количества синовиальной жидкости, деформацией суставных поверхностей при различных заболеваниях. [6, 8–11]. Суставной шум, трение в области ВНЧС также связаны с уменьшением внутрисуставной смазки. Аускультативные (звуковые) признаки в суставе могут предшествовать или появляться вслед за симптомами, которые характеризуются нарушением движения нижней челюсти или болевыми ощущениями в ЧЛО. [5, 9–11]. Своевременное выявление начальных проявлений звуковых явлений в ВНЧС позволяет на ранних стадиях изменений в связочном аппарате ВНЧС и мениске провести комплекс лечебных мероприятий, а также при проведении лечения у пациентов с заболеваниями ВНЧС позволит более точно отслеживать его результаты.

### Цель работы

Определить эффективность метода цифровой диагностики звуковых явлений в области височно-нижнечелюстных суставов.

### Методика проведения эксперимента

Проведено одномоментное, поперечное исследование. Была сформирована группа наблюдения, включающая 126 пациентов в возрасте 20 - 36 лет с дисфункцией ВНЧС при бруксизме, давность заболевания – до 3-х лет. Критерием включения в группу явилось наличие звуковых явлений в области ВНЧС, болевых ощущений в ЧЛО и в области ВНЧС, которые усиливались во время выполнения функций и ограничивали экскурсию нижней челюсти в пространстве, чувство сжатия зубов и асимметрия лица. Проводились клинико-инструментальные, функциональные, лучевые и статистические методы исследования. При клиническом исследовании выявление звуковых нарушений проводилось с использованием двух методов.

Первый метод включал выявление звуковых нарушений без акустических средств.

Второй метод включал выявление звуковых нарушений с помощью электронного стетоскопа. Данные клинического исследования приведены в таблице.

**Таблица.** Встречаемость клинических признаков при бруксизме у пациентов с дисфункцией ВНЧС в начале лечения

**Table.** Occurrence of clinical signs in bruxism in patients with TMJ dysfunction at the beginning of treatment

Метод исследования звуковых явлений у пациентов Method of investigation of sound phenomena in patients	Встречаемость клинических признаков, абс. ч. The incidence of clinical signs, the absolute number					
	Ограниченное открывание рта Limited mouth opening	Травматическая окклюзия Traumatic occlusion	Неприятные ощущения в мышцах Unpleasant sensations in the muscles	Звуковые явления в области ВНЧС Sound phenomena in the TMJ region	Смещение нижней челюсти The displacement of the mandible	Синхронность окклюзионного звука Synchronicity of occlusal sound
Без акустических средств Without acoustic devices	119 (95,13%)	109 (86,5%)	114 (90,5%)	105 (83,3%)	114 (90,5%)	72 (57,2%)
Стетоскоп электронный Electronic stethoscope	119 (95,13%)	109 (86,5%)	114 (90,5%)	124 (98,4%)	114 (90,5%)	48 (38,1%)

Примечание –  $p \leq 0,05$ .

Определение синхронности окклюзионного звука проводилось в центральной или привычной окклюзии. Нормой считается слышимый (здоровый, чёткий, короткий, синхронный) звук жевательной группы зубов при множественном равномерном межбугорковом контакте. При преждевременном окклюзионном контакте происходит вынужденное смещение нижней челюсти, при этом окклюзионный звук слышится как длинный и глухой. Звуковые явления или суставной шум определяется в динамическом положении нижней челюсти. Проверка синхронности окклюзионного звука проводилась одновременно с определением суставных шумов или звуковых явлений в области ВНЧС 2 методами: акустически без вспомогательных средств и с помощью электронного стетоскопа. Использовали электронный стетоскоп 3M Littman 3200 (рис. 1, 2), в котором система подавления окружающего шума на 85%, запись аудиоданных и их перенос осуществляется по Bluetooth на персональный компьютер. Максимальная удаленность стетоскопа от ПК составляет 10 м, которая сокращается, если на пути от стетоскопа до ПК существуют объекты (мебель, люди, стена и др.). Отображение звука и распечатывание (визуализация) осуществляется в виде фоноаудиограммы. Воспроизведение записи можно осуществить в замедленном режиме и сохранить информацию о пациенте на персональном компьютере.



Рис. 1.

**Рис. 1.** Модель электронного стетоскопа 3M Littman 3200

**Fig. 1.** Model of the 3M Littman 3200 electronic stethoscope



Рис. 2.

**Рис. 2.** Головка электронного стетоскопа 3M Littman 3200 с интерфейсом

**Fig. 2.** 3M Littman 3200 electronic stethoscope head with interface

На головке стетоскопа 3M Littman 3200 (рис. 2) расположен интерфейс пользователя, который представляет собой пятикнопочную подушку и жидкокристаллический дисплей. Процесс звукообразования поддерживается при помощи цифрового сигнального процессора. Элементом питания служит одна алкалиновая батарейка типа АА, расположенная на головке. Стетоскоп снабжен также системой усиления и фильтрации звука.

Фильтрация звука происходит между тремя частотными режимами, для улучшения качества звука:

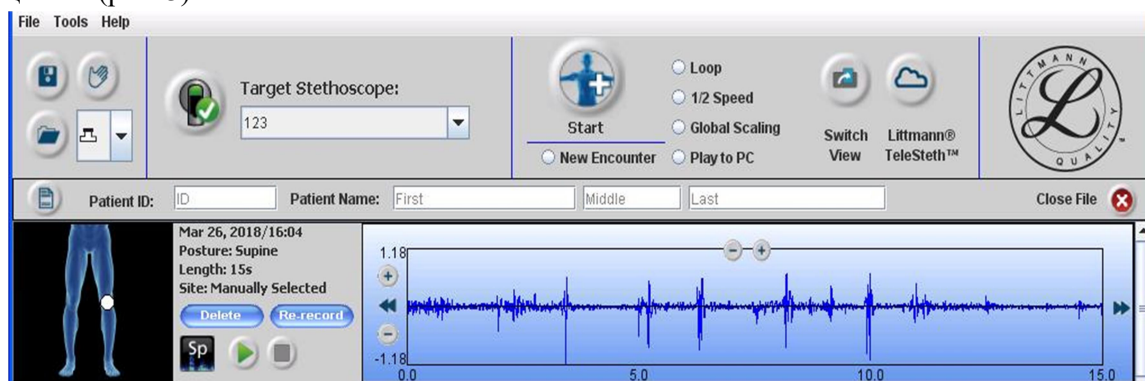
1. Режим «колокола» усиливает звук от 20 до 1000 Гц, и усиливает низкочастотные звуки от 20 до 200 Гц.
2. Режим «диафрагмы» усиливает звуки от 20 до 2000 Гц, и усиливает низкочастотные звуки от 100 до 50 Гц.
3. Режим «расширенный» усиливает звук от 20 до 2000 Гц, и усиливает низкочастотные звуки от 50 до 500 Гц.

Уровень звука в модели стетоскопа 3M Littman 3200 может быть усилен на 8 усилительных уровней, что составляет усиление звука до 24 раз по сравнению с обычным акустическим стетоскопом. Уровень 1 приравнивается к уровню акустического стетоскопа, уровни громкости регулируются на жидкокристаллическом дисплее головки стетоскопа.

При осуществлении записи фоноаудиограммы учитывали время исчезновения записывающей иконки на головке дисплея. Если время от начала записи до конца записи было больше, чем 29 звуков, то записывали последние 29 звуков. Так запись осуществлялась следующим образом: включали персональный компьютер, на рабочем столе находили иконку с программой стетоскопа 3M Littman,



кликали, выбирали зону проведения исследования – зона аускультации (при прослушивании ВНЧС выбирали коленный сустав), далее производили позиционирование головки стетоскопа 3M Littman на область ВНЧС, выбирали режим звука, нажимали клавишу М, производили запись и по налаженной связи по системе Bluetooth, затем снова нажимали клавишу М и производили остановку записи. После остановки записи фоноаудиограммы анализировали звуковые явления и записывали в карту пациента (рис. 3).



**Рис. 3.** Фоноаудиограмма левого ВНЧС пациента Б. 29 лет с диагнозом: бруксизм, дисфункция ВНЧС, подвывих суставного диска слева

**Fig. 3.** Phonoaudiogram of the left TMJ of patient B. 29 years old with the diagnosis: bruxism, TMJ dysfunction, subluxation of the left articular disk

Статистическая обработка полученных данных при диагностике и в процессе лечения произведена при помощи языка программирования R (Выпуск: 3.2.5, 14 апреля 2016 года) в IDE RStudio. Также использовалась библиотека ggplot2 для визуализации получаемых данных. Пользовались статистическими методами однофакторного дисперсионного анализа, критерием хи-квадрат с поправкой Йетса, а также точным критерием Фишера. Количественные показатели представлены в виде среднего значения  $\pm$  стандартная ошибка среднего значения ( $M \pm m$ ). Различия между изучаемыми параметрами признавались статистически значимыми при  $p \leq 0,05$ .

### Результаты и их обсуждение

Анализ результатов исследования показал статистически значимые различия выявления удельного веса пациентов со звуковыми явлениями и синхронностью окклюзионного звука различными методами диагностики. Использование предложенного метода цифровой диагностики звуковых явлений в ВНЧС позволило выявить их у 98,4% пациентов, а без использования акустических средств у 83,3% пациентов. Соответственно при исследовании синхронности окклюзионного звука получили данные, свидетельствующие о том, что он синхронен у 57,2% без применения акустических средств и у 38,1% синхронен с применением цифрового стетоскопа. При этом вероятность выявления звуковых явлений с использованием метода цифровой диагностики в 1,18 раз выше, чем метод диагностики звуков без применения акустических средств и соответственно в 1,5 раза выше при определении синхронности окклюзионного звука.

### Заключение

Результаты исследования показали, что метод цифровой диагностики звуковых явлений можно использовать для выявления внутрисуставных нарушений в ВНЧС, наличия нарушений окклюзии зубов у стоматологических пациентов, а также производить динамическое наблюдение за процессом лечения.

### Список литературы

1. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Барадина И.Н. Определение анатомо-топографических показателей височно-нижнечелюстных суставов с применением программы «Osteovizor». *Стоматология. Эстетика. Инновации* 2017; №2:169–180.

2. Дедова Л.Н., Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Кандрукевич О.В., Соломевич А.С., Росеник Н.И. Распространенность стоматологических заболеваний в Республике Беларусь. *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2017; №2:193–202.
3. Franchi M., Fini M., Martini D., Orsini E., Leonardi L., Ruggeri A., Giavaresi G., Ottani V. Biological fixation of endosseous implant. *Micron*. 2015; Vol. 36(7-8):665–671. DOI: 10.1016/j.micron.2005.05.010
4. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.
5. Khomich I., Rubnikovich S., Baradzina I., Baradzin D. Algorithm of diagnostic measures in patients with temporomandibular joint disorders and bruxism. *Abstracts of the 23rd International Conference on Oral and Maxillofacial Surgery*. Hong Kong; 2017:270.
6. Рубникович С.П., Корзун О.К., Денисова Ю.Л., Андреева В.А., Корзун А.А. Анализ распространенности стоматологических заболеваний, требующих ортопедического лечения, среди взрослого населения г. Гродно. *Стоматолог*. 2018; №3 (30):20–30.
7. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л. Комплексное лечение болезней периодонта и зубочелюстных аномалий на основе лазерно-оптической диагностики. *Маэстро стоматологии*. 2011; №4:78–82.
8. Юрченко С.Ю., Шумский А.В., Мацкевич А.А. T-Scan в диагностике неврогенных заболеваний полости рта. *Клиническая стоматология*. 2011; №2 (58):76–79.
9. Wang Y.-L., Cheng J., Chen Y.-M., Yip K. H.-K., Smales R. J., Yin X.-M. Patterns and forces of occlusal contacts during lateral excursions recorded by the T-Scan II system in young Chinese adults with normal occlusions. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011; Vol. 38:571–578.
10. Аболмасов Н.Н., Гелетин П.Н. *Избирательное пришлифовывание зубов*. Смоленск; 2010.
11. Рубникович С.П., Майзет А.И. Применение цифрового метода анализа состояния окклюзии зубов у пациентов с частичной вторичной адентией и болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 2 (29):27–35.

#### References

1. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Baradina I.N. Determination of anatomical and topographic parameters of temporomandibular joints using the program "Osteovizor". *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2017; No.2:169-180. (In Russ.)
2. Dedova L.N., Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Kandrukevich O.V., Solomevich A.S., Rosenik N.I. Prevalence of dental diseases in the Republic of Belarus. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2017; №2:193–202. (In Russ.)
3. Franchi M., Fini M., Martini D., Orsini E., Leonardi L., Ruggeri A., Giavaresi G., Ottani V. Biological fixation of endosseous implant. *Micron*. 2015; Vol. 36(7-8):665–671. DOI: 10.1016/j.micron.2005.05.010
4. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.
5. Khomich I., Rubnikovich S., Baradzina I., Baradzin D. Algorithm of diagnostic measures in patients with temporomandibular joint disorders and bruxism. *Abstracts of the 23rd International Conference on Oral and Maxillofacial Surgery*. Hong Kong; 2017:270.
6. Rubnikovich S.P., Korzun O.K., Denisova Yu.L., Andreeva V.A., Korzun A.A. [Analysis of the prevalence of dental diseases requiring orthopedic treatment among the adult population of Grodno]. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; №3(30):20–30. (In Russ.)
7. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L. Complex treatment of periodontal diseases and dental anomalies based on laser-optical diagnostics. *Maestro stomatologii=Maestro of dentistry*. 2011; №4:78–82. (In Russ.)
8. Yurchenko S.Yu., Shumskii A.V., Matskevich A.A. T-Scan in the diagnosis of neurogenic diseases of the oral cavity. *Klinicheskaya stomatologiya= Clinical dentistry*. 2011; №2 (58):76–79. (In Russ.)
9. Wang Y.-L., Cheng J., Chen Y.-M., Yip K. H.-K., Smales R. J., Yin X.-M. Patterns and forces of occlusal contacts during lateral excursions recorded by the T-Scan II system in young Chinese adults with normal occlusions. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011; Vol. 38:571–578.
10. Abolmasov N.N., Geletin P.N. *Izbratel'noe prishlifovyvanie zubov= Selective grinding of teeth*. Smolensk; 2010. (In Russ.)

11. Rubnikovich S.P., Maizet A.I. Application of a digital method for analyzing the state of dental occlusion in patients with partial secondary adentia and periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; № 2 (29):27–35. (In Russ.)

#### **Вклад авторов**

Барадина И.Н. – 30%, Рубникович С.П. – 30%, Майзет А.И. – 20%, Бородин Д.М. – 20%.

#### **Authors contribution**

Baradina I.N. – 30%, Rubnikovich S.P. – 30%, Maizet A.I. – 20%, Borodin D.M. – 20%.

#### **Сведения об авторах**

Барадина И.Н., кандидат медицинских наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Майзет А.И., кандидат медицинских наук, старший преподаватель кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

Бородин Д.М., онколог-хирург, Государственное учреждение «Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова».

#### **Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь, Минск, переулок Казарменный 3, Белорусская медицинская академия последипломного образования +375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### **Information about the authors**

Baradina I.N., Doctor of Philosophy, Associate Professor of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Maizet A.I., Doctor of Philosophy, Senior Lecturer of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Borodin D.M., oncologist-surgeon, Republican scientific and practical center of Oncology and medical radiology named after N. N. Alexandrov.

#### **Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus, Minsk, Kazarmenny alley 3, Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education+375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru Rubikovich Sergey Petrovich

УДК 616-71

**ЭФФЕКТИВНОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ФОТОСТАТА ДЛЯ ФОТОГРАММЕТРИИ ФАСА И ПРОФИЛЯ ЛИЦА В ОРТОДОНТИИ**КУЗЬМЕНКО Е.В.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ЛЯДВИН Е.А.<sup>3</sup>, УСОВИЧ А.К.<sup>4</sup><sup>1</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь <sup>2</sup>Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь<sup>3</sup>Витебский завод электроизмерительных приборов, Витебск, Республика Беларусь <sup>4</sup>Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет, Витебск, Республика Беларусь

**Аннотация.** Фотостат для фотограмметрии фаса и профиля лица позволяет обеспечить естественное и легко воспроизводимое при повторных обследованиях положение головы исследуемого, стабильное положение фотоаппарата относительно объекта фотосъемки, а также возможность производить серию фотограмм в фас и профиль, не меняя положения обследуемого. Такой подход позволяет получить серию стандартизованных фотограмм, что делает возможным их последующий компьютерный анализ. Применение фотостата позволяет унифицировать процесс кефалометрического исследования и сократить трудозатраты на его проведение.

**Ключевые слова:** фотостат, кефалометрическое исследование, ортодонтия.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**THE EFFICIENCY OF THE PHOTOSTAT FOR FACIAL EN-FACE AND PROFILE PHOTOGRAMMETRY IN ORTHODONTICS**ELENA V. KUZMENKO<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, EVGENIY A. LYADVIN<sup>3</sup>, ALEKSANDR K. USOVICH<sup>4</sup><sup>1</sup> Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus<sup>2</sup> Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus<sup>3</sup> Vitebsk Plant of Electrical Measuring Instruments, Vitebsk, Belarus<sup>4</sup> Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University, Vitebsk, Belarus

**Abstract.** The photostat for photogrammetry of the en-face and profile of the face allows providing a natural and easily reproducible position of the subject's head during repeated examinations, a stable position of the camera relative to the subject of photography, as well as the ability to produce series of photograms of the en-face and profile without changing the subject's position. This approach allows obtaining series of standardized photographs and makes their subsequent computer analysis be possible. The use of a photostat allows to unify the process of cephalometry and reduce labor costs for its implementation.

**Keywords:** photostat, cephalometric examination, orthodontics.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

Кефалометрическое исследование входит в комплекс обязательных диагностических мероприятий при обследовании пациентов с зубочелюстно-лицевыми аномалиями [1, 2, 3]. Кефалометрические данные дают представление о характеристиках мозгового и лицевого отделов черепа человека, вариантах их взаимного соотношении, как при отсутствии, так и при наличии зубочелюстных аномалий [1, 4–6]. Данный метод информативен, не требует использования дорогостоящего инструментария, может быть применен у людей всех возрастных групп не только во время индивидуальных клинических обследований, но и на массовых медицинских осмотрах. Данные о размерных особенностях мозгового и лицевого отделов черепа человека способствуют раннему выявлению зубочелюстных аномалий, а также позволяют установить причину их развития, спрогнозировать степень изменения кефалометрических показателей после завершения лечения [5, 7–10].

Как для фундаментальных наук, так и для практического здравоохранения особый интерес представляют сведения о возрастных изменениях показателей мозгового и лицевого отделов черепа, периодах стабилизации их роста [4]. Большинство авторов рассматривают период прекращения выраженного роста черепа как оптимальное время для проведения комплексного ортодонтического лечения, реконструктивно-восстановительных вмешательств в челюстно-лицевой области [1, 5]. Однако данные о стабилизации роста мозгового и лицевого отделов черепа, представленные в литературе, противоречивы и потому требуют уточнения.

Полноценное кефалометрическое исследование представляет собой процесс последовательно-го измерения 21 параметра и последующего расчета 24 показателей – индексов, позволяющих определить тип и форму лицевого и мозгового отделов головы человека [1, 6]. Во время ортодонтического приема врач-ортодонт обычно проводит измерение ограниченного числа наиболее значимых параметров. Однако в сложных клинических случаях зачастую обоснованно проведение кефалометрического исследования, включающего определение полного перечня параметров. С целью усовершенствования методики кефалометрического исследования нами разработан фотостат, позволяющий ускорить и унифицировать процесс измерения [8].

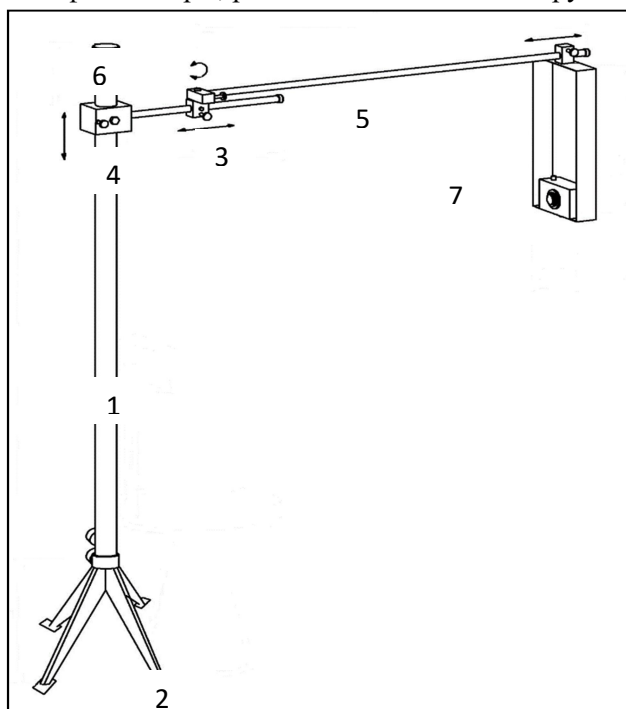
### Цель работы

Оценить эффективность использования фотостата для фотограмметрии фаса и профиля лица в комплексной диагностике зубочелюстных аномалий и деформаций в ортодонтической практике.

### Методика проведения эксперимента

Кефалометрическое обследование 20 мужчин и 30 женщин проведено дважды с интервалом в 4 года. Первое кефалометрическое исследование проводилось в юношеском возрасте, который составил  $18,8 \pm 0,7$  года у мужчин и  $17,4 \pm 0,2$  года – у женщин; второе – в первом периоде зрелого возраста, который составил  $22,7 \pm 0,4$  года у мужчин и  $21,4 \pm 0,3$  года – у женщин.

Кефалометрическое исследование проведено с использованием фотостата для фотограмметрии фаса и профиля лица [8]. Устройство состоит из вертикальной оси, плотно закрепленной в штативе, держателя, закрепленного на ней с помощью подвижного крепежного элемента с возможностью перемещения в вертикальной плоскости, горизонтального рукава, зафиксированного в держателе при помощи шарнира и рамки для фотокамеры, расположенной на конце рукава (рисунок).



**Рис.** Схематическое изображение фотостата:

1 – вертикальная ось, 2 – штатив, 3 – держатель, 4 – подвижный крепежный элемент, 5 – горизонтальный рукав, 6 – шарнир, 7 – рамка для фотокамеры

**Fig.** Schematic image of the photostat:

1 – vertical axis, 2 – tripod, 3 – holder, 4 – movable mounting element, 5 – horizontal sleeve, 6 – hinge, 7 – camera frame

Обследуемого усаживали на стул, плотно прилегающий к вертикальной оси фотостата. При выполнении снимка анфас горизонтальный рукав устройства с зафиксированной на конце рамкой для фотокамеры располагали параллельно горизонтальной плоскости на уровне глаз обследуемого и про-

водили фотосъемку. При производстве снимка в профиль горизонтальный рукав фотостата с помощью шарнира перемещали на  $90^\circ$  относительно первоначального положения, устанавливали на уровне ушной раковины обследуемого и проводили фотосъемку. Для фотосъемки использовали фотоаппарат «Nikon D3100». При использовании данного устройства голова обследуемого позиционировалась в естественном положении, что согласуется с современными подходами к фотосъемке в стоматологии [1, 8].

Анализ полученных изображений проводили в программе nanoCAD (Нанософт, РФ). Полученные данные обработаны статистически с помощью программ «Statistica» (Version 10, StatSoft Inc., США.) и «Excel».

### Результаты и их обсуждение

Применение фотостата позволило ускорить процесс кефалометрического исследования, сократить временные затраты в 1,63 раза. При этом непосредственно измерение параметров проводилось в отсутствие обследуемого, который принимал участие только в процессе фотографирования.

Анализ возрастных изменений кефалометрических характеристик мужчин динамической группы при повторном обследовании позволил выявить статистически значимое увеличение всех параметров мозгового и лицевого отделов черепа мужчин в возрасте  $22,7 \pm 0,6$  лет по сравнению с данными обследования этих же людей мужского пола в период юношеского возраста (в возрасте  $18,6 \pm 0,6$  лет) ( $p < 0,05$ ). Следовательно, в переходном периоде от юношеского к зрелому возрасту у людей мужского пола продолжается рост мозгового и лицевого отделов черепа.

При анализе динамики продольного и поперечного диаметров мозгового отдела черепа у женщин динамической группы при повторном обследовании не было установлено статистически значимого увеличения этих показателей у женщин в возрасте  $21,1 \pm 0,3$  лет по сравнению с данными обследования этих же женщин в период юношеского возраста (в возрасте  $17,1 \pm 0,3$  лет) ( $p > 0,05$ ). В результате анализа изменений морфологической и челюстной ширины лица у людей женского пола динамической группы при повторном обследовании нами не было установлено статистически значимого увеличения этих показателей у женщин в возрасте  $21,1 \pm 0,3$  лет по сравнению с данными обследования этих же людей в возрасте  $17,1 \pm 0,3$  лет ( $p > 0,05$ ). Таким образом, у людей женского пола продольный и поперечный размеры мозгового отдела черепа, морфологическая и челюстная ширина лицевого отдела черепа достигают своих конечных значений уже в юношеском возрастном периоде.

Выявлено статистически значимое увеличение физиономической, полной морфологической высоты лица, верхней, средней, нижней глубины лица, длины альвеолярной дуги верхней челюсти, высоты тела нижней челюсти, длины проекции тела нижней челюсти у женщин динамической группы в возрасте  $21,1 \pm 0,3$  лет по сравнению с данными обследования этих же женщин в период юношеского возраста ( $p < 0,05$ ).

### Заключение

Положительный эффект предлагаемой полезной модели состоит в том, что естественное и легко воспроизводимое при повторных обследованиях положение головы исследуемого, стабильное положение фотоаппарата относительно объекта фотосъемки, а также возможность производить серию фотограмм в фас и профиль, не меняя положения обследуемого, позволяют получить серию стандартизованных фотограмм, что делает возможным их последующий компьютерный анализ. Фотостат данной конструкции может быть использован при проведении антропометрического исследования в ортодонтии, ортопедической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Применение предлагаемой полезной модели позволяет стандартизировать методику антропометрического измерения и сократить трудозатраты на проведение антропометрического исследования.

Проведенное исследование позволило установить, что рост отделов головы заканчивается у мужчин и женщин в разном возрасте – у женщин прекращается увеличение продольного и попереч-

ного размеров мозгового, морфологической и челюстной ширины лицевого отдела в 17–18 лет, а у мужчин – продолжается рост всех параметров до 22–23 лет.

#### Список литературы

1. Кузьменко Е.В., Рубникович С.П., Усович А.К. *Антропометрические характеристики головы человека в зависимости от вида сформированного прикуса: монография*. Минск: БелМАПО. 2019:157.
2. Рубникович С.П., Кузьменко Е.В., Денисова Ю.Л., Богинский О.Ю., Андреева В.А., Тимчук Я.И. Распространенность зубочелюстных аномалий и деформаций среди населения школьного возраста г. Витебска. *Стоматолог*. 2018; № 4(31):39–43.
3. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Кузьменко Е.В., Андреева В.А., Тимчук Я.И., Шейда А.В. Распространенность зубочелюстных аномалий и деформаций среди детей Брестской области, обратившихся за стоматологической помощью. *Стоматолог*. 2019; № 4(35):8–13.
4. Кузьменко Е.В., Усович А.К. Кефалометрические параметры и половые различия их роста у людей в возрасте 17–24 лет. *Морфология*. 2018; Т. 154(5):57–63.
5. Кузьменко Е.В., Усович А.К. Размеры лицевых параметров человека при различных вариантах окклюзии. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки*. 2018; №3(47):15–24.
6. Кузьменко Е.В. Взаимосвязь кефалометрических характеристик и видов прикуса у людей в возрасте 17–24 лет. *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2018; Т.2(1):24–33.
7. Kuzmenko Y.V., Usovich A.K. Dentofacial Anomalies of Patients with Narrow Type of Face. *Abstracts of The International Scientific Conference «Health–2014»*. Ashgabat; 2014: 372.
8. Фотостат : пат. 11076 Респ. Беларусь, МПК А 61В 6/14, А 61С 19/00. Усович А.К., Кузьменко Е.В.; заявитель Учреждение образования «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет» (ВУ). – № u 20150393 ; заявл. 2015.11.19 ; опубл. 30.06.2016. Афіцыйны бюл. Нац. цэнтр інтэлектуал. уласнасці. 2016; №3:116–117.
9. Дедова Л.Н., Соломевич А.С., Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Денисов Л.А., Даревский В.И. Принципы современной физиотерапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 3 (30):32–37.
10. Рубникович С.П., Корзун О.К., Денисова Ю.Л., Андреева В.А., Корзун А.А. Анализ распространенности стоматологических заболеваний, требующих ортопедического лечения, среди взрослого населения г. Гродно. *Стоматолог*. 2018; №3 (30):20–30.

#### References

1. Kuzmenko E.V., Rubnikovich S.P., Usovich A.K. *Antropometric characteristics of the human head depending on the type of formed bite: monograph*. Minsk: BelMAPO. 2019:157. (In Russ.)
2. Rubnikovich S.P., Kuzmenko E.V., Denisova Yu.L., Boginskii O.Yu., Andreeva V.A., Timchuk Ya.I. Prevalence of dental anomalies and deformities among the school-age population of Vitebsk. *Stomatolog=Stomatologist*. 2018; № 4(31):39–43. (In Russ.)
3. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Kuz'menko E.V., Andreeva V.A., Timchuk Ya.I., Sheida A.V. Prevalence of dental anomalies and deformities among children of the Brest region who applied for dental care. *Stomatolog=Stomatologist*. 2019; № 4(35):8–13. (In Russ.)
4. Kuzmenko E.V., Usovich A.K. Cephalometric parameters and sex differences of their growth in people aged 17-24 years. *Morfologiya=Morphology*. 2018; Т. 154(5):57–63. (In Russ.)
5. Kuzmenko E.V., Usovich A.K. Dimensions of human facial parameters in various variants of occlusion. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedenii. Povolzhskii region. Meditsinskie nauki=News of higher educational institutions. Volga region. Medical science*. 2018; №3(47):15–24. (In Russ.)
6. Kuzmenko E.V. Interrelation of cephalometric characteristics and types of bite in people aged 17–24 years. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2018; Т.2(1):24–33. (In Russ.)
7. Kuzmenko Y.V., Usovich A.K. Dentofacial Anomalies of Patients with Narrow Type of Face. *Abstracts of The International Scientific Conference «Health–2014»*. Ashgabat; 2014: 372.
8. Photostat: Pat. 11076 REP. Belarus, IPC A 61B 6/14, a 61C 19/00. Usovich A. K., Kuzmenko E. V.; applicant educational Institution " Vitebsk state order of Friendship of peoples medical University "(BY)" - no. u 20150393; application 2015.11.19; publ. 30.06.2016. official bul. National center of intellectual properties. 2016; №3:116–117. (In Russ.)
9. Dedova L.N., Solomevich A.S., Denisova Yu.L., Rubnikovich S.P., Denisov L.A., Darevskii V.I. Principles of modern physiotherapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog=Stomatologist*. 2018; № 3 (30):32–37. (In Russ.)

10. Rubnikovich S.P., Korzun O.K., Denisova Yu.L., Andreeva V.A., Korzun A.A. [Analysis of the prevalence of dental diseases requiring orthopedic treatment among the adult population of Grodno]. *Stomatolog=Stomatologist*. 2018; №3 (30):20–30. (In Russ.)

#### **Вклад авторов**

Кузьменко Е.В. – 40%, Рубникович С.П. – 20%, Лядвин Е.А. – 20%, Усович А.К. – 20%.

#### **Authors contribution**

Kuzmenko E.V. – 40%, Rubnikovich S.P. – 20%, Lyadvin E.A. – 20%, Usovich A.K. – 20%.

#### **Сведения об авторах**

Кузьменко Е.В., кандидат медицинских наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Лядвин Е.А., директор, Витебский завод электроизмерительных приборов.

Усович А.К., доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой анатомии человека, Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет.

#### **Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### **Information about the authors**

Kuzmenko E.V., Doctor of Philosophy, Associate Professor of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Lyadvin E.A., Director, Vitebsk plant of electrical measuring devices.

Usovich A.K., Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of The Department of Human Anatomy, Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University.

#### **Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubnikovich Sergey Petrovich



УДК 616.314–08–034

## УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАЧЕСТВА ВИНТОВОГО СОЕДИНЕНИЯ В СИСТЕМЕ «ДЕНТАЛЬНЫЙ ИМПЛАНТАТ – АБАТМЕНТ» РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ПРЯЛКИН С.В.<sup>2</sup>, БУСЬКО В.Н.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*<sup>2</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*<sup>3</sup> *Институт прикладной физики Национальной Академии Наук, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Разработано и изготовлено устройство для исследования качества винтового соединения системы «дентальный имплантат – абатмент» при циклических нагружениях, имитирующих функциональные нагрузки в полости рта. Приоритетным аспектом является исследование силовых нагрузок, направленных под углом к длинной оси дентального имплантата, как при боковых движениях нижней челюсти во время жевания. Изготовлена экспериментальная модель, состоящая из носителя с четырьмя дентальными имплантатами и изготовленной на них супраконструкции с отверстиями для доступа к шахтам винтов абатментов с целью проведения исследований.

**Ключевые слова:** прочность винтового соединения, дентальный имплантат, циклические нагружения

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## DEVICE FOR DETERMINING THE QUALITY OF THE SCREW CONNECTION IN THE «DENTAL IMPLANT – ABUTMENT» SYSTEM

SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, SERGEY V. PRYALKIN<sup>2</sup>, VALERIY N. BUSKO<sup>3</sup><sup>1</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*<sup>2</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*<sup>3</sup> *Institute of Applied Physics of National Academy of Sciences, Minsk, Belarus*

**Abstract.** A device was developed and manufactured to study the quality of the screw connection of the "dental implant – abutment" system under cyclic loads that simulate functional loads in the oral cavity. A priority aspect is the study of force loads directed at an angle to the long axis of the dental implant, as in the case of lateral movements of the lower jaw during chewing. An experimental model consisting of a carrier with four dental implants and a supraconstruction made on them with holes for access to the shafts of the abutment screws for the purpose of conducting research was made.

**Keywords:** screw joint strength, dental implant, cyclic loads

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Наиболее часто в практической стоматологии применяются двухкомпонентные системы дентальных имплантатов. Разборные дентальные имплантаты имеют в своём составе внутрикостную часть (дентальный имплантат) и на костную представленную абатментами различных модификаций. У неразборных дентальных имплантатов внутрикостная часть и абатмент соединены монолитно. Соединение разборного дентального имплантата и абатмента бывает двух типов – плоскостное и коническое [1–6]. Как в цилиндрическом типе соединения, так и в коническом абатмент к дентальному имплантату фиксируется при помощи винта. В данном типе соединения винт зажимается с заданным усилием до 40 Н/см под контролем динамометрического ключа. При функционировании ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в полости рта винтовое соединение дентального имплантата и абатмента ослабляется. Исторически ранее появилось цилиндрическое (плоскостное) соединение. Данный тип соединения представлен наружным и внутренним шестигранником. Коническое соединение разрабатывалось несколько позднее и является более современным соединением, нежели цилиндрическое [7–11].

### Цель работы

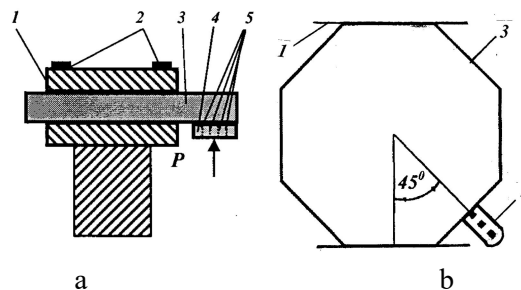
Разработка и изготовление специального устройства для исследования качества винтового соединения системы «дентальный имплантат – абатмент» при циклических нагрузках, имитирующих функциональные нагрузки в полости рта.

### Методика проведения эксперимента

Для обеспечения указанных требований и условий испытания системы «дентальный имплантат – абатмент» на прочность винтового соединения были разработаны и изготовлены специальные

носители, с укрепленными в них дентальными имплантатами в количестве 4-х штук. К дентальным имплантатам фиксировались абатменты посредством винтового соединения. На абатменты были изготовлены ортопедические конструкции из стали овальной формы для циклических нагрузений подшипником качения.

Для соблюдения необходимого угла воздействия нагрузки на носитель с имплантатами был изготовлен носитель в виде восьми- и шестнадцатигранника. Нагружение проводили под углом  $\alpha_1 = 45^\circ$  и  $\alpha_2 = 22,5^\circ$  к создаваемому усилию соответственно. При изменении количества циклов нагружения  $N$  с помощью динамометрического ключа измерялся момент зажатия фиксирующих винтов абатментов ортопедической конструкции. Пример конструкции носителя в форме восьмигранника и ортопедической конструкции овальной формы, а также направление действия нагрузки  $P$  на носитель представлены в двух проекциях на рисунке. Носитель в виде восьмигранника изготовлен из стали длиной 120 мм и высотой каждой грани 30 мм, на одной из граней которого формировались ложа для фиксации дентальных имплантатов на которые впоследствии устанавливалась ортопедическая конструкция размером 25 x 10 x 12 мм из кобальт-хромовой стали. Форма поверхности обоймы с образцами, на которую воздействует под углом нагрузка  $P$ , имеет вид овала.



**Рис.** Фиксатор и обойма с образцами в узле защемления установки для исследования усталостной прочности: 1 – узел защемления, 2 – болты крепления, 3 – носитель, 4, 5 – ортопедическая конструкция овальной формы,  $P$  – направление действия нагрузки (силовозбудитель): а – схема крепления носителя и ортопедической конструкции; б – восьмигранный носитель и ортопедическая конструкция

**Fig.** Retainer and clip with samples in the pinching unit of the installation for fatigue strength research: 1 – pinching unit, 2 – mounting bolts, 3 – carrier, 4, 5 – oval orthopedic structure,  $P$  – direction of load action (power exciter): а – mounting scheme of the carrier and orthopedic structure; б – octahedral carrier and orthopedic structure

Дентальные имплантаты размером 3,75\*11,5 фиксировались в носителе в специально сформированном ложе посредством композиционного фиксирующего материала химического отверждения. На зафиксированные дентальные имплантаты подбирались абатменты с высотой шейки 1 мм и изготавливалась ортопедическая конструкция из кобальт-хромовой стали овальной формы. Усилие зажатия фиксирующих винтов контролировалось с помощью динамометрического ключа типа МТ-R1040 (в Н/см) с точно заданным крутящим моментом затяжки  $M$ . Исследование прочности соединения в системе «дентальный имплантат-абатмент» проводили на малогабаритной лабораторной установке, разработанной и изготовленной в ИПФ НАН Беларуси и предназначенной для механических испытаний плоских образцов из ферромагнитных материалов. Принцип работы установки основан на циклических нагружениях свободного конца консольно-защемленного образца специальным силовым элементом в виде подшипника качения. Для исследования прочности винтового соединения в системе «дентальный имплантат-абатмент» усталости узел защемления установки был модифицирован.

#### Результаты и их обсуждение

В результате нагружения силовозбудителем незащемленного конца носителя 3 и ортопедической конструкции 4 при постоянной амплитуде напряжений  $\sigma$ , равной ориентировочно 120 МПа, с ростом  $N$  происходит накопление усталостной повреждаемости, приводящее к снижению прочност-

ных характеристик в системе «дентальный имплантат-абатмент» и ослаблению крепления абатментов ортопедической конструкции 4. Выбранное значение создаваемых напряжений в системе «дентальный имплантат - абатмент» рассчитывалось по прогибу конца фиксатора, измеренного с помощью индикатора перемещения часового типа или с помощью электронного штангенциркуля. Характеризующий момент  $M$  затяжки фиксирующих винтов абатментов, или усилие, а также количество циклов нагружения  $N$ , являются количественными мерами ослабления винтовой фиксации в системе «дентальный имплантат-абатмент» имеющейся ортопедической конструкции 4.

#### Заключение

Испытания показали эффективность предложенного устройства и методики исследования качества винтового соединения системы «дентальный имплантат-абатмент» на усталость при изменении ориентации и угла направления нагрузки, степени затягивания фиксирующих винтов абатментов и количества циклов нагружения.

Данная методика позволяет проводить качественную оценку винтовых соединений в системе «дентальный имплантат - абатмент». Циклические нагружения опытных образцов позволяют моделировать реальные условия функционирования ортопедической конструкции в полости рта при боковых нагрузках. На предварительных испытаниях устройства показана высокая информативность метода исследования качества винтового соединения в системе «дентальный имплантат-абатмент» при циклических нагружениях.

#### Список литературы

1. Рубникович С.П., Корзун О.К., Денисова Ю.Л., Андреева В.А., Корзун А.А. Анализ распространенности стоматологических заболеваний, требующих ортопедического лечения, среди взрослого населения г. Гродно. *Стоматолог.* 2018; №3 (30):20–30.
2. Дедова Л.Н., Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Кандрукевич О.В., Соломевич А.С., Росеник Н.И. Распространенность стоматологических заболеваний в Республике Беларусь. *Стоматология. Эстетика. Инновации.* 2017; №2:193–202.
3. Базылев Н.Б., Рубникович С.П. Исследование напряженно-деформационного состояния металлокерамических зубных протезов с помощью цифрового лазерного спекл-фотографического анализа. *Инженерно-физический журнал.* 2009; №82(4):789–793.
4. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Прялкин С.В. Evaluation of microcirculation of peri-implant tissues with fixed prosthetics based on dental implants. *Стоматолог.* 2019; №1(32):77–82.
5. Рубникович С.П., Прялкин С.В. Использование мезоструктур при изготовлении зубных протезов с опорой на дентальные имплантаты. *Стоматолог.* 2016; №2(21):62–63.
6. Рубникович С.П., Фисюнов А.Д., Бусько В.Н. Методика усталостных испытаний композитно-армированных культевых штифтовых вкладок с разным количеством армирующих элементов. *Стоматолог.* 2017; № 2(25):14–18.
7. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Шишов В.Г., Раптунович Ю.А. Особенности дентальной имплантации в междисциплинарном взаимодействии при адентии боковых резцов верхней челюсти. *Стоматолог.* 2018; №1(28):25–31.
8. Рубникович С.П., Хомич И.С., Минченя В.Т. Использование низкочастотного ультразвука в дентальной имплантации (экспериментальное исследование). *Стоматолог.* 2015; № 4 (19):21–24.
9. Рубникович С.П., Хомич И.С., Владимирская Т.Э. Экспериментальное обоснование применения метода дентальной имплантации с использованием низкочастотного ультразвука у пациентов с частичной вторичной адентией. *Проблемы здоровья и экологии.* 2015; № 4:75–80.
10. Хомич И.С., Рубникович С.П. Лечение пациентов с частичной вторичной адентией методом дентальной имплантации с применением низкочастотного ультразвука. *Стоматолог.* 2015; №4(19):25–29.
11. Рубникович С.П. Протезирование зубов со сниженной высотой коронковой части. *Современная стоматология.* 2002; № 1:37.

#### References

1. Rubnikovich S.P., Korzun O.K., Denisova Yu.L., Andreeva V.A., Korzun A.A. [Analysis of the prevalence of dental diseases requiring orthopedic treatment among the adult population of Grodno]. *Stomatolog=Stomatologist.* 2018; №3 (30):20–30. (In Russ.)

2. Dedova L.N., Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Kandrukevich O.V., Solomevich A.S., Rosenik N.I. Prevalence of dental diseases in the Republic of Belarus. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2017; №2:193–202. (In Russ.)
3. Bazylev N.B., Rubnikovich S.P. Investigation of the stress-strain state of metal-ceramic dental prostheses by means of digital laser speckle photographic analysis. *Inzhenerno-fizicheskii zhurnal=Engineering and physical journal*. 2009; №82(4):789–793. (In Russ.)
4. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Pryalkin S.V. Evaluation of microcirculation of peri-implant tissues with fixed prosthetics based on dental implants. *Stomatolog=Stomatologist*. 2019; №1(32):77–82.
5. Rubnikovich S.P., Pryalkin S.V. The use of mesostructures in the manufacture of dental prostheses based on dental implants. *Stomatolog=Stomatologist*. 2016; №2(21):62–63. (In Russ.)
6. Rubnikovich S.P., Fisyunov A.D., Bus'ko V.N. Method of fatigue testing of composite-reinforced stump pin tabs with different number of reinforcing elements. *Stomatolog=Stomatologist*. 2017; № 2(25):14–18. (In Russ.)
7. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Shishov V.G., Raptunovich Yu.A. Peculiarities of dental implantation in interdisciplinary collaboration in edentulous upper lateral incisors. *Stomatolog=Stomatologist*. 2018; №1(28):25–31. (In Russ.)
8. Rubnikovich S.P., Khomich I.S., Minchenya V.T. Use of low-frequency ultrasound in dental implantation (experimental study). *Stomatolog=Stomatologist*. 2015; № 4 (19):21–24. (In Russ.)
9. Rubnikovich S.P., Khomich I.S., Vladimirskaya T.E. Experimental substantiation of the use of the method of dental implantation using low-frequency ultrasound in patients with partial secondary adentia. *Problemy zdorov'ya i ekologii=Health and environmental issues*. 2015; № 4:75–80. (In Russ.)
10. Khomich I.S., Rubnikovich S.P. Treatment of patients with partial adentia method of dental implantation with the use of low frequency ultrasound. *Stomatolog=Stomatologist*. 2015; № 4 (19):25–29. (In Russ.)
11. Rubnikovich S.P. Prosthetics of teeth with a reduced height of the crown part. *Sovremennaya stomatologiya=Modern dentistry*. 2002; № 1:37. (In Russ.)

#### **Вклад авторов**

Рубникович С.П. – 40%, Прялкин С.В. – 40%, Бусько В.Н. – 20%.

#### **Authors contribution**

Rubnikovich S.P. – 40%, Pryalkin S.V. – 40%, Bus'ko V.N. – 20%.

#### **Сведения об авторах**

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последиplomного образования».

Прялкин С.В., старший преподаватель кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последиplomного образования.

Бусько В.Н., ведущий научный сотрудник, Государственное научное учреждение «Институт прикладной физики Национальной академии наук Беларуси».

#### **Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь, Минск, переулок Казарменный 3, Белорусская медицинская академия последиplomного образования  
+375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru

#### **Information about the authors**

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Pryalkin S.V., Senior Lecturer of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Busko V. N., Leading Researcher, State Scientific Institution «Institute of Applied Physics of The National Academy of Sciences of Belarus».

#### **Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru

УДК 616-71

## ЭФФЕКТИВНОСТЬ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАПИЛЛЯРНОГО ДАВЛЕНИЯ ТКАНЕЙ ПЕРИОДОНТА ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ДЕФЕКТОВ ЗУБОВ И ЗУБНЫХ РЯДОВ РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ДЕНИСОВА Ю.Л.<sup>1</sup>, Л.А. ДЕНИСОВ<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Белорусский осударственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*<sup>2</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Разработанное устройство и методика определения капиллярного давления периодонта рекомендованы к использованию при обследовании и лечении пациентов с дефектами зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями. При включенных дефектах зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями характерно снижение капиллярного давления периодонта нефункционирующей группы зубов и его повышение в 1,43 раза в функционирующей группе.

**Ключевые слова:** капиллярное давление, периодонт.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## EFFICIENCY OF THE DEVICE FOR DETERMINING THE CAPILLARY TISSUE PRESSURE OF THE TISSUE OF THE PERIODONT IN THE PROSTHETICS OF DEFECTS OF TEETH AND DENTAL ARCHES

YULIYA L. DENISOVA<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, LEONID A. DENISOV<sup>2</sup><sup>1</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*<sup>2</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

**Abstract.** The developed device and method of determining the capillary pressure in the periodontium are recommended for use during the examination and treatment of patients with defects of dentition in combination with dental anomalies. Included defects of the dentition in combination with the dental-maxillary anomalies are usually accompanied by the decrease of the capillary pressure in the periodontium of the non-functioning group of teeth and by the capillary pressure increase in 1.43 times in the functioning group of teeth.

**Keywords:** capillary pressure, periodontium

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Сложность патогенеза стоматологических заболеваний требует применения достаточно чувствительных методов диагностики для проведения эффективных лечебно-профилактических мероприятий. Многими исследователями еще с начала 20 века высказывались мнения о необходимости дозирования ортодонтической нагрузки в зависимости от капиллярного давления периодонта [1–4]. Была предложена классификация ортодонтических сил в зависимости от капиллярного давления периодонта. Однако в практике ортопедической стоматологии определение капиллярного давления периодонта не применялось [5–10].

**Цель работы** – разработка и применение устройства для достоверного определения капиллярного давления периодонта у пациентов с включенными дефектами зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями.

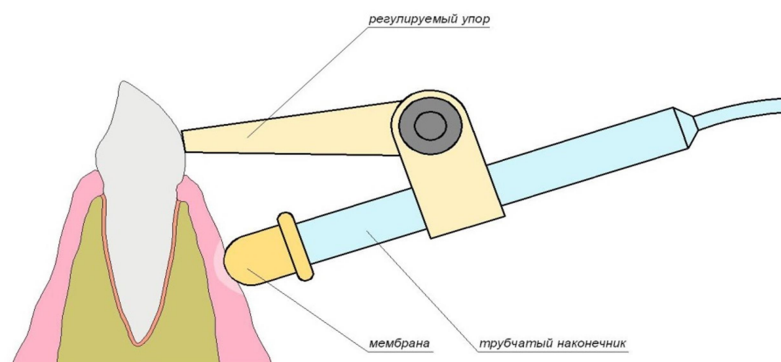
### Методика проведения эксперимента

Для изучения капиллярного давления в тканях периодонта обследованы 32 пациента в возрасте 20–44 года обоих полов с включенными дефектами зубных рядов IV класс Кеннеди в сочетании с зубочелюстными аномалиями. Контрольную группу составили 30 пациентов с интактным периодонтом. Исследовали десну в области функционирующей и нефункционирующей групп зубов.

### Результаты и их обсуждение

Для выполнения поставленной цели было разработано устройство для определения капиллярного давления периодонта, которое содержит элемент дозирования нагрузки и нагрузочное средство, соединенные между собой (патент на изобретение Республики Беларусь № 15437 от 28.02.2012) [7]. Элемент дозирования нагрузки, выполнен в виде пневматической системы, содержит включающей пневматический нагнетатель, ресивер, манометр и соединительные трубки. Нагрузочное средство представляет собой трубчатый наконечник цилиндрической формы, один конец которого присоединен к ресиверу, а второй снабжен закрепленной на нем эластичной мембраной (рисунок). Под дей-

ствием дозированной нагрузки десна меняла окраску, что свидетельствовало об изменении кровенаполнении капилляров. Минимальная величина давления, которая вызывает обусловленное выдавливанием крови из капилляров изменение цвета десны, соответствовало величине давления крови в капиллярах десен.



**Рис.** Схематическое изображение трубоччатого наконечника с эластичной мембраной и упора для определения капиллярного давления периодонта

**Fig.** Schematic representation of a tubular tip with an elastic membrane and a stop for determining the periodontal capillary pressure

Показатель капиллярного давления периодонта у лиц контрольной группы с интактным периодонтом составил  $20,3 \pm 0,43$  мм рт. ст. При включенных дефектах зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями нефункционирующей группы зубов значения капиллярное давление периодонта варьировали в пределах  $19,11 \pm 0,11$  —  $14,5 \pm 0,38$  мм рт. ст., в среднем —  $16,8 \pm 0,4$  мм рт. ст., и было снижено в 1,2 раза по сравнению со здоровыми тканями периодонта ( $p < 0,001$ ). Среднее значение капиллярного давления периодонта у пациентов с включенными дефектами зубных рядов функционирующей группы зубов было  $29 \pm 0,9$  мм рт. ст., что в 1,43 раза ( $p < 0,001$ ) больше по сравнению со здоровыми тканями периодонта.

### Заключение

Полученные результаты свидетельствуют о том, что впервые разработано и апробировано устройство для определения капиллярного давления периодонта у пациентов с дефектами зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями. Доказано, что при включенных дефектах зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями характерно снижение капиллярного давления периодонта нефункционирующей группы зубов и его повышение в 1,43 раза в функционирующей группе.

Таким образом, разработанное устройство и методика определения капиллярного давления периодонта рекомендованы к использованию при обследовании и лечении пациентов с дефектами зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями. Высокая чувствительность (97 %), минимальное время (2 мин) на проведение диагностической процедуры позволяют отнести разработанную диагностику к ряду инновационных экспресс-методов.

### Список литературы

1. Денисова Ю.Л. Новый метод исследования капиллярного давления в тканях периодонта у пациентов с зубочелюстными аномалиями и деформациями. *Медицинский журнал*. 2012; № 2:49–52.
2. Дедова Л.Н., Соломевич А.С., Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Денисов Л.А., Даревский В.И. Принципы современной физиотерапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 3 (30):32–37.
3. Рубникович С.П. Лазерно-оптический метод в ранней диагностике микроциркуляторных нарушений в тканях периодонта. *Медицинский журнал*. 2011; № 2(36):85–88.
4. Рубникович С.П., Фомин Н.А. *Лазерно-оптические методы диагностики и терапии в стоматологии*. Минск; 2010.
5. Рубникович С.П. Применение цифровой динамической спекл-анемометрии в диагностике поверхностного кровотока тканей ротовой полости. *Стоматологический журнал*. 2007; № 3:26.

6. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Фомин Н.А. Цифровые лазерные спекл-технологии в определении кровотока в биотканях и напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы. *Инженерно-физический журнал*. 2017; № 90(6): 1588-1599.

7. Денисова Ю.Л. *Устройство для определения капиллярного давления в тканях периодонта*. Патент РБ на изобретение №15437; МПК А 61 В5/02. Опубликовано. 28.02.2012.

8. Базылев Н.Б., Лавинская Е.И., Наумович С.А., Рубникович С.П., Фомин Н.А. Лазерное зондирование биотканей методами динамической спекл-фотографии в квазиреальном времени. Доклады Национальной академии наук Беларуси. 2003; № 47(4):46.

9. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.

10. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.

#### References

1. Denisova Yu.L. New method for studying capillary pressure in periodontal tissues in patients with dental anomalies and deformities. *Meditinskii zhurnal=Medical journal*. 2012; № 2:49–52. (In Russ.)

2. Dedova L.N., Solomevich A.S., Denisova Yu.L., Rubnikovich S.P., Denisov L.A., Darevskii V.I. Principles of modern physiotherapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; № 3 (30):32–37. (In Russ.)

3. Rubnikovich S.P. Laser-optical method in the early diagnosis of microcirculatory disorders in periodontal tissues. *Meditinskii zhurnal= Medical journal*. 2011; № 2(36):85-88. (In Russ.)

4. Rubnikovich S.P., Fomin N.A. *Lazerno-opticheskie metody diagnostiki i terapii v stomatologii=Laser and optical diagnostics and therapy in dentistry*. Минск; 2010. (In Russ.)

5. Rubnikovich S.P. The use of digital dynamic speckle anemometry in the diagnosis of superficial blood flow of the tissues of the oral cavity. *Stomatologicheskii zhurnal= Dental journal*. 2007; № 3:26. (In Russ.)

6. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Fomin N.A. Digital laser speckle technologies in determining blood flow in bio-tissues and the stress-strain state of the dentoalveolar system. *Inzhenerno-fizicheskii zhurnal=Engineering and physics journal*. 2017; № 90(6): 1588-1599. (In Russ.)

7. Denisova Yu. L. *The device for determining capillary pressure in the tissues of the periodontium*. Patent of the Republic of Belarus for invention No. 15437; IPC A 61 B5 / 02. Published on 28.02.2012. (In Russ.)

8. Bazylev N.B., Lavinskaya E.I., Naumovich S.A., Rubnikovich S.P., Fomin N.A. Laser probing of biological tissues using dynamic speckle photography in quasi-real time. *Doklady Natsional'noi akademii nauk Belarusi=Reports of the National Academy of Sciences of Belarus*. 2003; № 47(4):46. (In Russ.)

9. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.

10. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.

#### Вклад авторов

Денисова Ю.Л. – 50%, Рубникович С.П. – 30%, Денисов Л.А. – 20%.

#### Authors contribution

Denisova Yu.L. – 50%, Rubnikovich S.P. – 30%, Denisov L.A. – 20%.

#### Сведения об авторах

Денисова Ю.Л., доктор медицинских наук, профессор, профессор 3-ей кафедры терапевтической стоматологии, Белорусский государственный медицинский университет.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учрежде-

#### Information about the authors

Denisova Yu.L., Doctor of Medical Sciences, Professor, Professor of the 3rd Department of therapeutic dentistry, Belarusian State Medical University.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

ния образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Денисов Л.А., кандидат медицинских наук, доцент, доцент кафедры терапевтической стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

**Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

Denisov L.A., Doctor of Philosophy, Associate Professor, Associate Professor of the Department of Therapeutic Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

**Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubikovich Sergey Petrovich

УДК 616.314.163-089:615.837.3(075.9)

**ЭФФЕКТИВНОСТЬ УЛЬТРАЗВУКОВОГО АППАРАТА «DENT-35» ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА ЭНДОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ  
КОСТЕЦКИЙ Ю.А.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

<sup>2</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Проведена оценка клинической эффективности эндодонтического лечения, проводимого с использованием аппарата стоматологического «DENT-35», а также возможности его широкого клинического применения в практическом здравоохранении. При анализе полученных данных исследовались запломбированные корневые каналы зубов при помощи низкочастотного ультразвука по существующим критериям качественной obturation корневых каналов и наличие периапикальных изменений. По завершению стоматологического лечения всем пациентам в исследуемой группе проводилось конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) зубов для оценки критериев качества эндодонтического лечения.

**Ключевые слова:** ультразвук, obturation корневых каналов.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**EFFICIENCY OF ULTRASONIC DEVICE «DENT-35» FOR IMPROVING THE QUALITY OF ENDODONTIC TREATMENT**

*Yuriy A. Kostetskiy<sup>1</sup>, Sergey P. Rubnikovich<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

<sup>2</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*

**Abstract.** The assessment of the clinical effectiveness of endodontic treatment carried out using the dental apparatus «DENT-35», as well as the possibility of its wide clinical application in practical health care. When analyzing the obtained data, sealed root canals of the teeth were investigated using low-frequency ultrasound according to the existing criteria of qualitative obturation of root canals and the presence of periapical changes. Upon completion of the dental treatment, all patients in the study group underwent a cone beam computer tomography of the teeth to assess the quality criteria of endodontic treatment.

**Keywords:** ultrasound, root canal obturation

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

В работах отечественных и зарубежных источников информации описано влияние степени герметизации системы корневых каналов зубов на качество эндодонтического лечения. Показано, что при распространеннейшей практике пломбирования корневого канала гуттаперчей и пломбировочным материалом (силером) не достигается достаточной герметизации. Использование пломбировочных материалов (силеров) для этих целей следует считать относительным недостатком, так как на сегодняшний день не существует материала, способного обеспечить контролируемое заполнение маги-

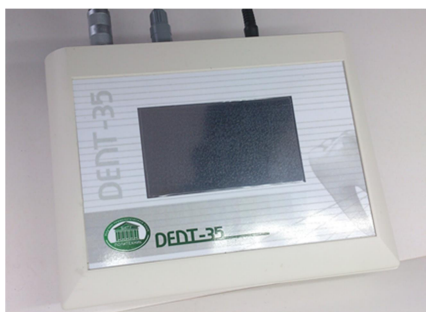


стрального канала, и при этом достаточно текучего для того, чтобы заполнить все его ответвления [1–3].

В настоящее время в стоматологии применяются методы, аппараты и инструменты, направленные на совершенствование качества эндодонтического лечения. На сегодняшний день единственным объективным методом, позволяющим оценить инструментальную обработку и качество obturации корневых каналов зубов, является рентгенологическое исследование. При этом, как правило, используются данные аналоговой и цифровой внутриротовой рентгенографии и ортопантомографии [4, 5]. Указанные методики позволяют получить двухмерное изображение в области пролеченного зуба, при котором на достоверность и информативность изображения оказывают влияние проекционные искажения и суммационная теневая картина анатомических деталей. Соответственно перечисленные методики дают лишь приблизительное представление о качестве пломбирования корневых каналов и состоянии периапикальных тканей [6–8].

Использование КЛКТ позволяет визуализировать топографию корней зубов и оценивать качество эндодонтического лечения на более высоком уровне. Преимуществами данной методики являются многопроекционное исследование зоны интереса, достоверное отображение анатомических деталей и их взаимного расположения, отсутствие проекционных искажений, отдельное отображение анатомических деталей, возможность проведения измерений [9–11].

В связи с этим обозначилась необходимость изучения и сравнения результатов эндодонтического лечения с позиций трехмерного компьютерного томографического изображения критериев качества пломбирования корневых каналов зубов, выполненных традиционными методами в одной группе исследования с группой, где для obturации корневых каналов зубов применялся низкочастотный ультразвуковой стоматологический аппарат «DENT-35» (рис. 1).



**Рис. 1.** Ультразвуковой генератор «DENT-35»

**Fig. 1.** Ultrasonic generator «DENT-35»

### **Цель работы**

Целью проводимого исследования являлась оценка клинической эффективности эндодонтического лечения, проводимого при помощи аппарата стоматологического «DENT-35» ТУ ВУ 100232486.044 по данным конусно-лучевой компьютерной томографии, а также возможности его широкого клинического применения в практическом здравоохранении [7].

Задачи исследования:

1. Провести эндодонтическое лечение зубов с применением низкочастотного ультразвукового аппарата стоматологического «DENT-35»;
2. Определить информативность изображения пломбировочного материала в корневых каналах разных групп зубов после проведенного эндодонтического лечения при помощи КЛКТ;
3. Определить достоверность отображения obturированных корневых каналов всех групп зубов при конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ).
4. Выявить диагностическую эффективность разных способов внутриротовой рентгенографии и КЛКТ при оценке качества проведенного эндодонтического лечения.

### Методика проведения эксперимента

Клинические испытания проводились в учреждениях здравоохранения г. Минска: УЗ «7-я городская стоматологическая поликлиника», УЗ «12-я городская клиническая стоматологическая поликлиника», ГУ «Республиканская клиническая стоматологическая поликлиника». Согласно критериям включения (Inclusion criteria), указанных в программе испытаний, была сформирована группа пациентов в количестве 30 человек, которым проводилось эндодонтическое лечение и пломбирование корневых каналов зубов при помощи ультразвукового стоматологического аппарата «DENT-35». Контрольную группу из числа этих же пациентов составляли рентгенологические снимки КЛКТ зубов после эндодонтического лечения, выполненного без применения низкочастотного ультразвука.

Оценка эффективности эндодонтического лечения проводилась по факту соответствия испытуемого стоматологического аппарата «DENT-35» его заявленным характеристикам согласно перечню индивидуальных регистрационных карт и анкет. По завершению стоматологического лечения во второй группе проводилось КЛКТ зубных рядов для оценки критериев качества эндодонтического лечения при помощи низкочастотного ультразвука и сравнительного анализа результатов эндодонтического лечения ранее пролеченных зубов, которые составили первую (контрольную) группу. Оформление результатов эндодонтического лечения зубов во второй группе записывались в протокол и акты приёмочных клинических испытаний. Результаты оформлялись отчётом о проведении клинических испытаний.

При анализе исследуемого материала в первой и второй группах учитывали основные критерии, характеризующие анатомо-топографические особенности зубов и корневых каналов, а также качество их пломбирования (глубина obturации, однородность obturации пломбировочного материала, инструментальная обработка устья и самого корневого канала).

Использовали данные конусно-лучевого компьютерного томографа «Planmeca ProMax 3D Classic» (Planmeca Group, Финляндия) и Sirona 3D Galileos (Германия). Изучено 115 конусно-лучевых компьютерных томограмм в реконструированных аксиальных и реформатированных косых проекциях.

В условиях лечебного кабинета осуществляли инструментальную подготовку всех корневых каналов в технике «crown-down». Медикаментозную дезинфекцию корневых каналов осуществляли посредством ирригации 2% раствором хлоргексидина биглюконата и 3% раствором гипохлорита натрия. Окончательное формирование пространства корневых каналов зубов проводили в технике «crown-down». Obturацию выполняли в условиях генерации низкочастотного ультразвука на пломбировочный материал через гибкий концентратор-волновод с последующей латеральной конденсацией гуттаперчи [7].

Для изучения закономерностей отображения пломбировочного материала при качественной obturации корневых каналов пломбирование выполняли гуттаперчей с силером на основе эпоксидных смол по методу латеральной конденсации. Для изучения закономерностей отображения пломбировочного материала при некачественной obturации корневых каналов зубов воспроизводили распространённые ошибки: неудовлетворительная глубина obturации; неоднородное заполнение пломбировочного материала пространства корневых каналов; фрагментация эндодонтического инструмента в канале.

Депульпированные зубы в первой и второй группах исследовали при помощи методики КЛКТ. Полученные рентгеновские данные сопоставляли между собой. Рентгеновское изображение качественно obturированных корневых каналов зубов оценивали по критериям: четкость, протяженность, однородность, прерывистость и раздельность отображения тени пломбировочного материала. Анализ визуализации пломбировочного материала в апикальной части корневого канала осуществляли по критериям: уровень начальной визуализации пломбировочного материала относительно рентгенологической верхушки, четкость изображения пломбировочного материала в апикальной трети,

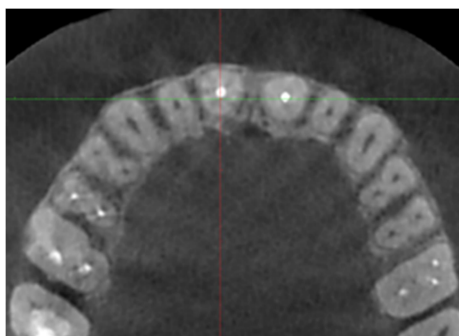
визуализация и локализация физиологического сужения, дельтовидных каналов и апикального отверстия.

Эффективность рентгенологических методик изучали на основании определения точности (Ac), чувствительности (Se) и специфичности (Sp). Полученную информацию обрабатывали с помощью метода вариационной статистики. Все статистические методы основывались на принципе доказательной медицины. В ходе клинического исследования каждому пациенту после завершения эндодонтического лечения выполняли КЛКТ.

Выполненное эндодонтическое лечение считали успешным при наличии рентгенологических критериев адекватной obturации корневых каналов зуба, при отсутствии у пациента жалоб и клинических признаков проявления патологии периодонта, при исчезновении или уменьшении рентгенологических признаков периодонтальных изменений через 12 месяцев после лечения. За период лечения пациентам были выполнены 30 КЛКТ исследований.

### Результаты и их обсуждение

На основании рентгенологических данных установлено, что часто используемые на практике пломбирочные материалы: цинк-фосфатный цемент, цинкооксид-эвгенольный цемент и гутта-перча с силером на основе эпоксидных смол имеют идентичные показатели плотности почернения изображения и контрастности (рис. 2).



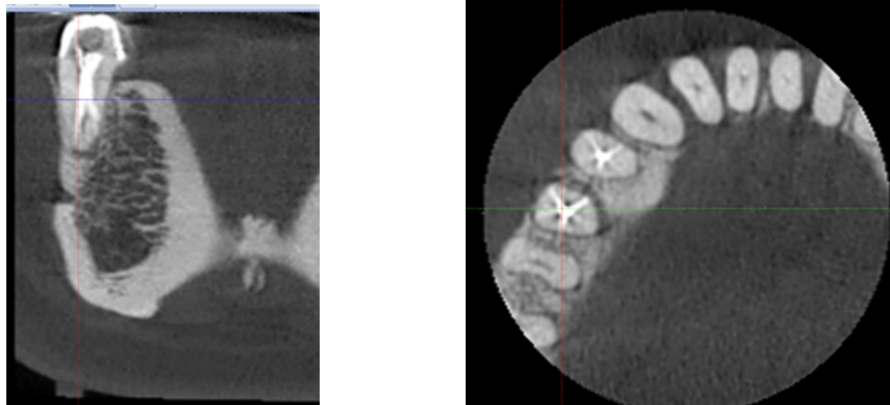
**Рис. 2.** Ранее проведенное эндодонтическое лечение с применением цементов, паст и гуттаперчевых штифтов, выполненное на разных сроках лечения

**Fig. 2.** Previously performed endodontic treatment using cements, pastes and gutta-percha pins, performed at different treatment periods

Это обусловило проведение последующих исследований только с применением гуттаперчи с силером на основе эпоксидных смол по методике латеральной конденсации. Результаты лабораторных и клинических исследований свидетельствуют о том, что низкочастотный ультразвук позволяет проводить качественное пломбирование корневых каналов зубов по следующим направлениям:

- пломбирование дополнительных корневых каналов;
- гомогенное пломбирование за счёт устранения завоздушенности пломбирочного материала и внутренней полости основного корневого канала с последующей конденсацией гуттаперчевых штифтов;
- равномерная плотность заполнения полости основного корневого канала на протяжении всей рабочей длины без предпосылок выведения силера в периапикальные ткани, за счёт формирования сдвиговой акустической волны в гибком эндодонтическом волноводе (рис. 3).

При анализе отображения адекватно запломбированных корневых каналов при помощи низкочастотного ультразвука всех групп зубов обнаружено, что признаки качественной obturации корневых каналов отмечались у 93% исследованных зубов. Выявлена следующая частота ошибок, характеризующих качество эндодонтического лечения: недостаточная глубина obturации – 7%, неоднородность заполнения пломбирочным материалом корневых каналов – 0%, недостаточная инструментальная обработка корневых каналов – 11%, избыточное выведение пломбирочного материала – 2%, наличие перфорации корня – 0 %.



**Рис. 3.** КЛКТ после проведенного эндодонтического лечения 15, 14 зубов

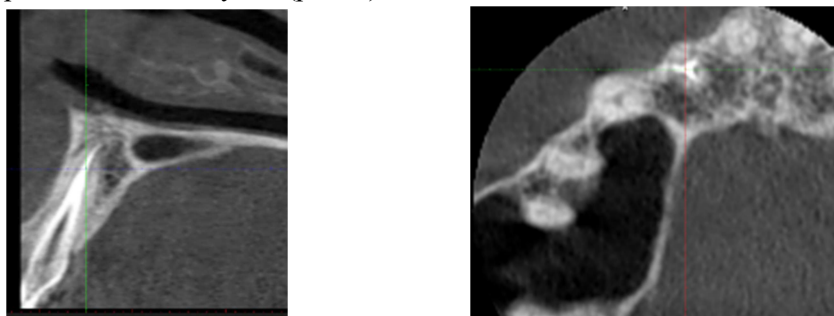
**Fig. 3.** CBCT after endodontic treatment of 15, 14 teeth

Установлено, что наиболее распространенной ошибкой эндодонтического лечения была неадекватная инструментальная обработка, выражавшаяся в отсутствии или малой конусности контуров, тени obturированных корневых каналов (менее 04, 06), что может препятствовать качественной химико-механической дезинфекции и последующей obturации эндодонтическим волноводом.

КЛКТ в данном случае позволяет оценить правильность выполненного эндодонтического лечения вне зависимости от расположения и количества корневых каналов зубов, что лучше выявляется при использовании компьютерной томографии с датчиком высокой разрешающей способностью (РС датчика 2 пары л/мм).

Построение срезов в аксиальной и косых проекциях при КЛКТ даёт возможность получить раздельное отображение одного и более запломбированных корневых каналов в каждом корне у всех групп зубов. При КЛКТ происходило более чёткое раздельное отображение теней пломбировочного материала в каждом корневом канале, в том числе в апикальной трети у всех групп зубов. КЛКТ обладает большими возможностями при определении формы поперечного сечения и изгибов, запломбированных корневых каналов во всех плоскостях, выявлении области анастомозов между ними, ответвлений основного канала, дельтовидных каналов, локализации физиологического сужения. У obturированных корневых каналов отчётливее визуализируется расположение анатомической верхушки корня, наличие общего или собственных апикальных отверстий у двух корневых каналов в одном корне зуба.

Наибольший интерес с точки зрения успешного эндодонтического лечения представляет исследование качества obturации корневого канала в апикальной части корня зуба. Разветвлённая сеть мелких дентинных каналов в области верхушки корня зуба мало способствует последующей апикальной герметизации, проводимой традиционными методами лечения [2, 5]. Применение низкочастотного ультразвука и гибкого эндодонтического волновода для пломбирования корневых каналов зубов в большей мере способствует, как показало КЛКТ в горизонтальных срезах, заполнению боковых ответвлений в корневых каналах зубов (рис. 4).



**Рис. 4.** КЛКТ апикальной части корня 13 зуба

**Fig. 4.** CBCT of the apical part of the root of the 13th tooth**Заключение**

1. При инструментальной обработке и obturации корневых каналов необходимо учитывать выявляемые при КЛКТ особенности их анатомического строения: количество, угол изгиба, радиус кривизны, наличие апикального изгиба.

2. Для рентгенологической оценки качества выполненного эндодонтического лечения необходимо руководствоваться следующими критериями: глубина obturации, однородность пломбировочного материала, адекватность расширения устья и корневого канала, наличие obturированных дополнительных каналов, фрагментов инструментов, перфораций стенки корня.

3. Анализ результатов проведенного эндодонтического лечения с применением гибкого концентратора-волновода для пломбирования корневых каналов с помощью низкочастотного ультразвука по данным КЛКТ даёт основания полагать о более детальной и полной obturации системы корневых каналов. Рентгенологическая картина горизонтальных срезов свидетельствует о наличии пломбировочного материала в боковых ответвлениях корневых каналов, которые могут быть связаны с анатомическим строением или особенностями инструментальной обработки.

4. Целесообразно применение низкочастотного ультразвука для пломбирования корневых каналов зубов и с последующим проведением КЛКТ при исследовании зубов, имеющих высокую встречаемость дополнительных корневых каналов и сложную анатомию апикальной области корня, при сочетании рентгенологической картины качественно выполненной obturации корневых каналов и наличия периапикальных осложнений, при подозрении на перфорацию корня зуба, при суммировании теней ПМ в корневых каналах, при расхождении клинических и рентгенологических данных о степени obturации корневых каналов.

**Список литературы**

1. Рубникович С.П., Корзун О.К., Денисова Ю.Л., Андреева В.А., Корзун А.А. Анализ распространенности стоматологических заболеваний, требующих ортопедического лечения, среди взрослого населения г. Гродно. *Стоматолог.* 2018; №3 (30):20–30.
2. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л. Комплексное лечение болезней периодонта и зубочелюстных аномалий на основе лазерно-оптической диагностики. *Маэстро стоматологии.* 2011; №4:78–82.
3. Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Оклюзионная травма: трудности в диагностике. *Стоматолог.* 2012; № 1 (4):41–49.
4. Дедова Л.Н., Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Многолетний опыт поддерживающей терапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог.* 2015; № 4 (19):75–81.
5. Дедова Л.Н., Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Кандрукевич О.В., Соломевич А.С., Росеник Н.И. Распространенность стоматологических заболеваний в Республике Беларусь. *Стоматология. Эстетика. Инновации.* 2017; №2:193–202.
6. Рубникович С.П., Хомич И.С., Минченя В.Т. Использование низкочастотного ультразвука в дентальной имплантации (экспериментальное исследование). *Стоматолог.* 2015; № 4 (19):21–24.
7. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization.* 2003; Vol.6. (4):371–380.
8. Рубникович С.П., Хомич И.С., Владимирская Т.Э. Экспериментальное обоснование применения метода дентальной имплантации с использованием низкочастотного ультразвука у пациентов с частичной вторичной адентией. *Проблемы здоровья и экологии.* 2015; № 4:75–80.
9. Хомич И.С., Рубникович С.П. Лечение пациентов с частичной вторичной адентией методом дентальной имплантации с применением низкочастотного ультразвука. *Стоматолог.* 2015; № 4 (19):25–29.
10. Костецкий Ю.А., Рубникович С.П., Барадина И.Н. *Акустическая система и ультразвуковая аппаратура для формирования дентинно-пломбировочного соединения.* Минск: Белорусская медицинская академия последипломного образования. 2015:22.
11. Рубникович С.П. Протезирование зубов со сниженной высотой коронковой части. *Современная стоматология.* 2002; № 1:37.

## References

1. Rubnikov S.P., Korzun O.K., Denisova Yu.L., Andreeva V.A., Korzun A.A. [Analysis of the prevalence of dental diseases requiring orthopedic treatment among the adult population of Grodno]. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; №3(30):20–30. (In Russ.)
2. Rubnikov S.P., Denisova Yu.L. Complex treatment of periodontal diseases and dental anomalies based on laser-optical diagnostics. *Maestro stomatologii=Maestro of dentistry*. 2011; №4:78–82. (In Russ.)
3. Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Occlusal trauma: difficulties in diagnosis. *Stomatolog= Stomatologist*. 2012; № 1 (4):41–49. (In Russ.)
4. Dedova L.N., Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Extensive experience in supporting therapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):75–81. (In Russ.)
5. Dedova L.N., Rubnikov S.P., Denisova Yu.L., Kandrukevich O.V., Solomevich A.S., Rosenik N.I. Prevalence of dental diseases in the Republic of Belarus. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2017; №2:193–202. (In Russ.)
6. Rubnikov S.P., Khomich I.S., Minchenya V.T. Use of low-frequency ultrasound in dental implantation (experimental study). *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):21–24. (In Russ.)
7. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikov S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.
8. Rubnikov S.P., Khomich I.S., Vladimirskaia T.E. Experimental substantiation of the use of the method of dental implantation using low-frequency ultrasound in patients with partial secondary adentia. *Problemy zdorov'ya i ekologii=Health and environmental issues*. 2015; № 4:75–80. (In Russ.)
9. Khomich I.S., Rubnikov S.P. Treatment of patients with partial adentia method of dental implantation with the use of low frequency ultrasound. *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):25–29. (In Russ.)
10. Kostetskiy Yu.A., Rubnikov S.P., Baradina I.N. *Akusticheskaya sistema i ul'trazvukovaya apparatura dlya formirovaniya dentinno-plombirovochnogo soedineniya= Sound system and ultrasonic apparatus for the formation of dentin and sealing of the connection*. Minsk: Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education. 2015:22. (In Russ.)
11. Rubnikov S.P. Prosthetics of teeth with a reduced height of the crown part. *Sovremennaya stomatologiya= Modern dentistry*. 2002; № 1:37. (In Russ.)

## Сведения об авторах

Костецкий Ю.А., кандидат медицинских наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор БГМУ, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии

## Адрес для корреспонденции

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

## Information about the authors

Kostetskiy Yu.A., Doctor of Philosophy, Associate Professor of The Department of Prosthodontics and Orthodontics

Rubnikov S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector BSMU, Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics

## Address for correspondence

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubnikovich Sergey Petrovich

УДК 616.314-089.843:615.837.3

## ОПТИМИЗАЦИЯ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С ПОМОЩЬЮ УЛЬТРАЗВУКА

РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ХОМИЧ И.С.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*

<sup>2</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Разработан и экспериментально обоснован метод воздействия низкочастотным ультразвуком для восстановления и формирования костной ткани при дентальной имплантации. Разработана экспериментальная модель и проведены морфологические и морфометрические исследования гистологических препаратов для определения изменений в периимплантных тканях после комбинированного воздействия низкочастотным низкоинтенсивным ультразвуком. В результате исследований установлено, что воздействие низкочастотным ультразвуком на титановые дентальные имплантаты положительно влияет на увеличение контакта кость-имплантат и остеоинтеграцию дентальных имплантатов.

**Ключевые слова:** низкочастотный ультразвук, смачиваемость поверхности, остеоинтеграция, имплантат, дентальная имплантация.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## OPTIMIZATION OF OSTEOINTEGRATION OF DENTAL IMPLANTS USING ULTRASOUND

SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, IL'YA S. KHOMICH<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*

<sup>2</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

**Abstract.** A method of exposure to low-frequency ultrasound for restoration and formation of bone tissue during dental implantation has been developed and experimentally substantiated. An experimental model was developed, and morphological and morphometric studies of histological preparations were carried out to determine changes in the peri-implant tissues after combined exposure to low-frequency, low-intensity ultrasound. As a result of the research, it has been established that exposure to low-frequency ultrasound on titanium dental implants has a positive effect on the increase in bone-implant contact and osseointegration of dental implants.

**Keywords:** low-frequency ultrasound, surface wettability, osseointegration, dental implants, dental implantology.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Остеоинтеграция определяется как прямое образование кости на поверхности имплантата и представляет собой функциональный анкилоз. Эта концепция была описана проф. П. И. Бранемарком и в 1977 г. им был сформулирован феномен остеоинтеграции: «Прямая структурная и функциональная связь между высокодифференцированной живой костью и несущей нагрузку поверхностью опорного имплантата, выявляемая на уровне светового микроскопа» [1].

Остеоинтеграция принадлежит к категории прямого или первичного заживления. Ее можно сравнить с прямым заживлением переломов, в котором концы фрагментов срастаются без промежуточной фиброзной или фиброзно-хрящевой ткани. Фундаментальное различие, однако, существует: остеоинтеграция объединяет не кость с костью, а кость с поверхностью имплантата. Остеоинтеграция включает в себя несколько клеточных и внеклеточных биологических процессов, которые происходят на границе кость – имплантат, и способствуют образованию кости на поверхности имплантата [2].

Непосредственно после имплантации костный матрикс контактирует с внеклеточной жидкостью, а неколлагеновые белки и факторы роста высвобождаются и активируют регенерацию кости. Клетки костного мозга путем хемотаксиса из эндокортикального пространства и эндоста кости мигрируют к месту поражения [3].

Отложение нового кальцинированного матрикса на поверхности имплантата формируется в период от 4 до 6 недель после имплантации и представляет собой грубоволокнистую кость, что обеспечивает вторичную (биологическую) стабильность имплантата [4].

Начиная со второго месяца, грубоволокнистая кость постепенно ремоделируется и замещается пластинчатой костью, которая может достигать высокой степени минерализации. Через три месяца после имплантации вокруг имплантата обнаруживается смешанная структура костной ткани и пластинчатой матрицы [5].

Последний этап остеоинтеграции состоит из ремоделирования костной ткани, начинается примерно с третьего месяца и способствует адаптации костной структуры к стрессу и механической

нагрузке. Ремоделирование кости продолжается на протяжении всей жизни, предотвращая накопление микроповреждений и усталости кости и обеспечивая долгосрочность функционирования имплантата [6].

Стремление максимально снизить процент осложнений после дентальной имплантации, минимизировать риск отторжения имплантатов и добиться максимально полноценной остеоинтеграции побуждает исследователей к постоянному поиску новых и эффективных методов обработки поверхности имплантатов, хирургических методик, физических методов воздействия на послеоперационную область и их комбинаций [7].

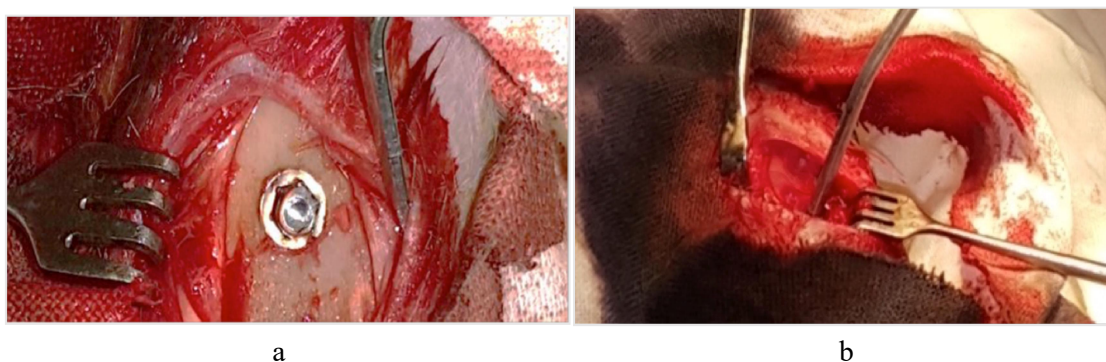
Результаты ряда исследований свидетельствуют, что импульсные ультразвуковые волны могут ускорять заживление переломов трубчатых костей и нижней челюсти. Низкоинтенсивный импульсный ультразвук имеет прямое влияние на клеточную физиологию, увеличивая включение ионов кальция в хрящевой и костной клеточных культурах и стимулируя экспрессию многочисленных генов, участвующих в процессе заживления. В дополнение к модулированию экспрессии генов ультразвук может стимулировать ангиогенез и увеличивать кровоток вокруг перелома. Помимо этого волны акустического давления облегчают ток жидкости, что увеличивает доставку питательных веществ и удаление отходов (феномен акустического течения), тем самым стимулируя пролиферацию и дифференцировку фибробластов, хондробластов и остеобластов [8, 9, 13–15].

### Цель работы

Экспериментально и клинически обосновать целесообразность и доказать эффективность применения ультразвука для восстановления и формирования костной ткани при дентальной имплантации.

### Методика проведения эксперимента

Для изучения характера морфологических изменений в периимплантной костной ткани под влиянием контактного воздействия на имплантат и периимплантные ткани низкочастотным ультразвуком проводили экспериментальные исследования на 77 кроликах породы Шиншилла обоего пола, содержащихся в стационарных условиях на полноценном стандартном пищевом рационе согласно установленным нормам в соответствии с правилами по работе с экспериментальными животными. Животных разделили на три группы: первая группа – 27 кроликов с традиционным методом имплантации, вторая – 25 кроликов с озвучиванием дентальных имплантатов, третья группа – 25 кроликов с озвучиванием дентальных имплантатов и последующим ультразвуковым воздействием на периимплантную область (рис. 1 а, б).



**Рис.1.** а – установленный дентальный имплантат, б – озвучивание дентального имплантата в большеберцовой кости кролика

**Fig. 1.** a – installed dental implant, b – sounding of the dental implant in the rabbit's tibia

По истечении срока наблюдения животных выводили из эксперимента с соблюдением принципов биоэтики (в соответствии со стандартами GLP). Изучение микропрепаратов и изготовление микрофотографий проводили на увеличении 100 и 400 с помощью микроскопов Axio Imager (Zeiss) и DMLS с программным обеспечением (Leica, Германия).



Морфометрический анализ гистологических препаратов костных образцов был проведен на увеличении 50 по всему периметру каждого микропрепарата при помощи программно-аппаратного комплекса Leica-Qwin. Определяли площадь активной остеобластической поверхности ( $S_o$ ), площадь новообразованной (грануляционной, фиброретикулярной и костной) периимплантационной ткани ( $S_n$ ) и индекс интеграции ( $I_o$ ).

Статистическая обработка данных выполнена в соответствии с современными требованиями к проведению медико-биологических исследований с использованием пакета прикладных программ Microsoft Excel 2010 (версия 10,0, StatSoft, Inc., США) и программы Statistica 6.0.

### Результаты и их обсуждение

Результаты статистического исследования площади активной остеобластической поверхности показали, что в первой группе животных, где применяли традиционное лечение, на всех сроках эксперимента площадь костных трабекул с высокой плотностью остеогенных клеток была достоверно ниже, чем в третьей группе (с комбинированным воздействием низкочастотным ультразвуком на имплантаты и периимплантные ткани).

Площадь новообразованной ткани по периметру имплантационной полости была достоверно выше у животных второй и третьей групп с момента начала исследований и до окончания наблюдений по сравнению с таковыми показателями животных первой группы, где применяли традиционное лечение.

На основании исследуемых показателей оценки восстановления площади костных трабекул, а также комплекса проводимого лечения у животных третьей группы были получены наиболее высокие результаты. Так, комбинированное воздействие низкочастотным ультразвуком на имплантаты и периимплантные ткани имеет выраженную линейную зависимость – при комбинированном использовании низкочастотного ультразвука происходит выраженное увеличение площади активной остеобластической поверхности.

Полученные экспериментальные результаты исследований обосновывают целесообразность и преимущества комбинированного воздействия низкочастотным ультразвуком на дентальные имплантаты и периимплантные ткани для улучшения процессов остеорепаляции и остеоинтеграции.

### Заключение

Комбинированное воздействие низкочастотным ультразвуком на дентальные имплантаты и на периимплантные ткани оперированной области у животных способствует формированию костной ткани, приближенной по гистоструктуре к материнской кости, с полной и более прочной интеграцией новообразованной костной ткани с поверхностью имплантата, что проявляется в более интенсивном костеобразовании (увеличение площади остеобластической поверхности по сравнению с контролем); более быстром созревании грануляционной ткани и замещении ее фиброретикулярной на ранних стадиях репаративных процессов, формировании трабекулярной и пластинчатой кости на поздних стадиях и полной интеграцией новообразованной ткани с поверхностью имплантата [10–12].

### Список литературы

1. Branemark P.I. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983; Vol. 50(3):399–410.
2. Schenk R. K., Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000*. 1998; Vol. 17:22–35.
3. Cooper L.F., Masuda T., Yliheikkilä P.K., Felton D.A. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998; Vol.13(2):163–174.
4. Franchi M., Fini M., Martini D., Orsini E., Leonardi L., Ruggeri A., Giavaresi G., Ottani V. Biological fixation of endosseous implant. *Micron*. 2015; Vol. 36(7-8):665–671. DOI: 10.1016/j.micron.2005.05.010
5. Mavrogenis A.F., Dimitriou R., Parvizi J., Babis G.C. Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*. 2009; Vol. 9(2):61–71.

6. Chappard D., Aguado E., Huré G., Grizon F., Basle M.F. The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3- and 6-month study in sheep. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999; Vol. 14(2):189–196.
7. Dyson M., Suckling J. Stimulation of tissue repair by ultrasound: a survey of the mechanisms involved. *Physiotherapy*. 1978; Vol. 64(4):105–108.
8. Khan Y., Laurencin C. T. Fracture repair with ultrasound: clinical and cell-based evaluation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2008; Vol. 90:138–144.
9. Novicoff W.M., Manaswi A., Hogan M.V., Brubaker S.M., Mihalko W.M., Saleh K.J. Critical analysis of the evidence for current technologies in bone-healing and repair. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2008; Vol. 90:85–91. DOI: 10.2106/jbjs.g.01521
10. Рубникович С.П., Хомич И.С., Минченя В.Т. Использование низкочастотного ультразвука в дентальной имплантации (экспериментальное исследование). *Стоматолог*. 2015; № 4 (19):21–24.
11. Рубникович С.П., Хомич И.С., Владимирская Т.Э. Экспериментальное обоснование применения метода дентальной имплантации с использованием низкочастотного ультразвука у пациентов с частичной вторичной адентией. *Проблемы здоровья и экологии*. 2015; № 4:75–80.
12. Хомич И.С., Рубникович С.П. Лечение пациентов с частичной вторичной адентией методом дентальной имплантации с применением низкочастотного ультразвука. *Стоматолог*. 2015; № 4 (19):25–29.
13. Leung K.S., Cheung W.H., Zhang C., Lee K.M., Lo H.K. Low intensity pulsed ultrasound stimulates osteogenic activity of human periosteal cells. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004; No 418:P. 253–259. DOI: 10.1097/00003086-200401000-00044
14. Pounder N.M., Harrison A.J. Low intensity pulsed ultrasound for fracture healing: A review of the clinical evidence and the associated biological mechanism of action. *Ultrasonics*. 2008; Vol. 48(4):330–338.
15. Tobita K., Ohnishi I., Matsumoto T., Ohashi S., Bessho M., Kaneko M., Matsuyama J., Nakamura K. Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on callus remodelling in a gap-healing model: Evaluation by bone morphometry using three-dimensional quantitative micro-CT. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 2011; Vol. 93(4):525–530.

#### References

1. Branemark P.I. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983; Vol. 50(3):399–410.
2. Schenk R. K., Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000*. 1998; Vol. 17:22–35.
3. Cooper L.F., Masuda T., Yliheikkilä P.K., Felton D.A. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998; Vol.13(2):163–174.
4. Franchi M., Fini M., Martini D., Orsini E., Leonardi L., Ruggeri A., Giavaresi G., Ottani V. Biological fixation of endosseous implant. *Micron*. 2015; Vol. 36(7-8):665–671. <https://doi.org/10.1016/j.micron.2005.05.010>
5. Mavrogenis A.F., Dimitriou R., Parvizi J., Babis G.C. Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*. 2009; Vol. 9(2):61–71.
6. Chappard D., Aguado E., Huré G., Grizon F., Basle M.F. The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3- and 6-month study in sheep. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999; Vol. 14(2):189–196.
7. Dyson M., Suckling J. Stimulation of tissue repair by ultrasound: a survey of the mechanisms involved. *Physiotherapy*. 1978; Vol. 64(4):105–108.
8. Khan Y., Laurencin C. T. Fracture repair with ultrasound: clinical and cell-based evaluation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2008; Vol. 90:138–144.
9. Novicoff W.M., Manaswi A., Hogan M.V., Brubaker S.M., Mihalko W.M., Saleh K.J. Critical analysis of the evidence for current technologies in bone-healing and repair. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2008; Vol. 90:85–91.
10. Rubnikovich S.P., Khomich I.S., Minchenya V.T. Use of low-frequency ultrasound in dental implantation (experimental study). *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):21–24. (In Russ.)
11. Rubnikovich S.P., Khomich I.S., Vladimirskaya T.E. Experimental substantiation of the use of the method of dental implantation using low-frequency ultrasound in patients with partial secondary adentia. *Problemy zdorov'ya i ekologii=Health and environmental issues*. 2015; № 4:75–80. (In Russ.)

12. Khomich I.S., Rubnikovich S.P. Treatment of patients with partial adentia method of dental implantation with the use of low frequency ultrasound. *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):25–29.

13. Leung K.S., Cheung W.H., Zhang C., Lee K.M., Lo H.K. Low intensity pulsed ultrasound stimulates osteogenic activity of human periosteal cells. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004; No 418:P. 253–259. DOI: 10.1097/00003086-200401000-00044

14. Pounder N.M., Harrison A.J. Low intensity pulsed ultrasound for fracture healing: A review of the clinical evidence and the associated biological mechanism of action. *Ultrasonics*. 2008; Vol. 48(4):330–338.

15. Tobita K., Ohnishi I., Matsumoto T., Ohashi S., Bessho M., Kaneko M., Matsuyama J., Nakamura K. Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on callus remodelling in a gap-healing model: Evaluation by bone morphometry using three-dimensional quantitative micro-CT. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 2011; Vol. 93(4):525–530.

#### **Вклад авторов**

Рубникович С.П. – 50%, Хомич И.С. – 50%.

#### **Authors contribution**

Rubnikovich S.P. – 50%, Khomich I.S. – 50%.

#### **Сведения об авторах**

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Хомич И.С., кандидат медицинских наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

#### **Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### **Information about the authors**

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Khomich I.S., Doctor of Philosophy, Associate Professor of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

#### **Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156; e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubnikovich Sergey Petrovich

УДК 616-71

## МЕТОДИКА ВАКУУМ-УФО-ТЕРАПИИ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С БОЛЕЗНЯМИ ПЕРИОДОНТА В СОЧЕТАНИИ С ЗУБОЧЕЛЮСТНЫМИ АНОМАЛИЯМИ И ДЕФОРМАЦИЯМИ

ДЕНИСОВА Ю.Л.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ДЕНИСОВ Л.А.<sup>2</sup><sup>1</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*<sup>2</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Для стабилизации патологического процесса у пациентов с хроническим генерализованным сложным периодонтитом кроме общепринятого курса лечения необходимо использовать вакуум-УФО-терапию. Включение ее в комплекс лечебно-профилактических мероприятий позволило исключить применение местной лекарственной противовоспалительной терапии, сократить сроки подготовительного этапа на 6,9 суток, получить хорошие терапевтические результаты в ближайшие сроки наблюдения у 93,8% пациентов и в отдаленные сроки наблюдения у 96,9%.

**Ключевые слова:** периодонтит, вакуум-УФО-терапия.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## METHOD OF VACUUM-UFO THERAPY IN THE COMPLEX TREATMENT OF PATIENTS WITH PERIODONTAL DISEASES IN COMBINATION WITH DENTAL ANOMALIES AND DEFORMITIES

YULIYA L. DENISOVA<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, LEONID A. DENISOV<sup>2</sup><sup>1</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*<sup>2</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

**Abstract.** It is necessary to use vacuum-UFO therapy in order to stabilize the pathological process in patients with chronic generalized complex periodontitis, in addition to the generally accepted course of treatment. Its inclusion in the complex of therapeutic and preventive measures made it possible to exclude the use of local medicinal anti-inflammatory therapy, reduce the time of the preparatory stage by 6.9 days, and obtain good therapeutic results in the nearest follow-up period in 93.8% of patients and in the long-term follow-up period in 96.9%.

**Keywords:** periodontitis, vacuum-UV-therapy.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Ультрафиолетовые лучи, для которых характерно бактерицидное действие, благоприятное влияние на систему гемостаза, снижение активности щелочной фосфатазы, ускорение смены фаз воспалительного процесса, получили признание особенно при лечении воспалительных болезнях периодонта, сопровождающихся гноетечением. Наряду с широким использованием различных физических факторов в периодонтологии и ортодонтии применяют очаговый дозированный вакуум. Вакуумное воздействие является стимулятором репаративной регенерации костной ткани при ортодонтическом лечении. Применение вакуумной терапии в комплексе с ортодонтическим лечением сокращает его продолжительность в среднем на 1–1,5 месяцев [1–3]. Однако данные физические факторы обладают малой проникающей способностью в ротовой полости из-за рефлекторного выделения ротовой жидкости, которая поглощает значительную часть излучения, уменьшая возможность воздействия, создавая трудности в получении “плотного контакта”, что значительно увеличивает сроки лечения и снижает эффективность метода [4–10].

### Цель работы

Оценить результаты лечения пациентов с хроническим генерализованным сложным периодонтитом с применением нового метода – вакуум-УФО-терапии.

### Методика проведения эксперимента

В процессе выполнения работы использовали разработанное нами устройство и методику для вакуум-УФО-терапии, которые дали возможность осуществить сочетанное воздействие дозированного вакуума и ультрафиолетового излучения на ткани периодонта (патент Республики Беларусь №2750 от 17.11.1998).

Устройство содержит специальный вакуум-УФО-наконечник с диаметром 5–7 мм, в корпус которого вмонтирован световод, помещенный в кювету с градуированной шкалой. Кювета представляет собой полую (стеклянную или хлорвиниловую) трубку с отводящим каналом штуцера, связывающим ее внутреннюю полость с вакуумпроводом и вакуумным аппаратом (АЛП-01), на котором предусмотрен подрывной клапан. Для УФО-терапии применяли аппарат ОУФк-01 "Солнышко" с длиной волны – 230–400 нм. На область поражения воздействовали ультрафиолетовым излучением 2–4 биодозы в течение 5–10 мин. Величина биодозы была определена биодозиметром для слизистой оболочки ротовой полости, как оптимальная величина облучения, обладающая лечебными свойствами. После получения анальгезирующего эффекта на область поражения воздействовали импульсивным пониженным давлением 20–80 мм.рт.ст., синхронизированным с работой сердца, и одновременно по световоду подавали ультрафиолетовое излучение 0,5–1 биодозы в течение 5–10 мин.

Первую группу составили 35 пациентов, которым проводили комплексную терапию без включения в подготовительное (периодонтологическое) лечение вакуум-УФО-терапии. Во вторую группу вошли пациенты, которым проводили комплексное периодонтологическое лечение с включением вакуум-УФО-терапии (32 пациента). Состав этих групп пациентов был однотипен по тяжести поражения периодонта, полу и возрасту.

### Результаты и их обсуждение

Результаты исследования через 12 месяцев клинического состояния тканей периодонта пациентов показали, что у 10 (28,6%) пациентов отмечали хорошие результаты лечения. У этих пациентов отсутствовали жалобы, признаки воспаления десны. Клинически десневой край был бледно-розовым, десневые сосочки плотные, при зондировании отсутствовала кровоточивость (ОНИ-S –  $0,5 \pm 0,04$ ; GI –  $0,49 \pm 0,03$ ; IPMA –  $7,19 \pm 0,45\%$ ; ГППК –  $2,1 \pm 0,03$ ; ИЧП –  $1,12 \pm 0,09$ ; PI –  $2,84 \pm 0,15$ ; IR –  $31,72 \pm 1,88$ ). По данным ЛЮМЦсф интенсивность микроциркуляции десны составила  $35,56 \pm 0,41$  усл. ед., а капиллярное давление было  $20,3 \pm 0,43$  мм рт. ст. Удовлетворительные результаты лечения отмечены у 25 (71,4%) пациентов, у которых отмечали жалобы на кровоточивость десны при чистке зубов, показатели объективных методов исследования были отклонены от нормы (ОНИ-S –  $0,53 \pm 0,08$ ; GI –  $0,9 \pm 0,08$ ; IPMA –  $9,64 \pm 3,7\%$ ; ГППК –  $2,31 \pm 0,09$ ; ИЧП –  $3,16 \pm 0,18$ ; PI –  $2,56 \pm 0,14$ ; IR –  $30,7 \pm 1,88$ ), а при клиническом обследовании определяли гиперемии десны, отечность десневых сосочков, кровоточивость при зондировании. Интенсивность микроциркуляции десны у пациентов с удовлетворительными результатами составила  $28,83 \pm 0,48$  усл. ед.

Во второй группе результаты обследования через 12 месяцев показали, что у 23 (71,9%) пациентов отмечали положительные результаты лечения и микроциркуляцию десны наблюдали в пределах нормы. Следует отметить, что проведенное комплексное лечение позволило стабилизировать патологический процесс в тканях периодонта, поэтому при хороших показателях индексов гигиены и воспаления удовлетворительное состояние отмечено только у 9 (28,1%) пациентов, так как капиллярное давление было  $28,83 \pm 1,01$  мм рт. ст. и интенсивность микроциркуляции –  $28,44 \pm 0,38$  усл. ед. В связи с этим им было назначено поддерживающее лечение до полного восстановления микроциркуляции.

Отдаленные результаты исследования клинического состояния тканей периодонта через 24 месяца свидетельствовали о положительном лечебном эффекте применения вакуум-УФО-терапии. Хорошие результаты лечения были достигнуты у 54,3% пациентов первой группы и у 96,9% пациентов второй группы. Следует отметить, что превентивная диагностика и лечение дало возможность стабилизировать патологический процесс в тканях периодонта пациентов второй группы, поэтому удовлетворительное состояние отмечено только у 3,1% пациентов в сравнении с группой, где удовлетворительные результаты лечения имели 45,7% пациентов.

### Заключение

У пациентов с хроническим генерализованным сложным периодонтитом кроме общепринятого курса лечения (снятие зубных отложений, ортодонтические и ортопедические мероприятия) для стабилизации патологического процесса необходимо использовать вакуум-УФО-терапию. Включение ее в комплекс лечебно-профилактических мероприятий позволило исключить применение местной лекарственной противовоспалительной терапии, сократить сроки подготовительного этапа на 6,9 суток, получить хорошие терапевтические результаты в ближайшие сроки наблюдения у 93,8% пациентов и в отдаленные сроки наблюдения у 96,9%.

### Список литературы

1. Дедова Л.Н., Соломевич А.С., Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Денисов Л.А., Даревский В.И. Принципы современной физиотерапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 3 (30):32–37.
2. Дедова Л.Н., Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Многолетний опыт поддерживающей терапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2015; № 4 (19):75–81.
3. Рубникович С.П. Лазерно-оптический метод в ранней диагностике микроциркуляторных нарушений в тканях периодонта. *Медицинский журнал*. 2011; № 2(36):85-88.
4. Рубникович С.П. Применение цифровой динамической спекл-анемометрии в диагностике поверхностного кровотока тканей ротовой полости. *Стоматологический журнал*. 2007; № 3:26.
5. Рубникович С.П., Барадина И.Н., Денисова Ю.Л., Бородин Д.М. Лечебные мероприятия, содействующие восстановительным процессам зубочелюстной системе у пациентов с бруксизмом. *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2018; №3 (1):306–316.
6. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Фомин Н.А. Цифровые лазерные спекл-технологии в определении кровотока в биотканях и напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы. *Инженерно-физический журнал*. 2017; № 90(6): 1588-1599.
7. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.
8. Денисова Ю.Л. Устройство для определения капиллярного давления в тканях периодонта. Патент РБ на изобретение №15437; МПК А 61 В5/02. Опубликовано 28.02.2012.
9. Рубникович С.П., Фомин Н.А. *Лазерно-оптические методы диагностики и терапии в стоматологии*. Минск; 2010.
10. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.

### References

1. Dedova L.N., Solomevich A.S., Denisova Yu.L., Rubnikovich S.P., Denisov L.A., Darevskii V.I. Principles of modern physiotherapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; № 3 (30):32–37. (In Russ.)
2. Dedova L.N., Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Extensive experience in supporting therapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):75–81. (In Russ.)
3. Rubnikovich S.P. Laser-optical method in the early diagnosis of microcirculatory disorders in periodontal tissues. *Meditinskii zhurnal= Medical journal*. 2011; № 2(36):85-88. (In Russ.)
4. Rubnikovich S.P. The use of digital dynamic speckle anemometry in the diagnosis of superficial blood flow of the tissues of the oral cavity. *Stomatologicheskii zhurnal= Dental journal*. 2007; № 3:26. (In Russ.)
5. Rubnikovich S.P., Baradina I.N., Denisova Yu.L., Borodin D.M. Therapeutic measures that promote the restoration processes of the dental system in patients with bruxism. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2018; №3 (1):306–316. (In Russ.)
6. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Fomin N.A. Digital laser speckle technologies in determining blood flow in bio-tissues and the stress-strain state of the dentoalveolar system. *Inzhenerno-fizicheskii zhurnal=Engineering and physics journal*. 2017; № 90(6): 1588-1599. (In Russ.)
7. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.
8. Denisova Yu. L. *The device for determining capillary pressure in the tissues of the periodontium*. Patent of the Republic of Belarus for invention No. 15437; IPC A 61 B5 / 02. Published on 28.02.2012. (In Russ.)

9. Rubnikovich S.P., Fomin N.A. *Lazerno-opticheskie metody diagnostiki i terapii v stomatologii=Laser and optical diagnostics and therapy in dentistry*. Минск; 2010. (In Russ.)

10. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.

#### **Вклад авторов**

Денисова Ю.Л. – 50%, Рубникович С.П. – 30%, Денисов Л.А. – 20%.

#### **Authors contribution**

Denisova Yu.L. – 50%, Rubnikovich S.P. – 30%, Denisov L.A. – 20%.

#### **Сведения об авторах**

Денисова Ю.Л., доктор медицинских наук, профессор, профессор 3-ей кафедры терапевтической стоматологии, Белорусский государственный медицинский университет.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Денисов Л.А., кандидат медицинских наук, доцент, доцент кафедры терапевтической стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

#### **Information about the authors**

Denisova Yu.L., Doctor of Medical Sciences, Professor, Professor of the 3rd Department of therapeutic dentistry, Belarusian State Medical University.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Denisov L.A., Doctor of Philosophy, Associate Professor, Associate Professor of the Department of Therapeutic Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

#### **Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### **Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubnikovich Sergey Petrovich

УДК 616-71

## НОРМАЛИЗАЦИЯ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО СОСТОЯНИЯ ТКАНЕЙ ПЕРИОДОНТА С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА МАГНИТОФОТОТЕРАПИИ

ДЕНИСОВА Ю.Л.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ТИМЧУК Я.И.<sup>2</sup>, МАЙЗЕТ А.И.<sup>2</sup><sup>1</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*<sup>2</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Разработан метод нормализации микроциркуляции в зубочелюстной и тканях периодонта с использованием магнитофототерапии. При данной методике проводят физиотерапевтическое воздействие различное по времени в зависимости от степени поражения тканей периодонта. При этом магнитофототерапевтическое воздействие осуществляют низкочастотным импульсным магнитным полем индукцией 15 мТл и оптическим поляризованным излучением красного вида излучения с длиной волны 620–760 нм, и инфракрасного вида излучения с длиной волны 920–960 нм.

**Ключевые слова:** магнитофототерапия, микроциркуляция, низкочастотное импульсное магнитное поле.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## NORMALIZATION OF THE MICROCIRCULATORY STATUS OF PERIODONTAL TISSUE USING THE METHOD OF MAGNETOPHOTOTHERAPY

YULIYA L. DENISOVA<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, YAKOV I. TIMCHUK<sup>2</sup>, ANDREY I. MAIZET<sup>2</sup><sup>1</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Republic of Belarus*<sup>2</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

**Abstract.** A method for normalizing microcirculation in the dentoalveolar and periodontal tissues using magnetophototherapy has been developed. With this technique, a physiotherapeutic effect is carried out that varies in time depending on the degree of damage to the periodontal tissues. In this case, the magnetophototherapeutic effect is carried out by a low-frequency pulsed magnetic field with an induction of 15 mT and optical polarized radiation of a red type of radiation with a wavelength of 620 - 760 nm, and an infrared type of radiation with a wavelength of 920 – 960 nm.

**Keywords:** magnetophototherapy, microcirculation, low frequency pulsed magnetic field.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Применение физиотерапии для лечебных и профилактических целей эффективно, экономически выгодно, практически безвредно и наиболее физиологично влияет на состояние ротовой полости. Наряду с этим физические факторы в терапевтических дозировках, как правило, не обладают токсичностью, не вызывают побочных эффектов и аллергизации организма, поэтому их использование в лечебном процессе, по сравнению с другими методами лечения более целесообразно [1-3].

Несмотря на множество методов лечения болезней периодонта, применяемых в отечественных и зарубежных клиниках, отсутствуют объективные диагностические методики, которые позволили бы проводить научно-обоснованную индивидуализацию и коррекцию протоколов лечения микроциркуляторных изменений в тканях периодонта в доклинических стадиях патологического процесса, а также на этапах проводимого лечения и в отдаленные сроки наблюдения. При этом сочетанное влияние низкоинтенсивного лазерного излучения и постоянного магнитного поля на звенья микроциркуляторного русла десны при применении индивидуальных лечебно-диагностических и профилактических мероприятий при болезнях периодонта не изучены и требует дальнейших исследований [1].

Таким образом, сложность патогенеза микроциркуляторных нарушений при болезнях периодонта, недостаточность сведений о реактивности и адаптационно-компенсаторных возможностях системы микроциркуляции на ранних стадиях воспаления в тканях периодонта, необходимость разработки новых общедоступных методов диагностики микроциркуляции, а также поиска новых методов коррекции нарушений микроциркуляции тканей периодонта определили цель и задачи настоящего исследования.

Действие и эффективность магнитофототерапии определяется с одной стороны физиологическими и лечебными эффектами сочетаемых физических факторов, т.е. света и магнитного поля, и с



дугой стороны взаимодействием этих факторов и вызываемых сдвигов в организме. Магнитофототерапия стимулирует биосинтетические процессы и образования богатых энергией фосфатов, усиливает регионарное кровообращение и микроциркуляцию, стимулирует эритропоэз, уменьшает агрегацию тромбоцитов, повышает кислородную емкость крови и т.д. Наиболее доказанными и наиболее важными в стоматологической терапии к настоящему времени лечебными эффектами магнитофототерапии являются, например, противовоспалительный, обезболивающий, гипотензивный, противоотечный. Красный свет при воздействии на кожу и патологический очаг стимулирует кровотворение, угнетает агрегацию тромбоцитов. При этом он улучшает регионарное кровообращение, вызывает расширение сосудов, активизирует репаративные процессы, устраняет застойные явления в тканях, обладает иммуностимулирующим, противовоспалительным и обезболивающим действиями. При инфракрасном облучении происходит повышение температуры на 1-2°С облучаемых тканей, что вызывает терморегуляторные реакции. Такие реакции проявляются изменением сосудов, прежде всего капилляров [4, 5]. Нагрев тканей сопровождается ускорением обмена веществ в них, активацией диффузионных процессов, усилением миграции полиморфноядерных лейкоцитов и лимфоцитов в патологический очаг, что способствует ослаблению явления воспаления и удалению из воспалительного очага продуктов аутолиза клеток. Тем самым достигаются необходимые лечебные эффекты: противовоспалительный, репаративно-регенеративный, сосудорасширяющий, противоотечный и метаболический [6–10].

### **Цель работы**

Целью проведенного нами исследования явилась разработка нового метода нормализации микроциркуляции в тканях периодонта с применением магнитофототерапии.

### **Методика проведения эксперимента**

Задачей предложенного метода является расширение разновидности физиотерапевтического лечения в стоматологии, конкретно для нормализации микроциркуляции в тканях периодонта и в пульпе зуба. В данном методе нормализации микроциркуляции в тканях периодонта, при котором проводят физиотерапевтическое воздействие различное по времени в зависимости от степени поражения тканей периодонта. Контактное магнитофототерапевтическое воздействие в области тканей периодонта передней группы зубов на верхней и нижней челюсти и на твердые ткани зубов, и в течение 2 – 5 минут, а в области жевательных зубов на верхней и нижней челюсти проводят накожное воздействие в области проекции причинных зубов в течение 5 – 7 минут. Дополнительно магнитофототерапевтическое воздействие проводят накожное в течение 2 – 3 минут на верхней челюсти в инфроорбитальной области, а на нижней челюсти в ментальной области. При этом магнитофототерапевтическое воздействие осуществляют низкочастотным импульсным магнитным полем индукцией 15 мТл и оптическим поляризованным излучением красного вида излучения с длиной волны 620 – 760 нм, и инфракрасного вида излучения с длиной волны 920 – 960 нм.

Данную схему воздействия магнитофототерапии проводят непосредственно после препарирования витальных зубов под зубные протезы (металлокерамические, цельнолитые, безметалловые конструкции), а также на 7-е сутки после припасовки будущей ортопедической конструкции и на 14-е сутки (после фиксации зубного протеза).

### **Результаты и их обсуждение**

Пример лечения пациента с применением разработанного способа магнитофототерапии. Пациент О. 1980 г.р. обратился в клинику 12.12.2011 с жалобами на эстетический недостаток зуба 1.2. После обследования был поставлен диагноз: дефект твердых тканей витального зуба 1.2. По общепринятой методике соответствующей клиническим протоколам была определена тактика изготовления металлокерамической коронки на зуб 1.2. Под местной инфильтрационной анестезией была проведена процедура препарирования витального зуба 1.2 с изготовлением временной коронки. После фиксации временной коронки был проведен первый сеанс магнитофототерапии сочетанным воздействием контактно низкочастотным импульсным магнитным полем индукцией 15 мТл и оптическим

поляризованным излучением красного вида излучения с длиной волны 620 – 760 нм и инфракрасного вида излучения с длиной волны 920 – 960 нм в область зуба 1.2 в течение 2 минут и кожным воздействием в инфраорбитальной области на верхней челюсти в течение 5 минут. Второй сеанс магнитофототерапии по вышеуказанной методике был проведен на 7-е сутки лечения после припасовки металлокерамической коронки на зуб 1.2. Третий сеанс магнитофототерапии был проведен на 14-е сутки лечения после фиксации металлокерамической коронки на постоянный цемент. Профилактические осмотры через 1, 3, 6 месяцев, 1 год не выявил каких-либо отрицательных симптомов. Тем самым воздействие магнитофототерапии при проведении ортопедического лечения усилила микроциркуляцию десны, и обеспечило защиту от возникновения воспалительного процесса в тканях периодонта.

### Заключение

Использование разработанного нового метода нормализации микроциркуляции в тканях периодонта с применением магнитофототерапии позволило получить 93,5% хороших отдаленных результатов лечения стоматологических пациентов.

### Список литературы

1. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.
2. Дедова Л.Н., Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Многолетний опыт поддерживающей терапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2015; № 4 (19):75–81.
3. Дедова Л.Н., Соломевич А.С., Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Денисов Л.А., Даревский В.И. Принципы современной физиотерапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 3 (30):32–37.
4. Базылев Н.Б., Лавинская Е.И., Наумович С.А., Рубникович С.П., Фомин Н.А. Лазерное зондирование биотканей методами динамической спекл-фотографии в квазиреальном времени. Доклады Национальной академии наук Беларуси. 2003; № 47(4):46.
5. Рубникович С.П., Фомин Н.А. *Лазерно-оптические методы диагностики и терапии в стоматологии*. Минск; 2010.
6. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.
7. Рубникович С.П., Барадина И.Н., Денисова Ю.Л., Бородин Д.М. Лечебные мероприятия, содействующие восстановительным процессам зубочелюстной системе у пациентов с бруксизмом. *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2018; №3 (1):306–316.
8. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Фомин Н.А. Цифровые лазерные спекл-технологии в определении кровотока в биотканях и напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы. *Инженерно-физический журнал*. 2017; № 90(6): 1588-1599.
9. Рубникович С.П. Лазерно-оптический метод в ранней диагностике микроциркуляторных нарушений в тканях периодонта. *Медицинский журнал*. 2011; № 2(36):85-88.
10. Рубникович С.П. Применение цифровой динамической спекл-анемометрии в диагностике поверхностного кровотока тканей ротовой полости. *Стоматологический журнал*. 2007; № 3:26.

### References

1. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.
2. Dedova L.N., Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Extensive experience in supporting therapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog=Stomatologist*. 2015; № 4 (19):75–81. (In Russ.)
3. Dedova L.N., Solomevich A.S., Denisova Yu.L., Rubnikovich S.P., Denisov L.A., Darevskii V.I. Principles of modern physiotherapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog=Stomatologist*. 2018; № 3 (30):32–37. (In Russ.)
4. Bazylev N.B., Lavinskaya E.I., Naumovich S.A., Rubnikovich S.P., Fomin N.A. Laser probing of biological tissues using dynamic speckle photography in quasi-real time. *Doklady Natsional'noi akademii nauk Belarusi=Reports of the National Academy of Sciences of Belarus*. 2003; № 47(4):46. (In Russ.)

5. Rubnikovich S.P., Fomin N.A. *Lazerno-opticheskie metody diagnostiki i terapii v stomatologii=Laser and optical diagnostics and therapy in dentistry*. Минск; 2010. (In Russ.)
6. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.
7. Rubnikovich S.P., Baradina I.N., Denisova Yu.L., Borodin D.M. Therapeutic measures that promote the restoration processes of the dental system in patients with bruxism. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2018; №3 (1):306–316.
8. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Fomin N.A. Digital laser speckle technologies in determining blood flow in bio-tissues and the stress-strain state of the dentoalveolar system. *Inzhenerno-fizicheskii zhurnal=Engineering and physics journal*. 2017; № 90(6): 1588-1599.
9. Rubnikovich S.P. Laser-optical method in the early diagnosis of microcirculatory disorders in periodontal tissues. *Meditsinskii zhurnal= Medical journal*. 2011; № 2(36):85-88. (In Russ.)
10. Rubnikovich S.P. The use of digital dynamic speckle anemometry in the diagnosis of superficial blood flow of the tissues of the oral cavity. *Stomatologicheskii zhurnal= Dental journal*. 2007; № 3:26. (In Russ.)

#### Вклад авторов

Денисова Ю.Л. – 40%, Рубникович С.П. – 30%, Тимчук Я.И. – 20%, Майзет А.И. – 10%.

#### Authors contribution

Denisova Yu.L. - 40%, Rubnikovich S.P. – 30%, Timchuk Ya.I. – 20%, Maizet A.I. – 10%.

#### Сведения об авторах

Денисова Ю.Л., доктор медицинских наук, профессор, профессор 3-ей кафедры терапевтической стоматологии, Белорусский государственный медицинский университет.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Тимчук Я.И., кандидат медицинских наук, доцент, доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

Майзет А.И., кандидат медицинских наук, старший преподаватель кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

#### Адрес для корреспонденции

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### Information about the authors

Denisova Yu.L., Doctor of Medical Sciences, Professor, Professor of the 3rd Department of therapeutic dentistry, Belarusian State Medical University.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Timchuk Ya.I., Doctor of Philosophy, Associate Professor, Associate Professor of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Maizet A.I., Doctor of Philosophy, Senior Lecturer of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

#### Address for correspondence

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubikovich Sergey Petrovich

УДК 616-71

**ЛАЗЕРНО-ОПТИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ ПЕРИОДОНТА**РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, ДЕНИСОВА Ю.Л.<sup>1</sup><sup>1</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*<sup>2</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Изучена эффективность применения лазерно-оптической диагностики нарушений микроциркуляции тканей периодонта при дефектах твердых тканей зубов, восстановленных штифтовыми конструкциями. Для изучения изменения интенсивности кровотока в микроциркуляторном русле десны было обследовано 62 пациента с полными дефектами твердых тканей зубов при применении новой лазерно-оптической диагностики. Обследование состояния микроциркуляции десны в области полных дефектов твердых тканей зубов с использованием новой лазерно-оптической диагностики показало снижение интенсивности микроциркуляции в десне.

**Ключевые слова:** лазерно-оптическая диагностика, штифтовые конструкции.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**LASER-OPTICAL DEVICE FOR DIAGNOSTICS OF PERIODONTAL MICROCIRCULATION**SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, YULIYA L. DENISOVA<sup>1</sup><sup>1</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Republic of Belarus*<sup>2</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

**Abstract.** The effectiveness of laser-optical diagnostics of periodontal tissue microcirculation disorders in defects of hard tooth tissues restored by pin structures was studied. To study changes in the intensity of blood flow in the microcirculatory bed of the gums, 62 patients with complete defects in the hard tissues of the teeth were examined using a new laser-optical diagnosis. Examination of the state of the gum microcirculation in the area of complete defects in the hard tissues of the teeth using a new laser-optical diagnostic showed a decrease in the intensity of microcirculation in the gum.

**Keywords:** laser-optical diagnostics, pin designs.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

При полном разрушении коронковой части зуба целесообразность восстановления нарушенного морфофункционального единства зубных рядов будирует к поискам наиболее оптимальных реабилитационных мер. Одним из направлений в решении поставленной задачи является сохранение корней зубов, пригодных для протезирования, предупреждающее образование дефектов и деформаций зубных рядов, атрофию альвеолярных отростков и болезней периодонта [1–3].

Состояние регионарного кровотока характеризует степень адекватности трофики тканей к функциональным нагрузкам, потому что микроциркуляция и метаболизм являются непосредственными и конкретными механизмами обеспечения реализации функции органа во время работы. Ухудшение функции жевания при отсутствии коронки зуба ведет к уменьшению регионарного кровотока и к развитию деструктивных процессов в тканях периодонта. Вместе с этим, актуальной задачей современной стоматологии является не только оптимальное восстановление утраченной целостности зубочелюстной системы при полном отсутствии коронки зуба, но и своевременная диагностика, лечение и профилактика нарушений микроциркуляции тканей периодонта [4–10].

**Цель работы** состояла в оценке эффективности применения лазерно-оптической диагностики нарушений микроциркуляции тканей периодонта при дефектах твердых тканей зубов, восстановленных штифтовыми конструкциями.

**Методика проведения эксперимента**

При клинических исследованиях использовали разработанную и апробированную нами лазерно-оптическую установку [4, 6]. Пациента усаживали в кресло, голову неподвижно фиксировали, доступ к ротовой полости осуществляли с помощью стоматологического ретрактора. К исследуемому участку десны подводили фокус осветительной и приемной оптической систем так, чтобы не было контакта со слизистой оболочкой ротовой полости и десной. Расстояние между фокусом и тканью составляло около 1 см. Фокус осветительной и приемной оптической систем ориентировали для по-

лучения максимально четкого изображения выбранного участка с последующей регистрацией динамики капиллярного кровотока путем фиксирования изображения цифровым фотоаппаратом Nikon D80. Фиксирование изображения проводили как на отдельных цифровых снимках, так и в записях на цифровых носителях на протяжении любого времени. После записи изображения переводили на ПЭВМ, в котором обрабатывали по специальному программному обеспечению, с целью получения числовых характеристик гемодинамики. Монитор компьютера одновременно выполнял функции телемонитора для визуального наблюдения кровотока, а компьютер – функцию устройства накопления видеоданных с целью их последующего воспроизведения и хранения. Микроциркуляторное состояние тканей периодонта определяли в зоне 2 x 3 см в области папиллярной, маргинальной и альвеолярной десны. Интенсивность микроциркуляции крови в десне высчитывали с помощью компьютерной программой в условных единицах и сравнивают с нормальными показателями. Качественную и количественную оценку гемодинамики микрососудов осуществляли с помощью цифровой динамической спекл-фотографии.

Для изучения изменения интенсивности кровотока в микроциркуляторном русле десны было обследовано 62 пациента с полными дефектами твердых тканей зубов при применении новой лазерно-оптической диагностики. Из них первую группу составили 30 пациентов с полными дефектами твердых тканей зубов, которым корни зубов восстанавливали предложенными нами культевыми штифтовыми вкладками. Вторую группу составили 32 пациента с полными дефектами твердых тканей зубов, которым корни зубов восстанавливали традиционными литыми культевыми штифтовыми вкладками с покрывной конструкцией. Контрольную группу пациентов составили 30 добровольцев с интактным периодонтом и интактными зубными рядами.

#### Результаты и их обсуждение

Интенсивность микроциркуляции крови в десне у лиц с интактным периодонтом контрольной группы составила  $36,4 \pm 1,11$  усл.ед. При исследовании пациентов первой и второй группы до фиксации ортопедической конструкции зарегистрировано снижение показателей интенсивности микроциркуляции во всех зонах десны по сравнению со здоровым периодонтом, при этом показатель в I группе составил  $18,2 \pm 1,38$  усл.ед. (по сравнению с контролем  $p < 0,001$ ), а во II группе –  $18,06 \pm 1,26$  усл.ед. ( $p < 0,001$ ).

#### Заключение

Обследование состояния микроциркуляции десны в области полных дефектов твердых тканей зубов с использованием новой лазерно-оптической диагностики показало снижение интенсивности микроциркуляции в десне. По данным лазерно-оптической диагностики, интенсивность микроциркуляции десны снижена в 2,0 раза ( $p < 0,001$ ) при полных дефектах твердых тканей зубов по сравнению со здоровыми тканями периодонта.

#### Список литературы

1. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikov S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.
2. Дедова Л.Н., Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Многолетний опыт поддерживающей терапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2015; № 4 (19):75–81.
3. Дедова Л.Н., Соломевич А.С., Денисова Ю.Л., Рубникович С.П., Денисов Л.А., Даревский В.И. Принципы современной физиотерапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 3 (30):32–37.
4. Рубникович С.П. Лазерно-оптический метод в ранней диагностике микроциркуляторных нарушений в тканях периодонта. *Медицинский журнал*. 2011; № 2(36):85-88.
5. Рубникович С.П. Применение цифровой динамической спекл-анемометрии в диагностике поверхностного кровотока тканей ротовой полости. *Стоматологический журнал*. 2007; № 3:26.
6. Денисова Ю.Л. Устройство для определения капиллярного давления в тканях периодонта. Патент РФ на изобретение №15437; МПК А 61 В5/02. Оpubл. 28.02.2012.
7. Рубникович С.П., Фомин Н.А. *Лазерно-оптические методы диагностики и терапии в стоматологии*. Минск; 2010.

8. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.

9. Рубникович С.П., Барадина И.Н., Денисова Ю.Л., Бородин Д.М. Лечебные мероприятия, содействующие восстановительным процессам зубочелюстной системе у пациентов с бруксизмом. *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2018; №3 (1):306–316.

10. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Фомин Н.А. Цифровые лазерные спекл-технологии в определении кровотока в биотканях и напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы. *Инженерно-физический журнал*. 2017; № 90(6): 1588-1599.

#### References

1. Bazulev N.B., Fomin N.A., Lavinskaya E.I., Rubnikovich S.P. Real-time blood micro-circulation analysis in living tissues by dynamic speckle technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002; № 4(1):510.

2. Dedova L.N., Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Extensive experience in supporting therapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog=Stomatologist*. 2015; № 4 (19):75–81. (In Russ.)

3. Dedova L.N., Solomevich A.S., Denisova Yu.L., Rubnikovich S.P., Denisov L.A., Darevskii V.I. Principles of modern physiotherapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog=Stomatologist*. 2018; № 3 (30):32–37. (In Russ.)

4. Rubnikovich S.P. Laser-optical method in the early diagnosis of microcirculatory disorders in periodontal tissues. *Meditsinskii zhurnal=Medical journal*. 2011; № 2(36):85-88. (In Russ.)

5. Rubnikovich S.P. The use of digital dynamic speckle anemometry in the diagnosis of superficial blood flow of the tissues of the oral cavity. *Stomatologicheskii zhurnal=Dental journal*. 2007; № 3:26. (In Russ.)

6. Denisova Yu. L. *The device for determining capillary pressure in the tissues of the periodontium*. Patent of the Republic of Belarus for invention No. 15437; IPC A 61 B5 / 02. Published on 28.02.2012. (In Russ.)

7. Rubnikovich S.P., Fomin N.A. *Lazerno-opticheskie metody diagnostiki i terapii v stomatologii=Laser and optical diagnostics and therapy in dentistry*. Минск; 2010. (In Russ.)

8. Fomin N., Hirano T., Bazylev N., Rubnikovich S., Lavinskaya E., Mizukaki T., Nakagawa A., Takayama K. Quasi-Real Time Bio-Tissues Monitoring using Dynamic Laser Speckle Photography. *Journal of Visualization*. 2003; Vol.6. (4):371–380.

9. Rubnikovich S.P., Baradina I.N., Denisova Yu.L., Borodin D.M. Therapeutic measures that promote the restoration processes of the dental system in patients with bruxism. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2018; №3 (1):306–316. (In Russ.)

10. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Fomin N.A. Digital laser speckle technologies in determining blood flow in bio-tissues and the stress-strain state of the dentoalveolar system. *Inzhenerno-fizicheskii zhurnal=Engineering and physics journal*. 2017; № 90(6): 1588-1599. (In Russ.)

#### Вклад авторов

Рубникович С.П. – 50%, Денисова Ю.Л. – 50%.

#### Authors contribution

Rubnikovich S.P. – 50%, Denisova Yu.L. – 50%.

#### Сведения об авторах

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Денисова Ю.Л., доктор медицинских наук, профессор, профессор 3-ей кафедры терапевтической стоматологии, Белорусский государственный медицинский университет.

#### Information about the authors

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Denisova Yu.L., Doctor of Medical Sciences, Professor, Professor of the 3rd Department of therapeutic dentistry, Belarusian State Medical University.

**Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

**Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubikovich Sergey Petrovich

УДК 616.314–08–034

## ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ КОМПОЗИТНО-АРМИРОВАННОЙ КУЛЬТЕВОЙ ШТИФТОВОЙ ВКЛАДКИ ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ПОЛНОГО ДЕФЕКТА КОРОНКОВОЙ ЧАСТИ ЗУБА

ФИСЮНОВ А.Д.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> *Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет, Витебск, Республика Беларусь*

<sup>2</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*

<sup>3</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Разработан и предложен к практическому применению новый метод протезирования, основанный на применении разработанной композитно-армированной культевой штифтовой вкладки (КАКШВ). Для клинического сравнения эффективности нового метода и разработанной штифтовой конструкции, а также традиционной композитной вкладки, армированной одним СВШ, литой культевой штифтовой вкладки (ЛКШВ) из кобальто-хромового сплава, проведено наблюдение за состоянием сравниваемых штифтовых конструкций в течение четырех лет. В статье представлены результаты клинического наблюдения за 143 пациентами с полными дефектами коронковой части зуба, которым было изготовлено 190 штифтовых конструкций, в том числе 69 вкладок (36,32%) по предложенному методу.

**Ключевые слова:** полный дефект коронковой части зуба, штифтовая конструкция, композитно-армированная культевая штифтовая вкладка.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## EFFICIENCY OF THE COMPOSITE-REINFORCED STUMP POST IN PROSTHETICS OF A COMPLETE DEFECT OF THE CROWN PART OF THE TOOTH

ALEKSANDR D. FISYUNOV<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> *Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University, Vitebsk, Republic of Belarus*

<sup>2</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Republic of Belarus*

<sup>3</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*

**Abstract.** A new method of prosthetics has been developed and proposed for practical use, based on the use of the developed composite-reinforced stump pin inlay. For clinical comparison of the effectiveness of the new method and the developed pin construction, as well as the traditional composite inlay reinforced with one pin, cast stump pin inlay made of cobalt-chromium alloy, the state of the compared pin structures was observed for four years. The article presents the results of clinical observation of 143 patients with complete defects of the coronal part of the tooth, for whom 190 post constructions were made, including 69 tabs (36.32%) according to the proposed method.

**Keywords:** complete defect in the crown part of the tooth, post and core construction, composite-reinforced stump post.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Проблема ортопедического лечения полного дефекта коронковой части зуба является актуальной вследствие ее распространенности, существующих недостатков известных методов протезирования и их недостаточной эффективности [1]. Сохранение зубов с полными дефектами коронковой части и их ортопедическое лечение позволяет предупредить возникновение дефектов и деформаций зубных рядов, сохранить естественный механизм передачи жевательного давления, восстановить анатомическую форму и функцию разрушенного зуба [2].

Полный дефект коронки зуба и связанная с этим утрата механической прочности обуславливает необходимость использования штифтовой конструкции. Применяемым в настоящее время культевым штифтовым вкладкам из кобальто-хромового сплава и диоксида циркония свойственна механическая прочность, однако, за счет высокого модуля упругости конструкционного материала, их использование может сопровождаться переломом корня [3].

Актуальным является использование волоконных штифтов, модуль упругости которых схож с модулем упругости дентина. Согласно исследованиям, эти штифты улучшают устойчивость к нагрузкам депульпированных зубов и успешно уменьшают вероятность фрактуры твердых тканей зуба [4].

Однако применение традиционной композитной культевой штифтовой вкладки является недостаточно обоснованным при протезировании зубов с широкими корневыми каналами и корневыми каналами с выраженной конусностью, где в области устья существует пространство между стенками корня и стандартным стекловолоконным штифтом. Заполняющий это пространство композит не обладает достаточной сопротивляемостью нагрузкам, что обуславливает неудовлетворительную механическую прочность системы «штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба». Усадка композитных фиксирующих цементов в зоне устья корневого канала приводит к возникновению полимеризационного стресса и его последствий, является причиной нарушения адгезии штифтовой конструкции и увеличивает риск ее расцементировки [5–8].

Вышеизложенное обосновывает актуальность исследований, направленных на совершенствование существующих штифтовых конструкций, снижение частоты осложнений и улучшение результатов протезирования пациентов с полным дефектом коронковой части зуба [9, 10].

**Цель работы** – оценить эффективность ортопедического лечения пациентов с полным дефектом коронковой части зуба с применением разработанного метода протезирования, основанного на использовании композитно-армированной культевой штифтовой вкладки.

#### **Методика проведения эксперимента**

Разработан и предложен к практическому применению метод протезирования полного дефекта коронковой части зуба основанный на использовании разработанной композитно-армированной культевой штифтовой вкладки.

Отличием разработанной композитно-армированной культевой штифтовой вкладки от традиционной штифтовой конструкции является включение в нее основного и дополнительных стекловолоконных штифтов, которые усиливают ретенцию культевой части и рационально распределяют нагрузку, что обеспечивает прочность полученной системы [6].

В основу клинической части работы положены результаты обследования и ортопедического лечения 143 пациентов с полным дефектом коронковой части зуба. В зависимости от метода ортопедического лечения с применением штифтовых конструкций, пациенты распределены на три группы, которые были однотипны по выраженности патологии, полу и возрасту ( $p > 0,05$ ) (табл. 1).

В контрольной группе состояли 32 добровольца с интактными твердыми тканями зубов и периодонтом.

Предметом исследования явились зубы с полными дефектами коронковой части (ИРОПЗ = 0,8 и более); литые культевые штифтовые вкладки из кобальто-хромового сплава, изготавливаемые методом литья по индивидуальным восковым репродукциям (лабораторный способ изготовления); традиционные композитные культевые штифтовые вкладки, армированные одним стекловолоконным штифтом и композитно-армированные культевые штифтовые вкладки с двумя и более армирующими штифтами, изготавливаемые лабораторным способом на гипсовой модели.

В первую группу было включено 44 (30,8%) пациента, из них 28 женщин (63,6%) и 16 мужчин (36,4%), протезирование которых осуществляли с использованием традиционной композитной культевой штифтовой вкладки с одним стекловолоконным штифтом. Вторая группа состояла из 47 (32,9%) пациентов, из них 30 женщин (63,8%) и 17 мужчин (36,2%), ортопедическое лечение которых проводили с использованием литой культевой штифтовой вкладки. Третья группа включала 52 паци-



ента (31 женщина (59,6%) и 21 мужчина (40,4%)). В ортопедическое лечение пациентов третьей группы включили разработанную композитно-армированную культевую штифтовую вкладку. Протезирование пациентов всех трех групп завершили изготовлением металлокерамических коронок и мостовидных протезов.

**Таблица 1.** Характеристика сравниваемых групп пациентов  
**Table 1.** Characteristics of the compared groups of patients

Параметры Parameters	1-я группа (ком- позитная культе- вая штифтовая вкладка) 1st group (com- posite post- stump post)	2-я группа (литая куль- тевая штиф- товая вклад- ка) 2nd group (cast stump post)	3-я группа (композитно- армированная культевая штифтовая вкладка) 3rd group (com- posite- reinforced stump post)	Всего Total
Количество пациентов Number of patients	44	47	52	143
Половая принадлежность (мужчины/женщины) Gender (male/female)	16/28	17/30	21/31	54/89
Средний возраст Average age	43,2 ± 14,34	44 ± 13,07	45,3 ± 11,19	44,22 ± 12,78
Количество изготовлен- ных штифтовых кон- струкций Number of manufactured pin structures	60	61	69	190

Для восстановления функционального состояния и целостности зубочелюстной системы по показаниям изготовлено 104 металлокерамической коронки (63,4%), 41 металлокерамический мостовидный протез (25%), 8 бюгельных протезов (4,9%) и 11 съемных пластиночных протезов (6,7%).

Показанием для применения штифтовых конструкций был полный дефект коронковой части однокорневых зубов верхней челюсти, обусловленный осложнениями кариозного или травматического процесса без патологических изменений в тканях периодонта (табл. 2).

При сборе анамнеза у пациентов трех групп учитывали пол, возраст на момент обращения, длительность заболевания, этиологию, проводившееся ранее терапевтическое и/или ортопедическое лечение дефектов твердых тканей зубов, наличие осложнений ранее проведенного лечения.

У всех пациентов было проведено стоматологическое обследование, включающее внешний осмотр и исследование ротовой полости. Индексная оценка включала определение ИРОПЗ (В.Ю. Милинкевич, 1984), упрощенного индекса гигиены полости рта ОНI-S (Green, Vermillion, 1964), десневого индекса GI (Loe, Silness, 1963) и комплексного периодонтального индекса КПИ (П.А. Леус, 1988).

В работе использовали лучевые методы исследования – внутриротовая контактная рентгенография и ортопантограмма. Лучевые методы исследования проводили всем пациентам до начала лечения, после его завершения, а также при наличии осложнений во время контрольных посещений через 12, 24, 36 и 48 месяцев. При изучении лучевых методов исследования определяли состояние альвеолярного гребня, периапикальной области, проводили контроль эндодонтического лечения.

Проведено динамическое наблюдение пациентов трех групп, которым применяли штифтовые конструкции, в течение четырех лет.

**Таблица 2.** Критерии включения / исключения пациентов в исследование  
**Table 2.** Criteria for inclusion / exclusion of patients in the study

Критерий Criterion	Включение Inclusion	Исключение Exclusion
Степень разрушения корня относительно уровня десны The degree of root destruction relative to the gum level	На уровне десны и выше	Ниже уровня десны
Величина дефекта коронковой части зуба The size of the defect of the crown part of the tooth	ИРОПЗ = 0,8 и более	ИРОПЗ менее 0,8
Используемый метод obturation корневых каналов The technique used for obturation of the root canal	Методы, разрешенные клиническими протоколами Министерства здравоохранения Республики Беларусь	Резорцин-формалиновый метод пломбирования корневых каналов
Степень подвижности зуба Degree of tooth mobility	Отсутствие подвижности или 1 степень	Подвижность зуба 2 и более степени
Состояние периапикальных тканей Condition of periapical tissues	Отсутствие периапикальных изменений	Зубы с острым или хроническим воспалением в периапикальных тканях
Дефекты зубных рядов Defects of dentition	Отсутствие дефектов зубных рядов либо восстановление целостности зубного ряда посредством несъемных и съемных ортопедических конструкций в процессе лечения	Нарушение непрерывности зубного ряда. Клиническая и рентгенологическая картина функциональной перегрузки отдельных (групп) зубов

Для оценки эффективности проводимого лечения регистрировали следующие осложнения: расцементировка искусственной коронки, расцементировка вкладки, перелом культевой штифтовой вкладки, трещина или перелом корня зуба, фрактура корневого дентина, кариес корня, болезни пародонта (гингивит, периодонтит, рецессия десны), нарушение облицовки металлокерамических коронок (трещины, сколы), возникновение осложнений, связанных с проведенным эндодонтическим лечением. Результаты лечения оценивали как хорошие, удовлетворительные и неудовлетворительные.

Статистическая обработка данных выполнена в соответствии с современными требованиями к проведению медико-биологических исследований с использованием пакета прикладных программ Microsoft Excel 2010 и программы Statistica 10.0.

#### Результаты и их обсуждение

Стоматологический статус пациентов трех групп до начала лечения был схожим. У пациентов определяли зубные отложения, гиперемия и отечность десны, кровоточивость при зондировании. Параметры объективных тестов, характеризующие состояние тканей пародонта, свидетельствовали о наличии гингивита средней степени тяжести. Состояние гигиены и тканей пародонта статистически значимо отличалось от соответствующих показателей в группе контроля ( $p < 0,05$ ).

По результатам клинического наблюдения трех групп пациентов после окончания подготовительного лечения установлено, что по всем параметрам объективных тестов, характеризующих уро-

вень гигиены ротовой полости и состояние тканей периодонта, прослеживали тенденцию к улучшению по сравнению с исходным состоянием. Так, гигиенический индекс ОНI-S уменьшился в 2,5–2,7 раза ( $p_{\text{Wilcoxon}} < 0,001$ ), гингивальный индекс GI в 1,4–1,7 раза ( $p_{\text{Wilcoxon}} < 0,05$ ) и КПИ в 1,6–1,8 раза ( $p_{\text{Wilcoxon}} < 0,001$ ).

После завершения ортопедического лечения в отдаленные сроки наблюдения (48 мес.) у 8 (18,2%) пациентов первой группы, протезирование которых проводили с использованием традиционной композитной культевой штифтовой вкладки, наблюдали 12 осложнений, что составило 20% от количества изготовленных в группе штифтовых конструкций. Было зафиксировано 5 переломов композитной культевой штифтовой вкладки, 3 расцементировки штифтовых конструкций, 1 случай скола части надкорневого дентина, 3 случая рецессии десны.

**Таблица 3.** Выявленные у пациентов 1 – 3 группы в процессе 48 месяцев динамического наблюдения осложнения

**Table 3.** Complications identified in patients of 1–3 groups during 48 months of follow-up

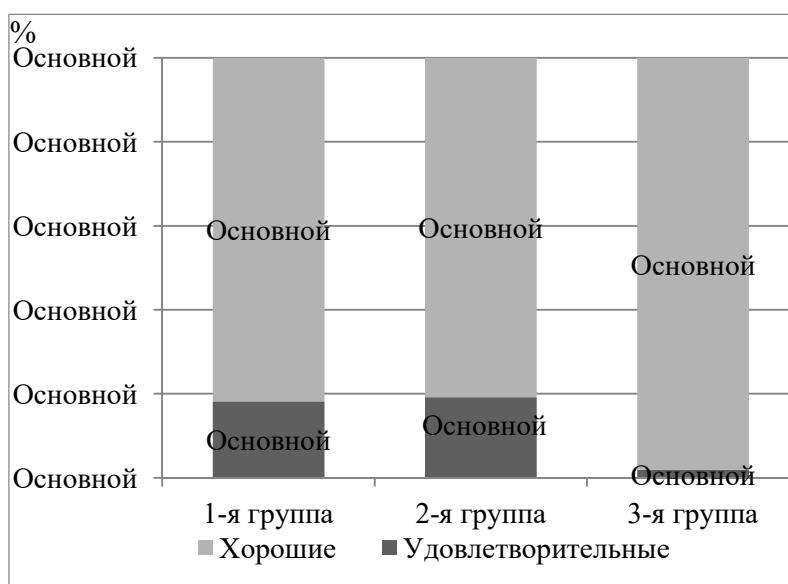
Перечень осложнений List of complications	1-я группа (композитная культевая штифтовая вкладка) 1st group (composite stump post)		2-я группа (литая культевая штифтовая вкладка) 2nd group (cast stump post)		3-я группа (композитно-армированная культевая штифтовая вкладка) 3rd group (composite-reinforced stump post)	
	пациенты, n = 44 patients, n = 44	штифтовые конструкции, n = 60 stump posts, n = 60	пациенты, n = 47 patients, n = 47	штифтовые конструкции, n = 61 stump posts, n = 61	пациенты n = 52 patients, n = 52	штифтовые конструкции, n = 69 stump posts, n = 69
Перелом / отлом части вкладки Fracture / breaking off part of the post	5 <sup>a</sup>	5 <sup>c</sup>	0	0	0	0
Перелом корня / скол корневого дентина Root fracture / root dentin chip	1	1	5 <sup>b</sup>	5 <sup>d</sup>	0	0
Расцементировка штифтовой конструкции с искусственной коронкой Uncemented post construction with artificial crown	2	3	2	2	0	0
Рецессия десны Gingival recession	3	3	3	4	1	2
Всего осложнений (%) Total complications (%)	8 (18,2) <sup>e</sup>	12 (20) <sup>g</sup>	9 (19,2) <sup>f</sup>	11 (18) <sup>h</sup>	1 (1,9)	2 (2,9)

Примечание: 1) по сравнению с композитно-армированной культевой штифтовой вкладкой <sup>a</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0178$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0418$ ; <sup>b</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0214$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0507$ ; <sup>c</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0198$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0468$ ; <sup>d</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0208$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0490$ ; <sup>e</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0077$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0177$ ; <sup>f</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0049$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0122$ ; <sup>g</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0019$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,0046$ ; <sup>h</sup>  $p_{\text{Fisher}}=0,0042$ ,  $p_{\text{Yates}}=0,01$ ; 2) у одного пациента могли фиксировать несколько осложнений из перечня

Результаты протезирования пациентов 1 и 3 группы с полным дефектом коронковой части зуба имели статистически значимые различия по количеству случаев перелома штифтовой конструкции (Fisher exact  $p=0,0178$ , Yates  $p=0,0418$ ). Количество пациентов с осложнениями ортопедического лечения в третьей группе было статистически значимо ниже количества пациентов с осложнениями протезирования в первой группе (Fisher exact  $p=0,0077$ , Yates  $p=0,0177$ ) (табл. 3).

В отдаленные сроки наблюдения (48 мес.) у 9 (19,2%) пациентов второй группы при использовании литой культевой штифтовой вкладки выявили 11 (18%) осложнений в виде 5 сколов фрагментов надкорневого дентина, 2 расцементировок штифтовых конструкций, 4 случаев рецессии десны с визуализацией темного контура по краю искусственной коронки, представленного частью металлической штифтовой конструкции. Количество случаев повреждения корня зуба статистически значимо отличалось от результатов ортопедического лечения пациентов третьей группы, у которых подобных осложнений не было выявлено (Fisher exact  $p=0,0214$ , Yates  $p=0,0507$ ). Количество пациентов с осложнениями ортопедического лечения полного дефекта коронковой части зуба второй группы было статистически значимо выше количества пациентов с осложнениями протезирования в третьей группе (Fisher exact  $p=0,0049$ , Yates  $p=0,0122$ ).

У 51 (98,1%) пациента третьей группы, ортопедическое лечение которых проводили с применением предложенного метода протезирования с использованием композитно-армированной культевой штифтовой вкладки, в течение 48 месяцев динамического наблюдения осложнения зафиксированы не были. Результаты протезирования пациентов трех групп представлены на рисунке.



**Рис. 1.** Результаты лечения пациентов трех групп (48 месяцев)

**Fig. 1.** Results of treatment of three groups of patients (48 months)

### Заключение

Анализ клинических результатов протезирования показал, что предложенный метод ортопедического лечения с применением композитно-армированной культевой штифтовой вкладки у пациентов третьей группы оказал статистически значимое положительное влияние на снижение количества осложнений.

Разработанный метод протезирования полного дефекта коронковой части зуба с использованием предложенной композитно-армированной культевой штифтовой вкладки позволил у 98,1% пациентов в отдаленные сроки получить хорошие результаты ортопедического лечения, в то время как при традиционных методах протезирования хорошие результаты были получены только у 81,8% (при использовании стандартной конструкции композитной культевой штифтовой вкладки) и 80,8% (при применении литой культевой штифтовой вкладки) пациентов. Протезирование композитно-

армированной культевой штифтовой вкладкой исключило у пациентов такие значимые осложнения, как перелом культевой штифтовой вкладки, перелом корня зуба, расцементировка ортопедической конструкции.

Совокупность полученных результатов клинического наблюдения свидетельствуют, что применение разработанного метода ортопедического лечения с использованием композитно-армированной культевой штифтовой вкладки позволило получить выраженное положительное влияние на состояние зубов и тканей периодонта, что обуславливает целесообразность применения разработанного метода протезирования в стоматологии.

#### Список литературы

1. Рубникович С.П., Корзун О.К., Денисова Ю.Л., Андреева В.А., Корзун А.А. Анализ распространенности стоматологических заболеваний, требующих ортопедического лечения, среди взрослого населения г. Гродно. *Стоматолог.* 2018; №3 (30):20–30.
2. Żarow M., D’Arcangelo C., Felipe L. A., Paniz G., Paolone G. *EndoProtetyka. Przewodnik dla praktyki.* Warszawa: Kwintesencja. 2013.
3. Upadhyaya V., Bhargava A., Parkash H., Chittaranjan B., Kumar V. A Finite Element Study of Teeth Restored with Post and Core: Effect of Design, Material, and Ferrule. *Journal of Dental Research.* 2016; №13(3):233–238.
4. Santos-Filho P.C., Verissimo C., Soares P.V., Saltarello R.C., Soares C.J., Marcondes Martins L.R. Influence of Ferrule, Post System, and Length on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Anterior Teeth. *Journal of Endodontics.* 2014; №40(1):119–123.
5. Panitiwat P., Salimee P. Effect of different composite core materials on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with FRC posts. *Journal of Applied Oral Science.* 2017; №25(2):203–210.
6. Метод протезирования зубов с использованием композитно-армированной культевой штифтовой вкладки : инструкция по применению № 085–1017 : утв. М-вом здравоохранения Респ. Беларусь 1.11.2017 г. / Белорус. мед. акад. последип. образования; сост.: С. П. Рубникович, А. Д. Фисюнов. – Минск, 2017. – 6 с.
7. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л. Комплексное лечение болезней периодонта и зубочелюстных аномалий на основе лазерно-оптической диагностики. *Маэстро стоматологии.* 2011; №4:78–82.
8. Дедова Л.Н., Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Кандрюкевич О.В., Соломевич А.С., Росеник Н.И. Распространенность стоматологических заболеваний в Республике Беларусь. *Стоматология. Эстетика. Инновации.* 2017; №2:193–202.
9. Хомич И.С., Рубникович С.П. Лечение пациентов с частичной вторичной адентией методом дентальной имплантации с применением низкочастотного ультразвука. *Стоматолог.* 2015; № 4 (19):25–29.
10. Рубникович С.П. Протезирование зубов со сниженной высотой коронковой части. *Современная стоматология.* 2002; № 1:37.

#### References

1. Rubnikovich S.P., Korzun O.K., Denisova Yu.L., Andreeva V.A., Korzun A.A. [Analysis of the prevalence of dental diseases requiring orthopedic treatment among the adult population of Grodno]. *Stomatolog= Stomatologist.* 2018; №3 (30):20–30. (In Russ.)
2. Żarow M., D’Arcangelo C., Felipe L. A., Paniz G., Paolone G. *EndoProtetyka. Przewodnik dla praktyki.* Warszawa: Kwintesencja. 2013.
3. Upadhyaya V., Bhargava A., Parkash H., Chittaranjan B., Kumar V. A Finite Element Study of Teeth Restored with Post and Core: Effect of Design, Material, and Ferrule. *Journal of Dental Research.* 2016; №13(3):233–238.
4. Santos-Filho P.C., Verissimo C., Soares P.V., Saltarello R.C., Soares C.J., Marcondes Martins L.R. Influence of Ferrule, Post System, and Length on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Anterior Teeth. *Journal of Endodontics.* 2014; №40(1):119–123.
5. Panitiwat P., Salimee P. Effect of different composite core materials on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with FRC posts. *Journal of Applied Oral Science.* 2017; №25(2):203–210.
6. Method of dental prosthetics using composite-reinforced stump pin tabs: instructions for use No. 085-1017: approved. M-POM of healthcare of the Republic of Belarus 1.11.2017 / Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education. Rubnikovich S. P., Fisyunov A. D. Minsk; 2017. (In Russ.)
7. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L. Complex treatment of periodontal diseases and dental anomalies based on laser-optical diagnostics. *Maestro stomatologii=Maestro of dentistry.* 2011; №4:78–82. (In Russ.)

8. Dedova L.N., Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Kandrukevich O.V., Solomevich A.S., Rosenik N.I. Prevalence of dental diseases in the Republic of Belarus. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2017; №2:193–202. (In Russ.)

9. Khomich I.S., Rubnikovich S.P. Treatment of patients with partial adentia method of dental implantation with the use of low frequency ultrasound. *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):25–29. (In Russ.)

10. Rubnikovich S.P. Prosthetics of teeth with a reduced height of the crown part. *Sovremennaya stomatologiya= Modern dentistry*. 2002; № 1:37. (In Russ.)

#### **Вклад авторов**

Фисюнов А.Д. – 50%, Рубникович С.П. – 50%.

#### **Authors contribution**

Fisyunov A.D. – 50%, Rubnikovich S. P. – 50%.

#### **Сведения об авторах**

Фисюнов А.Д., кандидат медицинских наук, доцент кафедры общей стоматологии с курсами ортопедической стоматологии, ФПК и ПК, Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

#### **Адрес для корреспонденции**

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### **Information about the authors**

Fisyunov A.D., Doctor of Philosophy, Associate Professor of the Department of General Dentistry with Courses of Prosthodontics, Advanced Training and Retraining, Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

#### **Address for correspondence**

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubikovich Sergey Petrovich

УДК 616.314.2-07

**ЦИФРОВАЯ ДИАГНОСТИКА ОККЛЮЗИИ ЗУБОВ С ПОМОЩЬЮ АППАРАТА T-SCAN**МАЙЗЕТ А.И.<sup>1</sup>, РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1,2</sup>, БАРАДИНА И.Н.<sup>1</sup><sup>1</sup> *Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь*<sup>2</sup> *Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Установлена эффективность инновационного метода цифровой диагностики окклюзии зубов у стоматологических пациентов. На основании анализа результатов, полученных методом цифровой диагностики, установлено, что разработанный метод позволяет более эффективно проводить анализ окклюзионных взаимосоотношений зубов, чем традиционный метод диагностики. Метод цифровой диагностики обладает высоким уровнем чувствительности (90,3%) и специфичности (81%), значительной прогностической силой и диагностической надежностью. При этом вероятность выявления нарушений окклюзии зубов с использованием метода цифровой диагностики в 4,67 раз выше, чем традиционного метода диагностики окклюзии зубов. В соответствии с экспертной шкалой значений AUC качество диагностической модели оценивается как хорошее.

**Ключевые слова:** T-scan, болезни периодонта, частичная вторичная адентия, индексные показатели, чувствительность, специфичность.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**DIGITAL DIAGNOSTICS OF DENTAL OCCLUSION WITH THE T-SCAN**ANDREY I. MAIZET<sup>1</sup>, SERGEY P. RUBNIKOVICH<sup>1,2</sup>, INESSA N. BARADINA<sup>1</sup><sup>1</sup> *Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus*<sup>2</sup> *Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*

**Abstract.** The effectiveness of an innovative method of digital diagnostics of dental occlusion in dental patients has been established. Based on the analysis of the results obtained by the digital diagnostics method, it has been established that the developed method makes it possible to provide more effectively analyses of the occlusal interrelations if comparing with the traditional diagnostic method. The digital diagnostic method has a high level of sensitivity (90.3%) and specificity (81%), significant predictive power and diagnostic reliability. At the same time, the probability of detecting violations of dental occlusion using the digital diagnostic method is 4.67 times higher when comparing with the traditional method of dental occlusion diagnosing. In accordance with the expert scale of AUC values, the quality of the diagnostic model is assessed as good.

**Keywords:** T-scan, periodontal diseases, partial teeth loss, index indicators, sensitivity, specificity.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

По данным исследователей распространенность болезней периодонта составляет 95%, а частичное отсутствие зубов определили у 81,3% пациентов Республики Беларусь возраст которых составил 35-44 года [1, 2]. Одной из причин развития болезней периодонта является окклюзионная травма [3, 4]. Проблема выявления преждевременных и чрезмерных контактов остается актуальной из-за возможных осложнений в зубочелюстной системе вследствие неправильных окклюзионных взаимосоотношений зубов. Своевременно не устранённая травматическая окклюзия приводит к травме пульпы зуба и дефектам твердых тканей зубов (клиновидные дефекты, абфракции, окклюзионная и апроксимальная стираемость и т.д.) в ближайшие и отдаленные сроки после протезирования пациентов с частичной вторичной адентией [2, 5–7]. Применение стандартных методик определения окклюзионных контактов, таких как: сочетанное использование диагностических моделей и артикулятора, регистрация и анализ окклюзионных контактов на рабочих окклюдодиаграммах и непосредственно на твердых тканях зубов пациента, а также получение обзорных окклюдодиаграмм не позволяют в режиме реального времени точно определить основные показатели окклюзионных взаимосоотношений зубов [4, 8-14].

**Цель работы**

Оценить диагностическую эффективность инновационного метода цифровой диагностики окклюзии зубов у стоматологических пациентов.

**Методика проведения эксперимента**

Проведено одномоментное, поперечное исследование. Была сформирована группа наблюдения, включающая 31 пациента в возрасте 35 – 44 лет без дефектов зубных рядов с хроническим генерализованным простым периодонтитом легкой степени тяжести, обратившихся за стоматологической помощью, на основе которой осуществлялось выявление нарушений окклюзий с использованием двух методов. Были использованы клинические и статистические методы исследования. Стоматологическое обследование пациентов включало клинические методы: опрос, осмотр по общепринятой методике, а также изучение объективных показателей при определении основных гигиенических, десневых и периодонтологических индексов (ОИ-S, GI, PI), методы лучевой диагностики. Для анализа окклюзионных взаимосоотношений и оценки состояния окклюзии были использованы два метода диагностики.

Первый метод включал традиционную диагностику окклюзии зубов с помощью артикуляционной бумаги, согласно протоколам, утвержденным Министерством здравоохранения Республики Беларусь от 26.12.2011 №1245, с использованием индекса окклюдодиаграммы (ИОКГ) [15].

Разработанный второй метод цифровой диагностики включал комплексный анализ окклюзии зубов с использованием показателей окклюзионных взаимосоотношений и критериев их оценки, цифрового индекса окклюзии (ЦИО) на основании данных аппарата T-scan [15].

Цифровыми диагностическими показателями окклюзионных взаимосоотношений зубов служили следующие параметры:

1. интенсивность окклюзионных контактов зубов по цветовой кодировке;
2. процентное распределение площади контактов по сторонам (левая/правая) в зубном ряду;
3. процентное распределение площади контактов по квадрантам в зубном ряду;
4. время окклюзии, которое отражает временной интервал, с момента первого контакта между зубами до того момента, когда достигался и сохранялся максимально плотный статический фиссурно-бугорковый контакт;
5. время дизокклюзии, которое отражает временной интервал, с момента начала открывания рта и до полного размыкания зубов;
6. графическое изображение траектории вектора силы от начала смыкания до полного смыкания зубов.

При этом критерии оценки окклюзионных взаимосоотношений зубов считали хорошими, если:

1. Столбцы диаграммы были только синего или зеленого цвета;
2. Вектор силы не выходил за пределы центральной зоны на белом фоне (при сбалансированных формах окклюзии эта траектория имела форму прямой линии, которая направлялась сверху вниз в центре 2Д изображения и заканчивалась в центре овального окна на белом фоне и не выходила за ее пределы в зону на сером фоне). Расположение линии вектора сил в центре изображения овального окна означало сбалансированность окклюзионных контактов между группами зубов и сторонами челюсти. При этом движение линии вектора сил имело ровную траекторию и направление траектории движения отмечалось сверху вниз.
3. Время дизокклюзии не превышало 0,4 секунды (время дизокклюзии при отсутствии патологии окклюзионных контактов составляло менее 0,4 секунды).
4. Время окклюзии не превышало 0,25 секунды. Чем короче «окклюзионное время», тем меньше времени требовалось для достижения контакта между всеми зубами в ротовой полости («окклюзионное время» при отсутствии патологии окклюзионных контактов должно составлять менее 0,25 секунды).
5. Распределение окклюзионных сил по сторонам левой и правой составляло 50% / 50%
6. Распределение окклюзионных сил по квадрантам имело одинаковые значения слева и справа.

Значение каждого из перечисленных показателей окклюзионных взаимосоотношений определяли, как 1 балл.



Критерии оценки окклюзионных взаимосоотношений зубов считали удовлетворительными, если:

- 1 Отмечали наличие столбца/столбцов диаграммы желтого цвета.
- 2 Линия траектории движения вектора силы выходила за пределы центральной зоны на белом фоне, но не выходила за пределы наружной зоны на сером фоне,
- 3 Время дизокклюзии находилось во временном промежутке от 0,4 до 0,6 секунды.
- 4 Время окклюзии находилось во временном промежутке от 0,25 до 0,5 секунды.
- 5 Распределение окклюзионных сил по сторонам левой и правой не превышало 60% / 40%.
- 6 Распределение сил окклюзии по квадрантам имело незначительные отличия в значениях слева и справа.

Значение каждого из перечисленных показателей окклюзионных взаимосоотношений зубов определяли, как 2 балла.

Критерии оценки окклюзионных взаимосоотношений зубов считали неудовлетворительными, если:

1. Отмечали наличие столбца/столбцов диаграммы оранжевого или красного цвета.
2. Линия траектории движения вектора силы выходила за пределы центральной наружной зоны на сером фоне.
3. Время дизокклюзии превышало 0,6 секунды.
4. Время окклюзии превышало 0,5 секунды.
5. Распределение окклюзионных сил по сторонам левой и правой превышало разницу значений в пропорции 60% / 40%.
6. Распределение сил окклюзии по квадрантам имело значительные отличия в значениях слева и справа.

Значение каждого из перечисленных показателей окклюзионных взаимосоотношений зубов определяли, как 3 балла.

На основании цифровых показателей окклюзионных взаимосоотношений зубов и разработанных критериев их оценки, нами предложен цифровой индекс окклюзии зубов. Применение цифрового индекса окклюзии позволяет качественно и количественно оценить окклюзию зубов, определить наличие и степень тяжести нарушений окклюзии зубов у стоматологических пациентов. Цифровой индекс окклюзии зубов рассчитывали по формуле:

$$\text{ЦИО} = \frac{\sum \text{баллов}}{n} \times 100\%$$

где  $\Sigma$  – сумма баллов по диагностическим критериям окклюзионных взаимосоотношений

n – количество пар зубов-антагонистов (не более 14)

Установлено, что при показателях индекса ЦИО  $\leq 42,9\%$  (общая сумма баллов  $\leq 6$ ) нарушение состояния окклюзии зубов не выявлялось, при показателях индекса ЦИО от 43 до 57,1% (от 6,1 до  $\leq 8$  баллов) наблюдалось нарушение окклюзии зубов легкой степени, при показателях индекса ЦИО от 57,2 до  $\leq 85,7\%$  (от 8,1 до  $\leq 12$  баллов) наблюдалось нарушение окклюзии зубов средней степени, при показателях индекса ЦИО 85,8% и выше (13 баллов и выше) наблюдалось нарушение окклюзии зубов тяжелой степени.

При оценке информативности разработанного метода цифровой диагностики окклюзии зубов были определены диагностическая чувствительность и специфичность, прогностическая ценность положительного (ППР) и отрицательного результатов (ПОР), отношение правдоподобия для отрицательного и положительного результата (Likelihood Ratio, LR).

Был проведен ROC-анализ (Receiver Operating Characteristics Analysis) диагностических тестов, с использованием программы «AtteStat», включающий построение ROC-кривой и расчет прогностической ценности площади под ROC-кривой (Area Under Curve, AUC). Оценка показателя AUC осуществлялась в соответствии с экспертной шкалой для значений AUC, по которой можно судить о

качестве диагностической модели. Чем выше показатель AUC, тем качественнее классификатор, при этом значение 0,5 соответствует непригодности выбранного метода классификации.

Статистический анализ полученных данных проводился с использованием параметрических и непараметрических методов исследования, в том числе методов описательной статистики, оценки достоверности (Chi-square test,  $\chi^2$ ). Статистическая обработка данных осуществлялась с использованием пакета прикладных программ «Statistica 10», программы «AtteStat».

### Результаты и их обсуждение

Анализ результатов исследования показал статистически значимые различия выявления удельного веса пациентов с нарушениями окклюзии различными методами диагностики (Chi-square test:  $\chi^2 = 31,5$ ,  $p_{1-2} = 0,0001$ ). Использование предложенного метода цифровой диагностики окклюзии зубов (МЦДО) позволило выявить нарушения окклюзии зубов у 90,7% пациентов, а традиционным методом диагностики окклюзии зубов (ТМДО) у 19,2% пациентов.

Результаты исследования показали, что метод цифровой диагностики окклюзии зубов можно использовать для выявления наличия нарушений окклюзии зубов у стоматологических пациентов. Анализ диагностических критериев оценки показал, что метод цифровой диагностики окклюзии зубов характеризуется высоким уровнем чувствительности (90,3%) и специфичности (81%), достаточно высоким уровнем прогностичности положительного и отрицательного результата. Прогностичность положительного и отрицательного результата метод цифровой диагностики окклюзии зубов/традиционный метод диагностики окклюзии зубов соответственно составила 0,82 и 0,89.

Отношение правдоподобия для положительного результата метод цифровой диагностики окклюзии зубов/традиционный метод диагностики окклюзии зубов достигает 4,67 ( $LR+ = 4,67$ ) и свидетельствуют о том, что вероятность выявления нарушений окклюзии с использованием метода цифровой диагностики в 4,67 раз выше, по сравнению с традиционным методом диагностики окклюзии зубов.

Сравнительный анализ численного показателя площади под кривой (Area under curve, AUC) свидетельствует об эффективности метода цифровой диагностики для выявления нарушения окклюзии зубов (истинно положительных случаев). Показатели площади под ROC-кривой (Area under curve, AUC) метода цифровой диагностики окклюзии зубов приближаются к 1, что свидетельствует о значительной прогностической силе и диагностической надежности метода. В соответствии с экспертной шкалой значений AUC качество диагностической модели (метод цифровой диагностики окклюзии зубов) оценивается как хорошее ( $AUC = 0,767$  (95% ДИ 0,648-0,885,  $p = 0,002$ ).

### Заключение

Разработан метод цифровой диагностики окклюзии зубов, позволяющий более эффективно проводить анализ окклюзии зубов, чем традиционный метод диагностики. Метод цифровой диагностики обладает высоким уровнем чувствительности (90,3%) и специфичности (81%). При этом вероятность выявления нарушений окклюзии зубов с использованием метода цифровой диагностики в 4,67 раз выше, чем традиционного метода диагностики окклюзии зубов. Показатель площади под ROC-кривой ( $AUC = 0,767$  (0,648-0,885),  $p = 0,002$ ) свидетельствует о значительной прогностической силе и диагностической надежности метода цифровой диагностики окклюзии зубов. В соответствии с экспертной шкалой значений AUC качество диагностической модели (метод цифровой диагностики окклюзии зубов) оценивается как хорошее.

### Список литературы

1. Рубникович С.П., Корзун О.К., Денисова Ю.Л., Андреева В.А., Корзун А.А. Анализ распространенности стоматологических заболеваний, требующих ортопедического лечения, среди взрослого населения г. Гродно. *Стоматолог.* 2018; №3 (30):20–30.
2. Рубникович С.П., Денисова Ю.Л. Комплексное лечение болезней периодонта и зубочелюстных аномалий на основе лазерно-оптической диагностики. *Маэстро стоматологии.* 2011; №4:78–82.

3. Булычева Е.А., Булычева Д.С. Использование диагностического сканера «Т-SCAN» для анализа окклюзионных взаимоотношений зубных рядов в практике врача-стоматолога ортопеда. *Стоматология славянских государств*. 2015:50–53.
4. Грицай И.Г., Козицына С.И., Алпатова В.Г. Анализ применения аппарата Т-SCAN в стоматологической практике при окклюзионных нарушениях. *Институт стоматологии*. 2015; №4:58–61.
5. Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Окклюзионная травма: трудности в диагностике. *Стоматолог*. 2012; № 1 (4):41–49.
6. Дедова Л.Н., Денисова Ю.Л., Соломевич А.С. Многолетний опыт поддерживающей терапии у пациентов с болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2015; № 4 (19):75–81.
7. Throckmorton G.S., Rasmussen J., Caloss R. Calibration of T-Scan sensors for recording bite forces in denture patients. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2009; Vol. 36, No.9:636–644.
8. Дедова Л.Н., Рубникович С.П., Денисова Ю.Л., Кандрукевич О.В., Соломевич А.С., Росеник Н.И. Распространенность стоматологических заболеваний в Республике Беларусь. *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2017; №2:193–202.
9. Мамедова Л.А., Ефимович О.И. Сочетанное применение электромиографии и программы Т-scan для коррекции окклюзионных нарушений при заболеваниях пародонта и миофасциальном синдроме. *Военно-медицинский журнал*. 2014; №6:22–25.
10. Мамедова Л.А., Осипов А.В., Смотров А.Б. Анализ окклюзионных контактов при восстановлении жевательных зубов с помощью компьютерной программы Т-scan. *Стоматология для всех*. 2009; №2:22–25.
11. Kerstein R.B., Grundset K., Obtaining Bilateral Simultaneous Occlusal Contacts with Computer Analyzed and Guided Occlusal Adjustments. *Quintessence International*. 2001; Vol. 32 (1):7–18.
12. Юрченко С.Ю., Шумский А.В., Мацкевич А.А. Т-Scan в диагностике неврогенных заболеваний полости рта. *Клиническая стоматология*. 2011; №2 (58):76–79.
13. Wang Y.-L., Cheng J., Chen Y.-M., Yip K. H.-K., Smales R. J., Yin X.-M. Patterns and forces of occlusal contacts during lateral excursions recorded by the T-Scan II system in young Chinese adults with normal occlusions. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011; Vol. 38:571–578.
14. Аболмасов Н.Н., Гелетин П.Н. *Избирательное пришлифовывание зубов*. Смоленск; 2010.
15. Рубникович С.П., Майзет А.И. Применение цифрового метода анализа состояния окклюзии зубов у пациентов с частичной вторичной адентией и болезнями периодонта. *Стоматолог*. 2018; № 2 (29):27–35.

#### References

1. Rubnikovich S.P., Korzun O.K., Denisova Yu.L., Andreeva V.A., Korzun A.A. [Analysis of the prevalence of dental diseases requiring orthopedic treatment among the adult population of Grodno]. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; №3(30):20–30. (In Russ.)
2. Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L. Complex treatment of periodontal diseases and dental anomalies based on laser-optical diagnostics. *Maestro stomatologii=Maestro of dentistry*. 2011; №4:78–82. (In Russ.)
3. Bulycheva E.A., Bulycheva D.S. Use of the diagnostic scanner "T-SCAN" for analysis of occlusal relationships of dental rows in the practice of an orthopedic dentist. *Stomatologiya slavyanskikh gosudarstv=Dentistry of the Slavic states*. 2015:50–53. (In Russ.)
4. Gritsai I.G., Kozitsyna S.I., Alpatova V.G. Analysis of the use of the T-SCAN device in dental practice for occlusive disorders. *Institut stomatologii=Institute of dentistry*. 2015; №4:58–61. (In Russ.)
5. Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Occlusal trauma: difficulties in diagnosis. *Stomatolog= Stomatologist*. 2012; № 1 (4):41–49. (In Russ.)
6. Dedova L.N., Denisova Yu.L., Solomevich A.S. Extensive experience in supporting therapy in patients with periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2015; № 4 (19):75–81. (In Russ.)
7. Throckmorton G.S., Rasmussen J., Caloss R. Calibration of T-Scan sensors for recording bite forces in denture patients. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2009; Vol. 36, No.9:636–644.
8. Dedova L.N., Rubnikovich S.P., Denisova Yu.L., Kandrukevich O.V., Solomevich A.S., Rosenik N.I. Prevalence of dental diseases in the Republic of Belarus. *Stomatologiya. Estetika. Innovatsii=Dentistry. Aesthetics. Innovations*. 2017; №2:193–202. (In Russ.)
9. Mamedova L.A., Efimovich O.I. Combined use of electromyography and T-scan program for correction of occlusive disorders in periodontal diseases and myofascial syndrome. *Voенно-meditsinskii zhurnal=Military Medical Journal*. 2014; №6:22–25. (In Russ.)

10. Mamedova L.A., Osipov A.V., Smotrova A.B. Analysis of occlusal contacts during the restoration of chewing teeth using the t-scan computer program. *Stomatologiya dlya vsekh= Dentistry for everyone*. 2009; №2:22–25. (In Russ.)
11. Kerstein R.B., Grundset K., Obtaining Bilateral Simultaneous Occlusal Contacts with Computer Analyzed and Guided Occlusal Adjustments. *Quintessence International*. 2001; Vol. 32 (1):7–18.
12. Yurchenko S.Yu., Shumskii A.V., Matskevich A.A. T-Scan in the diagnosis of neurogenic diseases of the oral cavity. *Klinicheskaya stomatologiya= Clinical dentistry*. 2011; №2 (58):76–79. (In Russ.)
13. Wang Y.-L., Cheng J., Chen Y.-M., Yip K. H.-K., Smales R. J., Yin X.-M. Patterns and forces of occlusal contacts during lateral excursions recorded by the T-Scan II system in young Chinese adults with normal occlusions. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011; Vol. 38:571–578.
14. Abolmasov N.N., Geletin P.N. *Izbitatel'noe prishlifovyvanie zubov= Selective grinding of teeth*. Smolensk; 2010. (In Russ.)
15. Rubnikovich S.P., Maizet A.I. Application of a digital method for analyzing the state of dental occlusion in patients with partial secondary adentia and periodontal diseases. *Stomatolog= Stomatologist*. 2018; № 2 (29):27–35. (In Russ.)

#### Вклад авторов

Майзет А.И. – 45% , Рубникович С.П. – 35%, Барадина И.Н. – 20%.

#### Authors contribution

Maizet A.I. – 45%, Rubnikovich S.P. – 35%, Baradina I.N. – 20%.

#### Сведения об авторах

Майзет А.И., кандидат медицинских наук, старший преподаватель кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

Рубникович С.П., доктор медицинских наук, профессор, ректор учреждения образования «Белорусский государственный медицинский университет», заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

Барадина И.Н., кандидат медицинских наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования.

#### Адрес для корреспонденции

220030, Республика Беларусь,  
Минск, переулок Казарменный 3,  
Белорусская медицинская академия последипломного образования  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Рубникович Сергей Петрович

#### Information about the authors

Maizet A.I., Doctor of Philosophy, Senior Lecturer of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Rubnikovich S.P., Doctor of Medical Sciences, Professor, Rector of The Educational Institution "Belarusian State Medical University", Head of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry of The State Educational Institution Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

Baradina I.N., Doctor of Philosophy, Associate Professor of The Department of Prosthodontics and Orthodontics with Course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education.

#### Address for correspondence

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny alley 3,  
Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education  
+375296372156;  
e-mail: rubnikovichs@mail.ru  
Rubnikovich Sergey Petrovich

УДК 577.345+535.37+543.426

**ГЕЛЬ-ЭЛЕКТРОФОРЕЗ КОМПЛЕКСОВ ТРИКАРБОЦИАНИНОВЫХ КРАСИТЕЛЕЙ С БЕЛКАМИ ПЛАЗМЫ КРОВИ**САМЦОВ М.П.<sup>1</sup>, ТАРАСОВ Д.С.<sup>1,2</sup>, МАЛЮШКОВА Е.В.<sup>2</sup>, ХЛУДЕЕВ И.И.<sup>3</sup>, ЛУГОВСКИЙ А.А.<sup>1</sup>, СЕМАК И.В.<sup>2</sup><sup>1</sup>НИУ «Институт прикладных физических проблем имени А.Н. Севченко» БГУ, Курчатова 7, Минск, 220045, Беларусь<sup>2</sup>Белорусский государственный университет, пр. Независимости, 4, Минск, 220030, Беларусь<sup>3</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Беларусь

**Аннотация.** В работе приведены результаты исследований комплексобразования трикарбоцианиновых красителей с белками плазмы крови с помощью электрофореза в полиакриламидном геле. Основная полоса поглощения исследованных красителей расположена в ближней ИК-области, что осложняет их визуальное обнаружение на электрофореграмме. В связи с этим детектирование локализации красителей выполнялось по их флуоресценции с помощью лазерного флуоресцентного спектрометра. Для сканирования гелей с координатной привязкой использовано устройство, состоящее из перемещаемой микрометрическими винтами платформы, на которой перпендикулярно плоскости измерения закреплялся держатель световода спектрометра. Сканирование гелей выполнялось до стадии окрашивания и визуализации белков, на которой было обнаружена необратимая деструкция трикарбоцианиновых красителей. Координаты фиксировались относительно границ гелей, что позволило совместить распределение белков и индотрикарбоцианиновых красителей на электрофореграмме. Белки в комплексах с красителями идентифицировались по их молекулярной массе. На примере исследования с помощью гель-электрофореза окрашенных трикарбоцианиновыми красителями растворов человеческой сыворотки крови и бычьего сывороточного альбумина показана возможность обнаружения и идентификации комплексов красителей с белками сыворотки крови. В результате установлено, что трикарбоцианиновые красители с хлорзамещенным ортофениленовым мостиком способны образовывать ковалентные комплексы с альбумином и Аполипопротеин А-I, основным структурным элементом липопротеинов высокой плотности. Показано, что полиэтиленгликоли с молекулярной массой 300 Да на концевых группах красителей не влияют на это свойство.

**Ключевые слова:** трикарбоцианиновые красители, комплексобразование, белки плазмы крови, гель-электрофорез, лазерная флуоресцентная спектроскопия.

**Конфликт интересов.** Автор (-ы) заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**GEL-ELECTROPHORESIS OF COMPLEXES OF TRICARBOCYANINE DYES WITH BLOOD PLASMA PROTEINS**M. P. SAMTISOV<sup>1</sup>, D. S. TARASOV<sup>1,2</sup>, E. V. MALIUSHKOVA<sup>2</sup>, I. I. KHLUDEYEV<sup>3</sup>, A. A. LUGOVSKI<sup>1</sup>, I. V. SEMAK<sup>2</sup><sup>1</sup>A.N Sevchenko Institute for Applied Physical Problems of BSU, 220045 Minsk, Belarus<sup>2</sup>Belarussian State University, 220030 Minsk, Belarus<sup>3</sup>Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 220013 Minsk, Belarus

**Abstract.** The paper presents the results of studies of the complexation of tricarbocyanine dyes with blood plasma proteins using polyacrylamide gel electrophoresis. The main absorption band of the dyes under study is located in the near-IR region, which complicates their visual detection on an electrophoregram. In this regard, the detection of localization of dyes was carried out by their fluorescence using a laser fluorescence spectrometer. For scanning gels with a coordinate binding, a device was used, which consisted of a platform movable by micrometric screws, on which the spectrometer fiber holder was fixed perpendicular to the measurement plane. Scanning of the gels was performed until the stage of staining and visualization of proteins, at which irreversible destruction of tricarbocyanine dyes was detected. The coordinates were fixed relative to the boundaries of the gels, which made it possible to combine the distribution of proteins and indotricarbocyanine dyes on the electrophoregram. Proteins in complexes with dyes were identified by their molecular weight. On the example of a study using gel electrophoresis of solutions of human serum and bovine serum albumin stained with tricarbocyanine dyes, the possibility of detecting and identifying complexes of dyes with blood serum proteins has been shown. As a result, it was found that tricarbocyanine dyes with a chlorine-substituted orthophenylene bridge are able to form covalent complexes with albumin and Apolipoprotein A-I, the main structural element of high-density lipoproteins. It has been shown that polyethylene glycols with a molecular weight of 300 Da at the end groups of dyes do not affect this property.

**Keywords:** tricarbocyanine dyes, complexation, blood plasma proteins, gel-electrophoresis, laser-induced fluorescence spectroscopy.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

### Введение

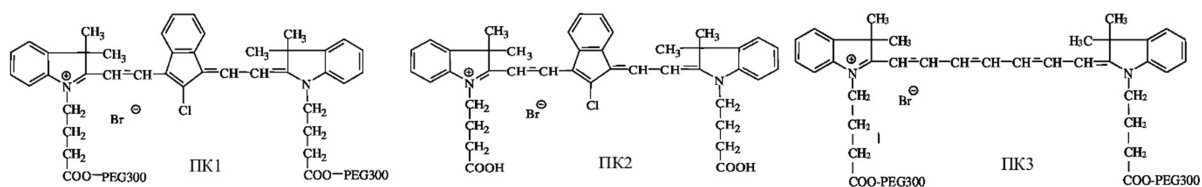
Разработка новых материалов и методов в области медицины и биотехнологий является общемировым трендом в направлениях развития научных исследований. Полиметиновые красители (ПК) благодаря широким возможностям структурной модификации стали центральным объектом исследований для различных медико-биологических приложений. В нашей стране исследования в этом направлении выполняются в НИИПФП им. А.Н. Севченко БГУ, где целенаправленно ведется разработка фотосенсибилизаторов (ФС) на основе трикарбоцианиновых красителей для тераностики злокачественных новообразований. По результатам комплексных исследований фотофизических свойств ряда индотрикарбоцианиновых красителей в модельных средах и опухолевых моделях на экспериментальных животных *in vivo* выделен краситель с оптимальными свойствами [1]. Отличительными особенностями его структуры являются наличие хлорзамещенного ортофениленового мостика в цепи сопряжения и двух цепочек полиэтиленгликолей (ПЭГ) с молекулярной массой 300 Да, которые ковалентно связаны с концевыми группами. Структурная модификация с помощью полиэтиленгликолей обеспечило новому фотосенсибилизатору высокую растворимость в воде и биосовместимость.

Эффективность фотосенсибилизатора во много зависит от избирательности накопления в опухолевых тканях. Большое количество исследований посвящено разработкам новых способов адресной доставки препаратов. Одним из путей решения этого вопроса – образование комплексов молекул ФС с носителями, которые обеспечивают эффективное накопление в опухолевых клетках. В этом плане, отдельное внимание заслуживают компоненты плазмы крови – белки и липопротеины в качестве эндогенных переносчиков. В работе [2] с помощью методов спектрофотометрии и эксклюзионной хроматографии показано образование комплексов трикарбоцианиновых красителей с белками плазмы крови. Используемые в этой работе методы не позволяют определить с какими именно белками образуются комплексы, а также не установлен характер связи в них. Электрофоретический метод разделения белков стандартно используется для идентификации белков по их молекулярной массе [3]. Можно ожидать, что комплексы трикарбоцианиновых красителей ковалентно связанные с белками плазмы крови будут обнаруживаться на электрофореграмме в полосах соответствующих белков. В частности, такой подход используется в исследованиях с помощью гель-электрофореза протеинов, окрашенных коммерческими флуоресцентными маркерами на основе полиметиновых красителей Су3 и Су5 [4].

Данная работа посвящена исследованию окрашенной трикарбоцианиновыми красителями сыворотки крови с помощью электрофореза в полиакриламидном геле.

### Методика

Основным объектом исследования выступал разработанный в лаборатории спектроскопии НИИПФП им. А.Н. Севченко БГУ симметричный индотрикарбоцианиновый краситель ПК1 (рис. 1), который по многим параметрам перспективен для использования в качестве фотосенсибилизатора для ФДТ [1], а также два близких по структуре красителя – ПК2 и ПК3. У первого по сравнению с ПК1 отсутствуют полиэтиленгликоли на концевых группах, а у второго – хлорзамещенный ортофениленовый мостик.



**Рис. 1.** Структурные формулы исследованных красителей

**Fig. 1.** Structural formulas of the studied dyes

В качестве модельных сред использовался 5 % раствор сыворотки крови человека (ЧСК), а также раствор бычьего сывороточного альбумина (концентрация белка 2 г/л). Сыворотку крови получали путем свертывания крови и осаждения клеточного сгустка центрифугированием. Альбумин является основным транспортным белком сыворотки крови [5, 6], что обуславливает важность исследований взаимодействия красителей с ним. С другой стороны, это хороший модельный образец с одним типом белка для отработки методики анализа окрашенных красителями белковых растворов.

Растворы готовились в натрий-калиевом фосфатном буфере Дюльбекко (0,14 моль/л) с pH=7,4 (ФСБ). Концентрация белков в анализируемых на электрофорезе образцах составляла порядка 30 мкМ, что обеспечило эффективное обнаружение различных белковых фракций.

Стоковые растворы красителей готовились в ФСБ. Краситель ПК2 обладает низкой растворимостью в воде, в связи с чем стоковый раствор для него готовился с 5 % содержанием этанола. Исследования проводились при двух концентрациях красителей – 30 мкМ и 10 мкМ.

Спектры поглощения регистрировались с помощью спектрофотометра Solar PV1251. Люминесцентные характеристики изучались с помощью спектрофлуорометра Fluorolog. В отдельных экспериментах использовался лазерный флуоресцентный спектрометр с длиной волны возбуждающего лазера 684 нм [7]. Подвод возбуждающего излучения к исследуемому образцу и свечения флуоресценции в полихроматоре осуществлялся с помощью оптоволоконка.

Анализ связывания красителей с белками в растворах ЧСК и БСА выполнялся с помощью электрофореза белков по методу Лэмли в полиакриламидном геле с додецилсульфатом натрия в восстанавливающих условиях (SDS-PAGE). Электрофоретическое разделение белков проводили в 15 % полиакриламидном геле в диссоциирующих условиях.

Основная полоса поглощения исследуемых красителей располагается в области 700-800 нм, что затрудняет визуальное обнаружение локализации исследованных красителей на электрофореграмме. В связи с этим, для анализа расположения молекул красителей в белковых фракциях в результате гель-электрофореза использовано устройство, которое состоит из перемещаемой микрометрическими винтами платформы. На платформе перпендикулярно плоскости измерения закрепляли держатель световода лазерного флуоресцентного спектрометра. Координаты локализации молекул красителей в составе белков определяли по устойчивому превышению сигнала флуоресценции красителей по сравнению с фоновым при перемещении светоколлектора вдоль белковых полос на электрофореграмме. В связи с тем, что на стадии окрашивания используются агрессивные среды, которые приводят к необратимой деструкции индотрикарбоцианиновых красителей, места локализации красителей на электрофореграмме определяли до начала процедуры окрашивания и визуализации полос белков. В обоих случаях координаты фиксировались относительно границ гелей, что позволило совместить распределение белков и индотрикарбоцианиновых красителей на электрофореграмме. Отсутствие деструкции красителей на стадии электрофоретического разделения белков подтверждена спектральными измерениями при моделировании соответствующих условий в кювете.

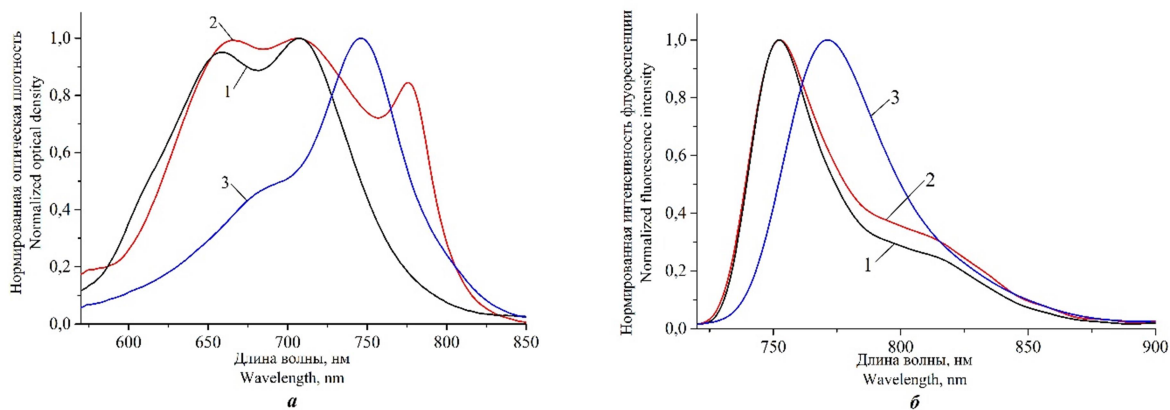
После детектирования красителя осуществляли осаждение белков в геле с помощью 30% раствора трихлорукусной кислоты. Далее проводили окрашивание раствором Кумасси. После окрашивания, гель отмывали 7% уксусной кислотой до полного обесцвечивания фона.

Имеющееся в распоряжении оборудование позволяет исследовать на одной электрофореграмме до 9 образцов. Для определения молекулярной массы белков в одну из лунок вносили набор белков стандартов с известными молекулярными массами – от 10 кДа до 200 кДа. Полученные визуализированные электрофореграммы исследуемых образцов фиксировались с помощью фотоаппарата, и на снимки переносились координаты обнаружения красителей.

### **Результаты и их обсуждение**

Спектральные характеристики красителей в фосфатно-солевом буфере определяются процессом агрегации молекул в водном окружении. В водном окружении гидрофобный краситель ПК2 без ПЭГ склонен к сильной агрегации по Н- и J-типу в зависимости от концентрации красителя, pH рас-

творя и температуры [8]. В спектрах поглощения его растворов в ФСБ обнаруживаются полосы, соответствующие мономерам, Н- и J-агрегатам (рис. 2). Максимум полосы мономеров располагается вблизи 707 нм. Краситель ПК1 гидрофильный [9], его растворы в ФСБ представляют собой равновесную смесь мономеров и димеров Н-типа. Максимум поглощения мономеров располагается на длине волны 708 нм. Следует отметить, что при одинаковой концентрации краситель ПК1 в ФСБ агрегирован в меньшей степени по сравнению с его прекурсором без ПЭГ – ПК2. Анализ спектрально-люминесцентных свойств ПК3 в растворах в ФСБ позволяет утверждать, что его молекулы находятся преимущественно в форме мономеров (максимум поглощения – 746 нм).



**Рис. 2.** Спектры поглощения (*a*) и флуоресценции (*б*) при возбуждении излучением с длиной волны 684 нм растворов трикарбоцианиновых красителей (10 мкМ) в натрий-калиевом фосфатном буфере Дюльбекко (0,14 моль/л) с pH=7,4: 1 – ПК1; 2 – ПК2; 3 – ПК3

**Fig. 2.** Absorption (*a*) and fluorescence (*б*) spectra with excitation by radiation with a wavelength of 684 nm of solutions of tricarbo-cyanine dyes (10  $\mu$ M) in Dulbecco's sodium-potassium phosphate buffer (0.14 mol/L) with pH = 7.4: 1 – PD1; 2 – PD2; 3 – PD3

Спектральные параметры растворов ПК1 и ПК2 в присутствии белковых молекул сыворотки крови (рис. 3) резко отличаются от таковых в ФСБ: наблюдается смещение максимума поглощения (ПК1 – 723 нм, ПК2 – 730 нм) и флуоресценции (ПК1 – 757 нм, ПК2 – 757 нм) в длинноволновую область, уменьшается поглощение в полосе агрегатов, возрастает квантовый выход и время жизни флуоресценции. Подобное батохромное смещение положения спектров для данных красителей наблюдается при переходе от полярных растворителей к малополярным. Следовательно, в растворах с сывороткой крови молекулы красителей находятся в окружении с более низкой полярностью вследствие образования комплексов с белковыми молекулами. При эквимольной концентрации белков и красителей (30 мкМ) в основной полосе поглощения наряду с интенсивной полосой мономеров наблюдается и полоса ассоциатов красителя. В растворах с меньшей концентрацией красителей (10 мкМ) при сохранении концентрации белков  $\sim$ 30 мкМ уменьшается поглощение в полосе ассоциатов (коротковолновый край основной полосы), точное определение степени ассоциации красителей требует более детальных исследований. Для анализа окрашенных красителями растворов ЧСК с помощью электрофореза важно учитывать, что связывание молекул красителей происходит в мономерной и агрегированной формах.

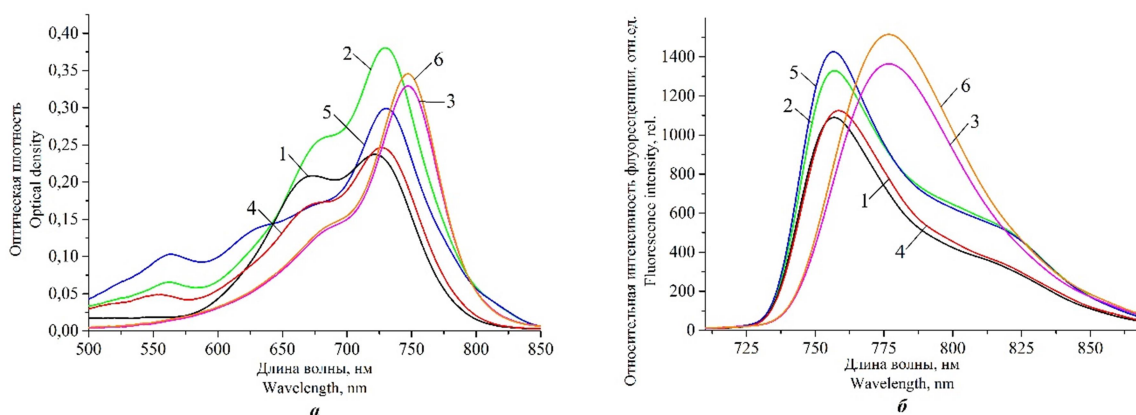
Не обнаружено влияние белков сыворотки крови на спектрально-люминесцентные свойства ПК3, у которого отсутствует хлорзамещенный ортофениленовый мостик на полиметиновой цепи сопряжения.

Характерное время образования комплексов красителей ПК1 и ПК2 с белками в растворах ЧСК и БСА удалось оценить путем измерения спектров флуоресценции с помощью лазерного флуоресцентного спектрометра. При добавлении ЧСК или БСА в ФСБ происходит смещение в длинноволновую область спектра флуоресценции данных красителей в пределах времени регистрации сигнала спектрометром (200-500 мс). С течением времени после введения наблюдается медленная де-



формация спектров поглощения и флуоресценции – смещение в длинноволновую область, которая наиболее выражена у ПК1. Скорость данного процесса зависит от температуры, при комнатной температуре (~20 °С) выход на квазистационарное состояние занимает ~24 часов, при 37 °С ~100-140 минут [2]. В связи с этим исследования на электрофорезе проводились для двух серий образцов: при комнатной температуре (22 °С) и при инкубации в течение 120 минут при 37 °С.

В результате сканирования лазерным флуоресцентным спектрометром гелеэлектрофореграммы обнаружено несколько позиций с выраженным сигналом, близким по спектральному составу с сигналом флуоресценции исследованных красителей. На фотографиях гелей после окрашивания эти позиции отмечены метками (рис. 4). В пределах полос, соответствующих движению белков не окрашенных красителями не наблюдаться никакого свечения при возбуждении лазером с длиной волны 684 нм.



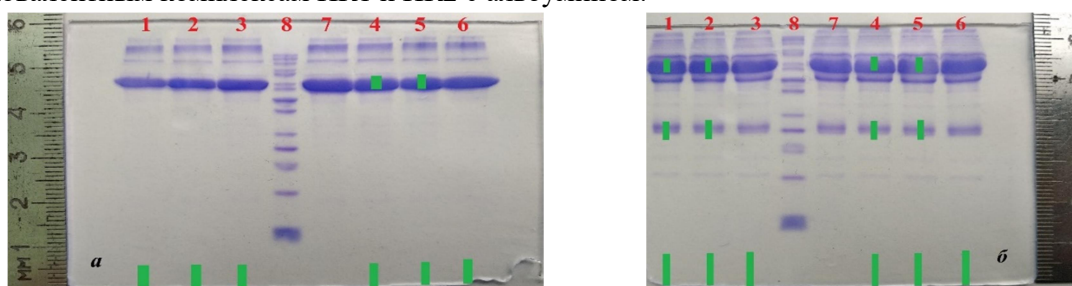
**Рис. 3.** Спектры поглощения (а) и флуоресценции (б) при возбуждении излучением с длиной волны 684 нм растворов трикарбоцианиновых красителей (30 мкМ) в ЧСК для денатурирующего электрофореза в полиакриламидном геле:

1 – ПК1, 22 °С; 2 – ПК2, 22 °С; 3 – ПК3, 22 °С; 4 – ПК1, 37 °С; 5 – ПК2, 37 °С; 6 – ПК3, 37 °С

**Fig. 3.** Absorption (a) and fluorescence (b) spectra with excitation by radiation with a wavelength of 684 nm of solutions of tricarbocyanine dyes (30 μM) in HBS for denaturing electrophoresis in polyacrylamide gel:

1 – PD1, 22 °С; 2 – PD2, 22 °С; 3 – PD3, 22 °С; 4 – PD1, 37 °С; 5 – PD2, 37 °С; 6 – PD3, 37 °С

Прежде всего, следует обратить внимание на сигнал флуоресценции вблизи полосы белков с молекулярной массой (72±4) кДа в образцах окрашенных красителями ПК1 и ПК2 растворов БСА. Сигнал флуоресценции наблюдали для двух серий: без и с инкубацией при 37 °С в течение 2 часов. Молекулярная масса бычьего сывороточного альбумина – 69 кДа, учитывая пространственное разрешение сканирующей системы, можно утверждать, что флуоресценция в данной области соответствует ковалентным комплексам ПК1 и ПК2 с альбумином.



**Рис. 4.** Электрофореграммы окрашенных трикарбоцианиновыми красителями растворов БСА (а) и ЧСК (б): 1 – ПК1, 22 °С; 2 – ПК2, 22 °С; 3 – ПК3, 22 °С; 4 – ПК1, 37 °С; 5 – ПК2, 37 °С; 6 – ПК3, 37 °С; 7 – раствор без красителей; 8 – набор белков стандартов с известными молекулярными массами

**Fig. 4.** Electropherograms of BSA (a) and HBS (b) solutions stained with tricarbocyanine dyes: 1 – PD1, 22 °С; 2 – PD2, 22 °С; 3 – PD3, 22 °С; 4 – PD1, 37 °С; 5 – PD2, 37 °С; 6 – PD3, 37 °С; 7 – solution without dyes; 8 – set of protein standards with known molecular weights

Выраженный сигнал флуоресценции ПК1 и ПК2 вблизи полосы альбумина человека (66,5 кДа) также обнаружен на электрофореграмме образцов в растворах ЧСК – (68±4) кДа. В работах [10-12] отмечали способность к образованию ковалентного комплекса с альбумином красителей с хлором в мезоположении. Наиболее вероятный путь – это взаимодействие с единственным свободным остатком Cys34 в молекуле САЧ с замещением мезо-S1 в молекуле красителя [12].

Интенсивность флуоресценции в пределах линии альбумина для образцов, которые инкубировались при 37 °С в течение 2 часов, приблизительно в 4 раза больше по сравнению с образцами без инкубации. Это подтверждает растянутый во времени процесс образования вторичных комплексов.

Для всех красителей обнаружен интенсивный сигнал флуоресценции на нижнем краю геля. Согласно экстраполяции стандарта, молекулярная масса объектов в этой области, соответствует приблизительно 1,5-6,0 кДа. При этом после окрашивания геля здесь не обнаруживаются визуальное присутствие каких-либо белков. Молекулярная масса исследованных красителей: ПК154 – 740 Да, ПК220 – 1270 Да, ПК222 – 1117 Да. Учитывая точность определения координаты, справедливо утверждать, что в данной области обнаруживаются несвязанные с белками красители.

В пределах полос движения образцов ПК1 и ПК2 в ЧСК также обнаружен сигнал флуоресценции красителя вблизи линии белков с молекулярной массой (25±3) кДа, где располагается полоса Аполипротеина А-I (АроА-1, 24,7 кДа). Данный белок является основным структурным элементом липопротеинов высокой плотности (ЛВП) [13]. В работе [14] показано, что при гель-электрофорезе в полиакриламидном геле данный белок наблюдается для ЛВП всех типов и наблюдаются следовые количества у липопротеинов низкой плотности (ЛНП). Основным структурным элементом ЛНП является Аполипротеин В (АроВ). В человеческой плазме существует в двух основных изоморфных формах АроВ-100 (550 кДа) и АроВ-48 (264 кДа) и в условиях денатурирующего гель-электрофореза аполипротеины В наблюдаются на электрофореграммах в соответствующих белковых полосах [15]. Однако в настоящей работе использовался электрофорез с параметрами разделяющего раствора для диапазона молекулярных масс 10-200 кДа.

Постоянство спектральных параметров ПК3 в растворах с белками сыворотки крови, а также то обстоятельство, что при электрофоретическом разделении окрашенных данным красителем растворов ЧСК и БСА достоверный сигнал флуоресценции обнаружен только в области несвязанного с белками красителя, подтверждают отсутствие связывания ПК3 с белками. Данное обстоятельство позволяет утверждать, что ковалентное связывание трикарбоцианиновых красителей с альбумином и липопротеинами высокой плотности сыворотки крови происходит с участием хлорзамещенного ортофениленового мостика. Полиэтиленгликоли с молекулярной массой 300 Да не влияют на эффективность образования трикарбоцианиновыми красителями ковалентных комплексов альбумином и липопротеинами высокой плотности.

### Заключение

Таким образом, на примере исследования с помощью гель-электрофореза окрашенных трикарбоцианиновыми красителями растворов человеческой сыворотки крови и бычьего сывороточного альбумина показана возможность обнаружения и идентификации комплексов красителей с белками сыворотки крови. Установлено, что трикарбоцианиновые красители с хлорзамещенным ортофениленовым мостиком способны образовывать ковалентные комплексы с альбумином и липопротеинами высокой плотности. Показано, что полиэтиленгликоли с молекулярной массой 300 Да на концевых группах не влияют на это свойство.

### Список литературы

1. Lugovski A. A., Samtsov M. P., Kaplevsky K. N., et al. Novel indotricarbocyanine dyes covalently bonded to polyethylene glycol for theranostics. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry*. 2016;316:31-36.
2. Белько Н. В., Хлудеев И. И., Зорин В. П., и др. Влияние комплексообразования с белками плазмы крови на спектральные характеристики трикарбоцианиновых красителей. *Весці БДПУ. Серыя 3. Фізіка. Матэматыка. Інфарматыка. Біялогія. Геаграфія*. 2018;1:14-20.
3. Editor: Names B. D. *Gel electrophoresis of proteins: a practical approach*. 197. Oxford: OUP; 1998.

4. Hamada A., Sharma R., S. S. Du Plessis, et al. Two-dimensional differential in-gel electrophoresis–based proteomics of male gametes in relation to oxidative stress. *Fertility and sterility*. 2013;99(5):1216-1226.
5. Tillement J. P., Houin G., Zini R., et al. The binding of drugs to blood plasma macromolecules: Recent advances and therapeutic significance. *Adv. Drug Res.* 1984;13:59–94.
6. Quinlan G. J., Martin G. S., Evans T. W. Albumin: biochemical properties and therapeutic potential. *Hepatology*. 2005; 41(6):1211-1219.
7. Ермалицкий Ф. А., Радько А. Е., Каплевский К. Н., и др. Спектрометрический комплекс для фотохимиотерапии с мощным светодиодом. *Лазерная и оптико-электронная техника*. 2008:254-263.
8. Белько Н. В., Самцов М. П., Луговский А. П. Управление H<sup>\*</sup>- и J-агрегацией индотрикарбацианинового красителя в водных растворах неорганических солей. *Журнал Белорусского государственного университета. Физика*. 2020;2:19-27.
9. Тарасов Д. С., Каплевский К. Н., Самцов М. П., и др. Анализ спектральных свойств многокомпонентных растворов нового индотрикарбацианинового красителя. *Вестник БГУ. Сер.1*. 2015;2:8-12.
10. Кузьмин В. А., Дурандин Н. А., Лисицына Е. С., и др. Спектрально-кинетические характеристики комплексообразования между индотрикарбацианином и альбумином. *Докл. РАН*. 2015;462(2):182-184.
11. Awasthi K., Nishimura G. Modification of near-infrared cyanine dyes by serum albumin protein. *Photochemical & Photobiological Sciences*. 2011;10(4):461-463.
12. Usama S.M., Lin C-M., Burgess K. On the Mechanisms of Uptake of Tumor-Seeking Cyanine Dyes. *Bioconjugate Chem.* 2018;29 (11):3886-3895.
13. van der Vorst E. P. C. High-density Lipoproteins and Apolipoprotein A1. Vertebrate and Invertebrate Respiratory Proteins, Lipoproteins and other Body Fluid Proteins. *Springer, Cham*. 2020;94:399-420.
14. Cameron S. J., Morrell C. N., Bao C., A novel anti-inflammatory effect for high density lipoprotein. *PLoS One*. 2015;10(12):e0144372.
15. Kim J. Y., Kim S. M., Kim S. J., et al. Consumption of policosanol enhances HDL functionality via CETP inhibition and reduces blood pressure and visceral fat in young and middle-aged subjects. *International journal of molecular medicine*. 2017;39(4):889-899.

#### References

1. Lugovski A. A., Samtsov M. P., Kaplevsky K. N., et al. Novel indotricarbocyanine dyes covalently bonded to polyethylene glycol for theranostics. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry*. 2016;316:31-36.
2. Bel'ko N. V., Khludeyev I. I., Zorin V. P., et al. Influence of complexation with blood plasma proteins on the spectral characteristics of tricarbocyanine dyes. *Vesci BDPU. Seryya 3. Fizika. Matematyka. Infarmatyka. Biyalogiya. Geagrafiya*. 2018;1:14-20. (In Russ.)
3. Editor: Hames B. D. Gel electrophoresis of proteins: a practical approach. 197. Oxford: OUP; 1998.
4. Hamada A., Sharma R., S. S. Du Plessis, et al. Two-dimensional differential in-gel electrophoresis–based proteomics of male gametes in relation to oxidative stress. *Fertility and sterility*. 2013;99(5):1216-1226.
5. Tillement J. P., Houin G., Zini R., et al. The binding of drugs to blood plasma macromolecules: Recent advances and therapeutic significance. *Adv. Drug Res.* 1984;13:59–94.
6. Quinlan G. J., Martin G. S., Evans T. W. Albumin: biochemical properties and therapeutic potential. *Hepatology*. 2005; 41(6):1211-1219.
7. Ermalickij F. A., Rad'ko A. E., Kaplevskij K. N., et al. Spectrometric complex for photochemotherapy with a powerful LED. *Lazernaya i optiko-elektronnaya tekhnika*. 2008:254-263. (In Russ.)
8. Bel'ko N. V., Samcov M. P., Lugovskij A. P. Management of H<sup>\*</sup>- and J-aggregation of indotricarbocyanine dye in aqueous solutions of inorganic salts. *Journal of the Belarusian State University. Physics*. 2020;2:19-27. (In Russ.)
9. Tarasov D. S., Kaplevskij K. N., Samcov M. P., et al. Analysis of spectral properties of multicomponent solutions of the new indotricarbocyanine dye. *Vestnik BGU. Ser.1*. 2015;2:8-12. (In Russ.)
10. Kuz'min V. A., Durandin N. A., Lisicyna E. S., et al. Spectral and kinetic characteristics of complexation between indotricarbocyanine and albumin. *Dokl. RAN*. 2015;462(2):182-184. (In Russ.)
11. Awasthi K., Nishimura G. Modification of near-infrared cyanine dyes by serum albumin protein. *Photochemical & Photobiological Sciences*. 2011;10(4):461-463.
12. Usama S.M., Lin C-M., Burgess K. On the Mechanisms of Uptake of Tumor-Seeking Cyanine Dyes. *Bioconjugate Chem.* 2018;29 (11):3886-3895.
13. van der Vorst E. P. C. High-density Lipoproteins and Apolipoprotein A1. Vertebrate and Invertebrate Respiratory Proteins, Lipoproteins and other Body Fluid Proteins. *Springer, Cham*. 2020;94:399-420.

14. Cameron S. J., Morrell C. N., Bao C., A novel anti-inflammatory effect for high density lipoprotein. PLoS One. 2015;10(12):e0144372.

15. Kim J. Y., Kim S. M., Kim S. J., et al. Consumption of policosanol enhances HDL functionality via CETP inhibition and reduces blood pressure and visceral fat in young and middle-aged subjects. International journal of molecular medicine. 2017;39(4):889-899.

#### Вклад авторов

Самцов М.П. и Тарасов Д.С. осуществили подготовку и проведение экспериментов, выполнили анализ полученных результатов, оформили рукопись статьи. Луговский А. А. осуществлял синтез исследованных трикарбоцианиновых красителей. Хлудеев И.И. участвовал в проведении отдельных экспериментов *in vitro* по установлению свойств трикарбоцианиновых красителей в присутствии белков. Малюшкова Е.В. и Семак И.В. участвовали в организации и проведении исследований растворов красителей с белками плазмы крови с помощью электрофореза в полиакриламидном геле.

#### Authors contribution

Samtsov M.P. and Tarasov D.S. carried out the preparation and conduct of experiments, performed an analysis of the results obtained, and drafted the manuscript of the article. Lugovski A.A. carried out the synthesis of the investigated tricarbocinin dyes. Khludeyev I.I. participated in conducting several *in vitro* experiments to establish the properties of tricarbocyanine dyes in the presence of proteins. Maliushkova E.V. and Semak I.V. participated in organizing and conducting research on solutions of dyes with blood plasma proteins using polyacrylamide gel electrophoresis.

#### Сведения об авторах

М. П. Самцов, доктор физико-математических наук, доцент, заведующий лабораторией спектроскопии НИИ ПФП им. А. Н. Севченко БГУ;

Д. С. Тарасов, кандидат физико-математических наук, научный сотрудник лаборатории спектроскопии НИИ ПФП им. А. Н. Севченко БГУ;

Е. В. Малюшкова, научный сотрудник кафедры биохимии БГУ;

И. И. Хлудеев, кандидат биологических наук, доцент, доцент кафедры инженерной психологии и эргономики Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники;

А. А. Луговский, кандидат химических наук, научный сотрудник лаборатории спектроскопии НИИ ПФП им. А. Н. Севченко БГУ;

И. В. Семак, кандидат биологических наук, доцент, заведующий кафедрой биохимии БГУ.

#### Information about the authors

M. P. Samtsov, Doctor of Physics and Mathematics, associate professor, Head of the Spectroscopy Laboratory of A.N Sevchenko Institute of Applied Physical Problems of BSU;

D. S. Tarasov, PhD (Physics and Mathematics), Researcher of the Spectroscopy Laboratory of A.N Sevchenko Institute of Applied Physical Problems of BSU;

E. V. Maliushkova, Researcher of the Department of Biochemistry BSU;

I. I. Khludeyev, PhD (Biology), associate professor, associate professor of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics;

A. A. Lugovski, PhD (Chemistry), associate professor, Researcher of the Spectroscopy Laboratory of A.N Sevchenko Institute of Applied Physical Problems of BSU;

I. V. Semak, PhD (Biology), associate professor, Head of the Department of Biochemistry BSU.

#### Адрес для корреспонденции

220045, Беларусь, Минск, Курчатова, 7, НИУ «Институт прикладных физических проблем имени А.Н. Севченко» БГУ

тел. номер: 8-017-212-41-44, 8-029-879-25-04

e-mail: dmitrij-tarasov@list.ru

Тарасов Дмитрий Сергеевич

#### Address for correspondence

220045 Minsk, Belarus, Kyrchatov Str. 7, A.N Sevchenko Institute for Applied Physical Problems of BSU

tel. number: 8-017-212-41-44, 8-029-879-25-04

e-mail: dmitrij-tarasov@list.ru

Tarasov Dmitrij Sergeevich

УДК 618.19

### ДИАГНОСТИКА И ПРОГНОЗ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ГРУДИ С ПОМОЩЬЮ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НА ЯЗЫКЕ PYTHON И МЕТОДА ЛОГИСТИЧЕСКОЙ РЕГРЕССИИ

ПАСЕДЬКО<sup>1</sup> В.В., ЯКИМОВ<sup>2</sup> Д.А., ВЫГОВСКАЯ<sup>3</sup> Н.В.

<sup>1</sup>ООО «Техартгруп» (г. Могилев, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>УЗ «Могилевская областная больница» (г. Могилев, Республика Беларусь)

<sup>3</sup>Белорусско-Российский университет, (г. Могилев, Республика Беларусь)

**Аннотация.** Статья посвящена описанию методики создания автоматизированной программной системы для диагностики и прогнозирования онкологических заболеваний груди у женщин. В материале рассматривается выполнение экспериментальной части, построение модели для машинного обучения и предистория создания такой системы. На основании полученных данных было выявлено, что точность модели на тестовой выборке составляет 99,4 %.

**Ключевые слова:** метод логистической регрессии, биопсия новообразований груди, язык программирования Python, приложение, прогноз.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## DIAGNOSTICS AND PREDICTIONS OF BREAST CANCER USING THE PYTHON SOFTWARE AND THE LOGISTIC REGRESSION METHOD

VYACHESLAV V. PASEDKO<sup>1</sup>, DMITRIY A. YAKIMOV<sup>2</sup>, NATALIA V. VYGOVSKAYA<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*iTechArt Group (Mogilev, Republic of Belarus)*

<sup>2</sup>*Health care institution «Mogilev Regional Clinical Hospital» (Mogilev, Republic of Belarus)*

<sup>3</sup>*Belarusian-Russian university, (Mogilev, Republic of Belarus)*

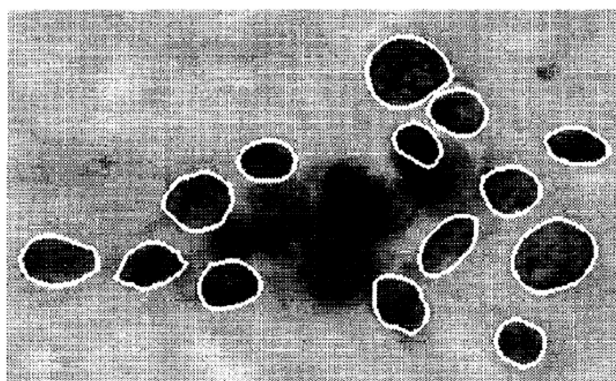
**Abstract.** The article is devoted to the description of the methodology for creating an automated software system for diagnosing and predicting breast cancer in women. The material discusses the implementation of the experimental part, building a model for machine learning and the prehistory of creating such a system. Based on the data obtained, it was revealed that the accuracy of the model on the test sample is 99,4 %.

**Keywords:** logistic regression method, breast biopsy, Python programming language, application, prognosis.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Распространение методов обучения искусственного интеллекта упирается в проблему четкого разграничения визуальных образов. Это требует исходного задания множества параметров, что, в свою очередь, приводит к необходимости поиска оптимального программного аппарата их учета. Наш опыт работы с медицинскими данными базировался на анализе исследований пациенток с опухолями груди, которые были выполнены в штате Висконсин, США. Данные были взяты из Kaggle – системы организации конкурсов по исследованию данных, а также социальной сети специалистов по обработке данных и машинному обучению и получены из оцифрованного изображения биопсии новообразований груди, собранных доктором Уильямом Х. Вольбергом [1] в университете Висконсин, больница Мэдисон, США. Данные являются характеристиками ядер клеток, пример изображения которых представлен на рис. 1.



**Рис. 1.** Увеличенное изображение клеток при злокачественной опухоли груди

**Fig. 1.** Enlarged image of cells in breast cancer

### Теоретический анализ

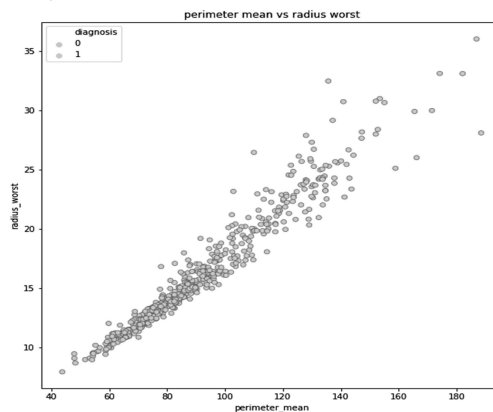
Для анализа данных использовался язык программирования Python [2] и его библиотеки для визуализации. В качестве метода для построения предиктивной математической модели был выбран метод логистической регрессии [3, 4], который также был имплементирован на языке Python. Целью

разработки программного обеспечения (ПО) было построение модели, способной из представленного материала давать заключение о наличии или отсутствии злокачественного роста. Для прогнозирования требуется взять пункционную биопсию и оцифровать её изображение. По этим новым данным можно будет сделать заключение о вероятности рака груди у пациентки.

### Методика

В процессе работы был проведён пилотный анализ данных, а именно:

- рассчитаны статистические показатели для каждой переменной-предиктора;
- рассчитано распределение целевой переменной;
- построены графики распределений переменных-предикторов;
- рассчитана ядерная оценка плотности для переменных-предикторов;
- построены графики корреляций между переменными-предикторами, а также между предикторами и целевой переменной (рис.2);



**Рис. 2.** Корреляция переменных *perimeter mean* и *radius worst*

**Fig. 2.** Correlation of *perimeter mean* and *radius worst* variables

- построен график тепловой карты, который отображает корреляции между переменными;
- найдены позитивно и негативно коррелирующие между собой предикторы.

Далее был выполнен этап подготовки к построению модели, а именно:

- был определен метод логистической регрессии для решения задачи классификации;
- был определен метод оценки результата выполнения модели.

### Экспериментальная часть

Следующим шагом явилась подготовка датасета:

- была определена матрица переменных-предикторов, а также вектор целевой переменной;
- данные были стандартизированы (Feature Scaling);
- датасет был разделён на тестовую и обучающую выборки;
- были подобраны оптимальные гипер-параметры для построения модели;
- было произведено обучение модели на обучающей выборке, в процессе обучения были подобраны коэффициенты (веса) для каждой переменной-предиктора.

### Результаты и их обсуждение

После применения модели на тестовой выборке были получены следующие результаты: точность модели на тестовой выборке – 99,4%;

Предложенная модель явилась удовлетворительным тестом принятия решения на основании математической обработки медицинских данных. В 1994 году Уильямом Вольбергом на кафедре компьютерных наук в Университете Висконсина впервые были описаны два медицинских приложения линейного программирования. Методы машинного обучения на основе линейного программирования были использованы для повышения точности рака груди и прогнозирования рецидива болезни. Первое приложение для диагностики рака груди использовало характеристики отдельных ядер кле-

ток, полученных методом аспирации тонкой иглой, чтобы отличить доброкачественные образования от злокачественных опухолей молочной железы. В настоящее время, с ростом возможностей фотографической техники и ее широким внедрением в медицинскую практику, появляется возможность поиска значимых параметров для описания микропрепарата. Причем такой подход может быть востребован на любом этапе, где необходимо выполнять гистологическое исследование.

Предложенная точность модели не является ограничителем по внедрению в клиническую практику, так как даже предварительный результат, полученный в краткие сроки клинически востребован. Появляется возможность сократить сроки госпитализации и временной нетрудоспособности.

Прогнозирование на основании только лишь картины микропрепарата выглядит менее востребованным. В то же время, всеобщая компьютеризация и облегчение систематизации данных позволят вносить в удачную программную модель новые параметры описания пациента: сроки госпитализации, методики лечения и тому подобное. Появляется возможность сравнивать прогностические результаты разных клиник, выявлять наиболее удачные лечебные процедуры.

Разработанное нами программное обеспечение не прошло апробацию в реальных клиниках, однако по схожести методик диагностики предполагается получить эффект от его использования.

### Заключение

Разработана диагностическая система на современном языке программирования Python с удобным для пользователя интерфейсом, которая имеет практическую значимость в медицине. Была усовершенствована методика использования машинного обучения для разработки подобных систем путем использования метода логистической регрессии и экспериментальной обработки данных.

### Список литературы

1. Mangasarian O.L., Street W.N., WolbergBreast W.H. Cancer Diagnosis and Prognosis Via Linear Programming / [Электрон. ресурс] Operations research. 1995. Т. 43. Режим доступа : <https://doi.org/10.1287/opre.43.4.578>. Дата доступа: 12.03.2020.

2. Коэльо Л.П., Ричарт В.В. Построение систем машинного обучения на языке Python. 2-е изд. / пер. с англ. Слимкина А.А. М. : ДМК Пресс, 2016. 302 с.

3. Леонов В. Логистическая регрессия в медицине и биологии [Электрон. ресурс] Биометрика. 2020. Режим доступа : [http://www.biometrika.tomsk.ru/logit\\_0.htm](http://www.biometrika.tomsk.ru/logit_0.htm). Дата доступа: 10.03.2020.

4. Паседько В.В., Выговская Н.В. Использование логистической регрессии при анализе медицинских данных // Материалы, оборудование и ресурсосберегающие технологии: материалы междунар. науч.-техн. конф. : М. Е. Лустенков (гл. ред.) [и др.]; Могилев, 23–24 апреля 2020 г. Могилев : Беларус.-Рос. ун-т, 2020. С. 499–500.

### References

1. Mangasarian O.L., Street W.N., WolbergBreast W.H. Cancer Diagnosis and Prognosis Via Linear Programming / [Electronic resource] Operations research. 1995. Vol. 43. Access mode: <https://doi.org/10.1287/opre.43.4.578>. Access date: 12.03.2020.

2. Koehlo L.P., Richart V.V. Building machine learning systems in Python. 2nd ed. M.: DMK Press, 2016. 302 p.

3. Leonov V. Logistic regression in medicine and biology / [Electronic resource] Biometrika. 2020. Access mode : [http://www.biometrika.tomsk.ru/logit\\_0.htm](http://www.biometrika.tomsk.ru/logit_0.htm). Access date: 10.03.2020.

4. Pasedko V.V., Vygovskaya N.V. Using logistic regression in medical data analysis // Materials, equipment and resource-saving technologies: materialy mezhdunar. nauch.-tekhn. konf. : M.E. Lustenkov (gl. red) [I dr.]; Mogilev, 23–24 aprelya 2020 g. Mogilev: Belarus.-Ros. un-t, 2020. S.499–500.

### Сведения об авторах

Паседько В.В., специалист, ООО «Техартгруп».  
Якимов Д.А., к.м.н., врач, УЗ «Могилевская областная больница».  
Выговская Н.В., старший преподаватель, Белорусско-Российский университет

### Information about the authors

Pasedko V.V., specialist, iTechArt Group.  
Yakimov D.A., PhD, doctor, Health care institution «Mogilev Regional Clinical Hospital»  
Vygovskaya N.V., senior lecturer, Belarusian-Russian university.

### Адрес для корреспонденции

212026, Республика Беларусь, г. Могилев, ул.

### Address for correspondence

212026 Belarus, Mogilev, str Byalynitsky-Birulya,

Бялыницкого-Бирули, 12,  
УЗ «Могилевская областная больница»

тел. +375 29 312 92 07;

e-mail: ykm@tut.by

Якимов Дмитрий Анатольевич

12,

Health care institution «Mogilev Regional Clinical  
Hospital»

tel. +375 29 312 92 07;

e-mail: ykm@tut.by

Yakimov Dmitry Anatolevich

## ВЗАИМОСВЯЗЬ ИЗМЕНЕНИЙ pH И ОПТИЧЕСКОЙ ПЛОТНОСТИ ВОДЫ ПОД ДЕЙСТВИЕМ УЛЬТРАЗВУКА

ЛУКЪЯНИЦА В.В.

*Белорусский государственный медицинский университет, кафедра физики, пр. Дзержинского 83, 220116*

*Минск, Беларусь*

**Аннотация.** Проведены исследования воздействия ультразвука на водородный показатель дистиллированной воды (pH). Использовался ультразвук с частотой 22кГц. Измерялись изменения pH и спектров (340-900нм) оптической плотности воды (**D**) под действием ультразвука. Получены зависимости этих изменений от времени воздействия ультразвуком в интервале от 5 до 65мин. с шагом в 5мин.

Установлено, что pH воды сначала резко уменьшается, а затем стабилизируется с ростом времени ультразвуковой обработки воды. С учетом данных по одновременным изменениям **D** полученные результаты интерпретированы посредством структурных изменений воды при воздействии ультразвука.

**Ключевые слова:** Вода, водородный показатель, оптическая плотность воды, ультразвук.

## RELATIONSHIP BETWEEN CHANGES IN pH AND OPTICAL DENSITY OF WATER UNDER THE INFLUENCE OF ULTRASOUND

LUKJANITSA V.V.

*Belarusian state medical University, Department of physics, 83 Dzerzhinsky Ave., 220116 Minsk, Belarus*

**Abstract.** The influence of ultrasound on the hydrogen index of distilled water (pH) has been studied. Ultrasound with a frequency of 22 kHz was used. Changes in the pH and spectra (340-900 nm) of the optical density of water (**D**) under the influence of ultrasound were measured. The dependences of these changes on the time of exposure to ultrasound in the range from 5 to 65 minutes in 5-minute increments are obtained.

It was found that the pH of water decreases sharply from the beginning, and then stabilizes with the increase in the time of ultrasonic water treatment. Taking into account data on simultaneous changes in **D**, the results were interpreted by means of structural changes in water under the influence of ultrasound.

**Keywords:** water, hydrogen index, optical density of water, ultrasound.

### Введение

Разработчикам медицинских приборов и медицинских электронных средств и устройств следует учитывать многоуровневую организацию (клетка, орган, система) и многокомпонентный состав тела человека. Основным компонентом тела человека является вода (80%), которая находится в клетках и в межклеточной жидкости. В зависимости от ее водородного показателя (pH) изменяются эффективности (скорости) протекания метаболических процессов.

В настоящее время ультразвук широко применяется в медицине. При этом возникает вопрос: влияет ли ультразвук на свойства самой воды, а если влияет, то как? В единичных работах отмечалось возможное влияние УЗ на свойства воды. Действительно, растворяющие (химические) свойства воды во многом определяются ее. Но лишь в одной работе [1] среди прочего приведены данные по увеличению pH воды под действием УЗ с частотой 1,5 МГц при временах воздействия более 15 минут. Однако систематических и целенаправленных исследований этого, в том числе и на других частотах, не проводилось, что и определяет новизну данной работы.

В связи с этим целью данной работы является установление характера и степени влияния ультразвука низкой частоты на водородный показатель воды.

### Методика проведения эксперимента

Объектом исследования была дистиллированная вода.



Результаты получены из измерений и последующего совместного анализа временных зависимостей рН и разности  $\Delta D = D - D_0$  оптических плотностей воды до ( $D_0$ ) и после ( $D$ ) её обработки ультразвуком ( $\nu = 22 \text{ кГц}$ ). Для измерения рН использовался электронный ионметр И-160, а для снятия в процессе ультразвукового воздействия временных зависимостей  $\Delta D$  на длинах волн 340-900 нм – фотометр РМ 2111 Solar.

### Результаты и их обсуждение

На рисунках 1 и 2 приведены изменения значений рН воды и соответствующие им типичные изменения  $\Delta D$  в зависимости от времени обработки воды ультразвуком.

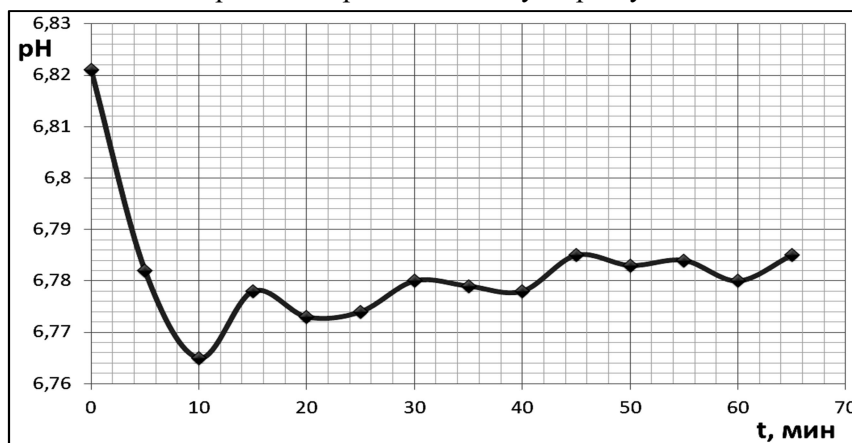


Рис. 1. Зависимость рН от времени воздействия ультразвуком на воду с интервалом 5 мин.

Fig. 1. PH dependence on the time of ultrasound exposure to water with an interval of 5 minutes.

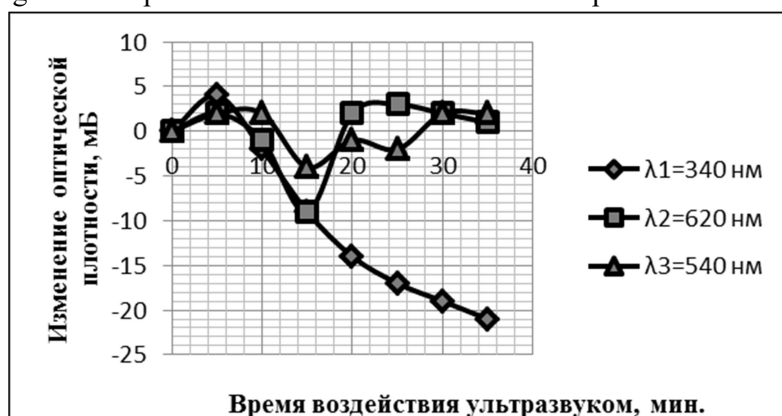


Рис.2. Зависимости изменений оптической плотности воды на различных длинах волн ( $\lambda_1 - \lambda_3$ ) от времени воздействия на воду ультразвуком.

Fig. 2. Dependences of changes in the optical density of water at different wavelengths ( $\lambda_1 - \lambda_3$ ) on the time of exposure to water by ultrasound.

Из рис.1 видно, что с течением времени ультразвукового воздействия ( $t_b$ ) рН воды резко уменьшается, выходя при  $t_b \geq 10$  мин. на «плато», где имеют место последующие небольшие колебания рН. В тоже время временные зависимости  $\Delta D$  имеют немонотонный характер: они изменяются как по амплитуде, так и по характеру по мере увеличения времени ультразвуковой обработки воды. При этом в ряде случаев наблюдается переход  $\Delta D$  в отрицательную область значений (см.рис.2). А это означает, что оптическая плотность в обработанной ультразвуком воде становится меньше ее значений ( $D_0$ ), измеряемых в исходных образцах воды. То есть при некоторых временах ультразвуковой обработки воды происходит ее «просветление». Кстати, подобное «просветление» воды нами наблюдалось под действием магнитного поля и лазерного излучения [2,3].

Другими словами, под воздействием УЗ происходит изменение не только химических (рН), но и физических ( $D$ ) свойств воды, что указывает на единую причину возникновения этих согласованных изменений. С учетом сохранения изменений  $D$  в течение 30 мин. после прекращения ультразвуку-

кового воздействия такой причиной являются структурные изменения воды, а не изменения колебаний молекул и атомов или их электронных плотностей и возбужденных электронных состояний, которые при комнатной температуре за это время полностью бы релаксировали.

#### Заключение

Под действием ультразвука на воду её рН уменьшается, что приводит к изменению растворяющих свойств воды и скорости (эффективности) протекания химических реакций в водных растворах.

#### Список литературы

1. Мусиенко, Е. С., Игнатова, Т. М., Глазкова, В. В. Изучение влияния физических полей на физико-химические свойства воды/ Е. С. Мусиенко, Т. М. Игнатова, В. В. Глазкова // Биомедицинская инженерия и электроника. – 2014. - №2(6). – С. 84-90.
2. Лукьяница, В.В. Зависимость оптической плотности воды от времени воздействия магнитным полем/В.В.Лукьяница // Доклады БГУИР. – 2018. - №7. - С.36-40.
3. Лукьяница, В.В. Эффекты воздействия на воду электромагнитных полей и излучений / В.В. Лукьяница.- Riga: Lambert Academic Publishing, 2019. – 84 с.

#### Сведения об авторах

Лукьяница В.В., кандидат физико-математических наук, Доцент, доцент кафедры физики, Белорусский государственный медицинский университет.

#### Information about the authors

Lukyanitsa V. V., candidate of physical and mathematical Sciences, associate Professor, associate Professor of the Department of physics, Belarusian state medical University

#### Адрес для корреспонденции

220116, Беларусь, Минск, пр.Дзержинского 83, Белорусский государственный медицинский университет,  
+375 25 680 41 64, [lukyan.1952@mail.ru](mailto:lukyan.1952@mail.ru)  
Лукьяница Владимир Васильевич

#### Address for correspondence

220116 , Belarus, Minsk, 83 Dzerzhinskiy Ave., Belarusian state medical University,  
+375 25 680 41 64, [lukyan.1952@mail.ru](mailto:lukyan.1952@mail.ru)  
Lukyanitsa Vladimir Vasilyevich

УДК 004.891.3

### КЛАССИФИКАЦИЯ СИНДРОМОВ ВИРУСНОГО ГЕПАТИТА НА ОСНОВЕ МЕТОДОВ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДАННЫХ ХИДИРОВА Ч.М.

*Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий, Узбекистан*

**Аннотация.** В этой статье предлагается новый метод интеллектуального анализа данных, основанный на многокритериальном ранжировании (МР), для изучения взаимосвязи между синдромами и симптомами вирусного гепатита. Поскольку МР может использовать данные симптомов с экспертной дифференциацией и данные симптомов без экспертной дифференциации в задачу классификации синдромов, клиническая информация, используемая для моделирования признаков синдрома, значительно расширена, чтобы повысить точность классификации синдромов. Предложенный метод классификации синдромов может также избежать двух недостатков предыдущих методов: линейная связь клинических данных и взаимоисключающих симптомов между различными синдромами. Это может помочь более эффективно использовать скрытую связь между синдромами и симптомами. Улучшение точность классификации синдромов может быть достигнуто в соответствии с экспериментальными результатами и клиническими экспертами.

**Ключевые слова:** интеллектуальный анализ данных, многокритериальное ранжирование, классификация синдромов, вирусный гепатит.

**Конфликт интересов.** Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

### CLASSIFICATION OF VIRAL HEPATITIS SYNDROMES BASED ON DATA MINING METHODS CHAROS KHIDIROVA

*Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi, Uzbekistan*

In this paper, a novel data mining method based on manifold ranking (MR) is proposed to explore the relation between syndromes and symptoms for viral hepatitis. Since MR could take the symptom data with expert differentiation and the symptom data without expert differentiation into the task of syndrome classification, the clinical information used for modeling the syndrome features is greatly enlarged so as to improve the precise of syndrome classification. The proposed method of syndrome classification could also avoid two disadvantages in previous methods: linear relation of the clinical data and mutually exclusive symptoms among different syndromes. It could help exploit the latent relation between syndromes and symptoms more effectively. Better performance of syndrome classification is able to be achieved according to the experimental results and the clinical experts.

**Key words:** data mining, manifold ranking, syndrome classification, viral hepatitis.

**Conflict of interests.** The author declares no conflict of interests.

### Введение

В последние годы для анализа взаимосвязи между синдромами и симптомами широко применяются многие модели интеллектуального анализа данных, такие как байесовская модель, машина опорных векторов (МОВ) и Фишер [1-5]. Некоторые лучшие результаты были получены для нескольких важных заболеваний, например, ишемической болезни сердца, вирусного гепатита и диабета. Обычно общие методы классификации синдромов делится на два класса. Примеры первого класса основаны на методе обучения без учителя, например, метод  $k$ -средних [2,6], правило ассоциаций [2,7], факторный анализ [3] и метод главных компонент (МГК) [8]. Симптомы без экспертной дифференциации напрямую используются для моделирования признаков синдромов и, следовательно, классификация синдромов полностью представляет внутреннюю взаимосвязь данных симптомов. Примеры второго класса основаны на контролируемом методе обучения, например, собственный байесовский классификатор [9,10], МОВ [1], регрессионный анализ [1,3] и нейронная сеть [4,11].

Симптомы с экспертной дифференциацией используются для изучения особенностей синдрома и, следовательно, классификация синдромов полностью представляет собой внутреннее знание экспертов. Однако, с одной стороны, синдром представляет собой объективную характеристику популяции и внутренние отношения данных симптомов также полезны для представления характеристики синдромов. С другой стороны, основной силой дифференциации синдромов являются клинические эксперты и, следовательно, экспертные знания важны для классификации синдромов. Таким образом, метод полу управляемого обучения, который мог бы объединить внутреннюю взаимосвязь данных и экспертные знания, более подходит для изучения классификации синдромов. У вышеупомянутых методов есть два недостатка [1-12]. Во-первых, предполагается, что структура данных среди симптомов и синдромов является линейной зависимостью для некоторых методов, таких как МГК. Во-вторых, классификации синдромов, включающие различные симптомы, являются взаимоисключающими для некоторых методов, например, МОВ, самоорганизующейся карты, дерева решений и собственного байесовского классификатора. Предлагается новый метод классификация синдромов на основе многокритериального ранжирования (КСОМР) для исправления недостатков вышеупомянутых предыдущих методов.

В этой статье МР вводится для исследования классификации синдромов вирусного гепатита. КСОМР имеет три основных характеристики:

- 1) для распространения классификационных ярлыков синдрома используются внутренние отношения между симптомами;
- 2) потенциальные нелинейные отношения симптомов рассматриваются для достижения соответствующей вероятности, содержащейся в каждой классификации синдромов;
- 3) экспертные знания объединяются с внутренними взаимосвязями симптомов, чтобы выявить особенности синдромов вирусного гепатита.

### Методы исследования

**Общее введение.** Во-первых, определение символов показано для представления КСОМР. Набор пациентов задается как  $P = \{p_{ki}, k = 1, \dots, K; i = 1, \dots, M\}$ , где  $K$  - общее количество пациентов, а  $M$  - общее количество симптомов. Набор симптомов задается как  $S = \{S_{ik}, i=1, \dots, M; k = 1, \dots, K\}$  и объ-

единены в матрицу симптомов  $M_s$  размером  $M \times K$ . Класс синдрома задается как  $C = \{c_j, j = 1, \dots, N\}$ , где  $N$  - общее количество классов синдромов. Вероятность веса задается как  $W = \{w_{ij}, i=1, \dots, M; j=1, \dots, N\}$  и объединяются в матрицу  $M_w$  весовой вероятности.  $w_{ij}$  обозначает вероятность симптома  $s_i$  с классом синдрома  $c_j$ . Сводная информация представлена в таблице 1.

**Таблица 1.** Определение символов  
**Table 1.** Definition of symbols

Символы	Определение
$P = \{p_{ki}, k = 1, \dots, K; i = 1, \dots, M\}$	Набор пациентов и вектор пациентов
$S = \{s_{ik}, i = 1, \dots, M; k = 1, \dots, K\}$	Набор симптомов и вектор симптомов
$C = \{c_j, j = 1, \dots, N\}$	Набор синдромов
$W = \{w_{ij}, i = 1, \dots, M; j = 1, \dots, N\}$	Набор весовой вероятности и вектор весовой вероятности

Во-вторых, с функциональной точки зрения КСОМР есть три основных модуля:

- 1) установка исходных векторов меток синдромов;
- 2) расчет матрицы сходства на основе сегментированного расстояния;
- 3) распространение ярлыка синдрома итеративным стилем.

Шаблон КСОМР показана на рис. 1.

**Установка векторов вероятности начального веса**

Вес представляет собой вероятность того, что симптом принадлежит к каждому классу синдромов. Вначале эксперты предоставляют классы некоторых симптомов. То есть классы синдромов этих симптомов изначально известны, и, следовательно, соответствующие исходные вероятности веса установлены равными 1. Аналогичным образом, классы синдромов других симптомов не приводятся экспертами. То есть классы синдрома этих симптомов изначально неизвестны, и, следовательно, соответствующие начальные вероятности веса установлены равными 0. Вероятность веса  $w_{ij}$  симптома  $s_i$ , помеченного классом синдрома  $c_j$ , устанавливается согласно уравнению (1).

$$w_{ij} = \begin{cases} 0, & \text{если симптом } s_i \text{ не относится к классу синдрома } c_j \\ 1, & \text{если симптом } s_i \text{ относится к классу синдрома } c_j \end{cases} \quad (1)$$

**Вычисление матрицы подобия**

Клинические данные представляют собой особенности сложности, дискретности и разнообразия. Например, некоторые симптомы соответствуют двоичному распределению. Некоторые симптомы соответствуют нормальному распределению. Некоторые симптомы соответствуют равномерному распределению. Таким образом, сходство симптомов рассчитывается с помощью сегментированного расстояния. Расстояние между сегментами определяется уравнением (2) – (4).

$$d_{Hamming} = \sum_{k=1}^K |S_{pk} - S_{qk}|, \quad d_{Hausdorff}(S_p, S_q) = \max[h(S_p, S_q), h(S_q, S_p)] \quad (2)$$

$$\text{где, } h(S_p, S_q) = \max_{a \in S_p} \min_{b \in S_q} \|a - b\|, \quad h(S_q, S_p) = \max_{b \in S_q} \min_{a \in S_p} \|b - a\| \quad (3)$$

$$d_{Euclidean}(S_p, S_q) = \sqrt{\sum_{k=1}^K (S_{pk} - S_{qk})^2} \quad (4)$$



**Рис. 1.** Шаблон классификации символов на основе многокритериального ранжирования  
**Fig.1.** Framework of the manifold ranking based syndrome classification

Более подробно, уравнение (2) используется для вычисления сходства симптомов, соответствующих бинарному распределению. Уравнение (3) используется для вычисления сходства симптомов, соответствующих равномерному распределению. Уравнение (4) используется для расчета схожести симптомов, соответствующих нормальному распределению.

#### **Распространение метки класса синдрома**

Учитывая матрицу сходства симптомов и матрицу исходной весовой вероятности, создается граф для распространения метки класса синдрома. Все векторы симптомов построены так, чтобы быть графом  $G = (V; E)$ , где  $V$  обозначает множество вершин графа, а  $E$  обозначает множество ребер графа. В частности, множество вершин  $V$  - состоит из всех векторов симптомов  $s_i = \{s_i, i = 1, \dots, M\}$ , а множество ребер  $E$  построено из всех связей двух вершин, что обозначается подобием двух вершины, т.е.  $W = \{w_{ij}, i = 1, \dots, M; j = 1, \dots, N\}$ . Распространение классов синдромов на основе теории графов реализуется посредством минимизации функции стоимости, которая показана в уравнении (5).

$$Q(r) = \frac{1}{2} \left( \sum_{i,j=1}^K S_{ij} \left\| \frac{r_i}{\sqrt{D_{ii}}} - \frac{r_j}{\sqrt{D_{jj}}} \right\|^2 + \mu \sum_{i,j=1}^N \|r_i - y_i\|^2 \right) \quad (5)$$

где,  $r_i$  обозначает класс синдрома симптома  $s_i$ . Измерение гладкости информации о классе синдрома, которое получают по всему набору симптомов, представлено первой частью уравнения (5). Между тем, измерение стандартного отклонения между окончательным классом синдрома и классом сложного истинного синдрома представлено второй частью уравнения (5). Кроме того, два измерения взвешиваются и объединяются коэффициентом  $\mu$ . Если задан коэффициент  $\mu$ , окончательные резуль-

таты оптимизации, то есть результаты распространения класса синдрома, могут быть достигнуты в итерационном процессе.

### **Итерационная процедура распространения метки класса синдрома**

*Вход:*

Матрица сходства  $M_s$  симптомов.

Матрица вероятностей начальных весов  $M_w$  всех классов синдромов.

*Процедура:*

Шаг 1: Сбор матрицы сходства  $M_s$  симптомов.

Шаг 2: Нормализация матрицы сходства с помощью уравнения  $M_{norm} = M_D^{-\frac{1}{2}} M_s M_D^{-\frac{1}{2}}$

где  $M_D$  – диагональная матрица, а  $M_{Dii}$  – сумма  $i$ -й строки весовой матрицы вероятностей  $M_w$ .

Шаг 3: Итерация уравнения (7) до получения сходящегося решения  $M_w^*$

$$M_w^*(t+1) = a M_{norm} M_w^*(t) + (1-a) M_w(0) \quad (6)$$

где,  $t$  – номер итерации,  $a \in [0,1]$  и  $M_w(0)$  – исходный вес матрицы вероятности.

Шаг 4: Классификация симптомов на основе окончательного веса матрицы вероятностей  $M_w^*$ .

*Выход:*

Окончательный вес матрицы вероятности  $M_w^*$ .

### **Результаты и их обсуждение**

#### **Классификация синдромов**

Всего из ретроспективных клинических данных было отобрано 1200 случаев вирусного гепатита для генерации КСОМР. Каждый случай собирает 38 показателей наблюдения, таких как осмотр, аускультация-обоняние, опрос, пальпаторный симптом, язык и пульс. Существует 5 классов синдромов: дефицит Ци и застойная желтуха, влажно-жаровая желтуха, дефицит Ян и застойная желтуха, дефицит Инь и застойная желтуха, застойный жар и желтуха. То есть вышеуказанные параметры установлены равными  $K = 1200$ ,  $M = 38$  и  $N = 5$ . Таблица 2 иллюстрирует результаты классификации синдромов и точность каждого синдрома.

**Таблица 2.** Точность каждого синдрома и его симптомов

**Table 2.** Precision of each syndrome and its symptoms

Симптомы и вероятность их веса	Стандартные симптомы синдрома	Синдром дифференцировки	Точность
Дымчато-желтый цвет лица и глаз (0,9813) Вздутие живота (0,9247) Язык со следами зубов (0,9126) Струнный импульс (0,9045) Темная моча (0,8961) Горький привкус во рту (0,8532) Анорексия (0,7854) Темно-мрачный цвет лица (0,7236) Недостаток прочности (0,6627) Грубый пульс (0,6358) Белый мех (0,6079)	Темная моча, желтая кожа и глаза, темный и мрачный цвет лица, недостаток силы, анорексия, темно-красный язык, язык со следами зубов, вздутие живота, жидкий стул, тошнота, рвота, сухость во рту, горечь во рту, ипохондрическая боль, киноварная ладонь, ангиома, толстое тело языка, белый мех, струнный пульс	Дефицит Ци и застойная желтуха	0.9311
Оранжево-желтый цвет лица (0,9765) Темная моча (0,9547) Тошнота (0,91238) Желтый мех (0,8846) Скользкий пульс (0,8438) Кислотная рвота (0,8149) Тиннитус (0,7625) Красный язык (0,7456) Горечь во рту (0,6891) Струнный импульс (0,6587)	Короткая темная моча, горечь во рту, тошнота, желтый мех, слизистая шерсть, сероватый цвет лица, жажда без предпочтения напитков, затрудненное мочеиспускание, красный язык, струнный пульс, скользкий пульс	Тепловая желтуха	0.9278

Симптомы и вероятность их веса	Стандартные симптомы синдрома	Синдром дифференцировки	Точность
Склизкий мех (0,6237) Жирная анорексия (0,6110)			
Темный и мрачный цвет лица (0,9682) Склизкий мех (0,9273) Оранжево-желтый цвет лица (0,9028) Медленный пульс (0,8637) Темно-красный язык (0,8364) Жажда без предпочтения напитков (0,8073) Частое и ясное мочеиспускание (0,7543) Затонувший пульс (0,7125) Вздутие живота (0,6513) Непереносимость холода (0,6227)	Желтуха тела и глаз, темный и мрачный цвет лица, темно-красный язык, язык со следами зубов, слизистый мех, скользкий мех, белый мех, замедленный пульс, медленный пульс, анорексия, вздутие живота, жидкий стул, тяжесть в голове и теле, жажда без предпочтения напитков	Дефицит Ян и застойная желтуха	0.8869
Темный и мрачный цвет лица (0,9658) Желтый глаз (0,9127) Грубый пульс (0,8537) Темно-красный язык (0,8333) Жажда с предпочтением напитков (0,7911) Темная моча (0,6879) Желтая кожа и глаза (0,6623) Тепло в ладонях и подошвах (0,6451) Ладони печени (0,6273) Меньше меха (0,6103)	Желтый глаз, темно-желтый цвет лица, ярко-желтая моча, слабость, слабость и истощение, ипохондрическая боль, жажда с предпочтением напитков, бессонница и мечтательность, темно-красный язык, тонкий пульс, грубый пульс	Дефицит Инь и застойная желтуха	0.7931
Жгучая кожа (0,9913) Струнный импульс (0,95432) Анорексия жирная (0,9046) Темно-фиолетовый язык (0,8876) Жажда без предпочтения напитков (0,8562) Носовое кровотечение (0,8249) Темная моча (0,8165) Горечь во рту (0,7852) Сухие два глаза (0,7002) Кислотная регургитация (0,6489) Синевато-фиолетовый язык (0,6083) Белый мех (0,6001)	Темная моча, кожный зуд, жжение кожи, темно-фиолетовый язык, экхимоз языка, петехия языка, извилистость подъязычных коллатеральных сосудов, жажда без предпочтения напитков, сухой стул, кровотечение из носа, кровотечение десен, экхимоз, опухоль в груди, меньше шерсти, тонкий мех, белый цвет мех, струнный пульс, грубый пульс	Застойный жар и желтуха	0.8156

Из изученных результатов таблицы 2 можно добиться лучшей эффективности классификации синдромов на основе КСОМР. В частности, точность дефицита Ци и застойной желтухи может быть достигнута при 0,9311. Точность тепловыделения желтухи также может быть достигнута на уровне 0,9278. Точность дефицита Инь и застойной желтухи самая низкая и достигает 0,7931. Например, синдром дефицита Ян и застойная желтуха складываются из следующих симптомов: темный и мрачный цвет лица (0,9682), слизистый мех (0,9273), оранжево-желтый цвет лица (0,9028), медленный пульс (0,8637), темно-красный язык (0,8364), жажда без предпочтения напитков (0,8073), частое и ясное мочеиспускание (0,7543), замедленный пульс (0,7125), вздутие живота (0,6513), непереносимость холода (0,6227). Соответствующие результаты достигаются на 88,69% по сравнению со стандартным соотношением симптомов и синдромов.

#### ***Сравнение с другими методами интеллектуального анализа***

Чтобы представить эффективность КСОМР, к набору данных по вирусным гепатитам в настоящее время применяются несколько популярных методов, например, МГК, байесовские, ассоциативные правила, k-средних. Результаты классификации этих методов проиллюстрированы в таблице 3. Очевидно, что более высокая точность классификации синдромов может быть получена с помощью

КСОМР, потому что МР учитывает нелинейную связь симптомов в классификации синдромов. Экспертные знания также сочетаются с внутренним отношением симптомов, следовательно больше клинической информации используется для моделирования признаков синдромов. Основная корреляция между классами синдромов распространяется на все симптомы, поэтому для изучения особенностей синдромов используются более релевантные данные.

**Таблица 3.** Сравнение производительности различных методов

**Table 3.** Performance comparison of different methods

Классы синдрома	Методы				
	МГК	Байесовский	Правила ассоциации	k-средних	КСОМР
Дефицит $Q_i$ и застойная желтуха	0.6278	0.7341	0.6354	0.5713	0.9311
Влажно жаровая желтуха	0.6089	0.6592	0.5913	0.4639	0.9278
Дефицит Ян и застойная желтуха	0.6001	0.6208	0.5347	0.4378	0.8869
Дефицит Инь и застойная желтуха	0.5642	0.5714	0.4923	0.3874	0.7931
Застойный жар и желтуха	0.5912	0.6108	0.5488	0.4711	0.8156

### Заключение

В этой статье предлагается новый метод классификации синдромов вирусного гепатита на основе МР. Поскольку метки синдромов распространяются на все симптомы, основная взаимосвязь симптомов, соответствующая нелинейной зависимости, может быть правильно определена, чтобы повысить точность классификации синдромов. Более того, поскольку в КСОМР учитываются как экспертные знания, так и внутренняя взаимосвязь симптомов, результаты классификации не только представляют собой субъективное правило синдромов, но также представляют собой объективное правило синдромов. Результаты экспериментов показали, что КСОМР может повысить эффективность классификации синдромов и проверить клинические эксперты. КСОМР — это реальный способ повышения точности классификации синдромов, чтобы клинические врачи получали более надежные доказательства для повышения эффективности клинической терапии.

### References

1. Frank Hutter, Lars Kotthoff, Joaquin Vanschoren. Automated Machine Learning (Methods, Systems, Challenges). -Switzerland, Springer Nature. 2019. -219 p.
2. Max Bramer. Principles of Data Mining. -London, Springer Nature. 2016. -526 p.
3. Charu C. Aggarwa. Data Mining (The Textbook). -New York, Springer Nature. 2015. -734 p.
4. Charos Khidirova. Comparative Analysis of Artificial Neural Network Training Algorithms // International Conference on Information Science and Communications Technologies. Tashkent, 2020.
5. You M, Zhao RW, Li GZ, Hu XH. MAPLSC: a novel multiclass classifier for medical diagnosis // Int J Data Min Bioin 2011; 5:383-401.
6. Zhou ZM, Wu ZH, Wang C, Feng Y. Mining both associated and correlated patterns // International Conference on Computational Science 2006; 468-475.
7. Zhong Y, Hu XL, Lu JF. The diagnosis analysis of gastritis based on association rules and decision tree // Chin J Inform Tradit Chin Med (Chin) 2008; 15:97-99.
8. Zhang BP, Li D, Wang NK. Computerized tongue diagnosis based on Bayesian networks // IEEE Transaction on Biomedical Engineering 2004; 51:1803-1810.
9. Wang H, Wang J. A quantitative diagnostic method based on Bayesian networks in traditional Chinese medicine // Leecture Notes in Computer Science 2006; 4234:176-183.
10. Wang XW, Qu HB, Liu P, Cheng YY. A self-learning expert system for diagnosis in traditional Chinese medicine // Expert Syst Appl 2004; 26:557-566.



11. Wu Y, Zhou CL, Zhang ZF. Optimize genetic algorithm of tongue diagnosis based on neural network // Appl Res Comput (Chin) 2007; 24(9):50-52.

#### Сведения об авторах

Хидирова Ч.М., PhD., доцент Ташкентского университета Информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий.

#### Information about the authors

Khidirova Ch.M. PhD., docent at the Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi.

#### Адрес для корреспонденции

100084, Узбекистан, г. Ташкент, ул. А. Темура 108. Ташкентский университет Информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий.  
тел. (+998) 90 425 23 46  
e-mail: khcharos@gmail.com  
Хидирова Чарос Муродиллоевна

#### Address for correspondence

100084, Uzbekistan. Tashkent, A. Temur st. 108. Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi.  
phone num. (+998) 90 425 23 46  
e-mail: khcharos@gmail.com  
Khidirova Charos Murodilloyevna

УДК 621.382

### ОПТИМИЗАЦИЯ КОНСТРУКТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ И РЕЖИМОВ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ ФОРМИРОВАНИЯ ПРИБОРНЫХ СТРУКТУР КРЕМНИЕВЫХ МИКРОСТРИПОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ

РОЩЕНКО П.С., ЛОВШЕНКО И.Ю., СТЕМПИЦКИЙ В.Р.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники*

*(г. Минск, Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Рассматривается применение кремниевых микростриповых детекторов (КМД) в качестве прямых преобразователей ионизирующего излучения при проектировании нового оборудования ядерной медицины [1-4], используемого в однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) и позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ). Новые конструкции позволяют создавать более компактные и нечувствительные к магнитным полям системы в сочетании со сканерами магнитного резонанса в оборудовании ОФЭКТ и ПЭТ. В статье представлены результаты компьютерного моделирования электрических характеристик приборной структуры КМД с учетом воздействия тяжелой заряженной частицы. Посредством отсеивающего эксперимента выявлены наиболее значимые конструктивные параметры и режимы технологических операций формирования приборной структуры КМД, а также определены их значения, обеспечивающие уменьшение временного разрешения более чем на 10%.

**Ключевые слова:** кремниевый микростриповый детектор, стриповый контакт, моделирование устройства, излучение, эксплуатационные характеристики, оптимизация, одиночное событие, временное разрешение.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Благодарности.** Исследования выполняются при финансовой поддержке и в рамках решения задач государственной программы научных исследований «Фотоника, опто- и микроэлектроника» (задание 3.1.03).

### OPTIMIZATION OF DESIGN PARAMETERS AND MODES OF TECHNOLOGICAL OPERATIONS FOR FORMATION OF INSTRUMENT STRUCTURES OF SILICON MICROSTRIP DETECTORS

POLINA S. ROSHCENKO, IVAN YU. LOVSHENKO, VICTOR R. STEMPIISKY

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics*

*(Minsk, Republic of Belarus)*

**Abstract.** The use of silicon microstrip detectors (SMD) as direct converters of ionizing radiation in the design of new nuclear medicine equipment [1-4] used in single-photon emission computed tomography (SPECT) and positron emission tomography (PET) is considered. New designs will allow for more compact and insensitive to magnetic fields systems in combination with magnetic resonance scanners in SPECT and PET equipment. The article presents the results of computer modeling of the electrical characteristics of the device structure of the SMD taking into account the effect of a heavy charged particle (HCP). By means of a screening experiment, the most significant design parameters and modes of technological operations for the formation of the device structure of the SMD were identified, and their values

were determined, which ensure a decrease in the time resolution by more than 10%.

**Keywords:** silicon microstrip detector, strip contact, device simulation, radiation, performance characteristics, optimization, single event upset, the time resolution.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

**Gratitude.** The research is carried out with financial support and within the framework of solving the problems of the state program of scientific research "Photonics, opto- and microelectronics" (task 3.1.03).

### Введение

Компактные полупроводниковые детекторы, способные заменить гамма-камеры, позволяют разрабатывать новые и гибкие конструкции модульных компонентов, используемых в качестве основных блоков для сборки систем визуализации ОФЭКТ и ПЭТ, с возможностью регистрации траектории частиц при клинических исследованиях внутренних органов человека [5]. В настоящее время в некоторых установках ОФЭКТ и ПЭТ используются полупроводниковые пиксельные детекторы Medipix [6, 7], обеспечивающие наилучшую точность определения координаты частицы в детектирующих системах, способные работать в сильных магнитных полях и в жестких радиационных условиях [8].

Принцип работы пиксельных и микростриповых детекторов заключается в сборе свободных носителей заряда, генерируемых в объеме сенсора в результате ионизационных потерь энергии детектируемой частицы. Задачей КМД является обеспечивать стабильный сигнал при продолжительной работе в условиях высокого радиационного фона [9].

Актуальность работы заключается в исследовании физики устройства КМД, разработке конструктивных решений приборных структур КМД и технологии их формирования; обусловлена необходимостью проектирования координатных детекторов с прямым преобразованием энергии тяжелой заряженной частицы в электрический заряд. Целью работы является исследование физических явлений и конструктивно-технологических факторов, оказывающих наибольшее влияние на эксплуатационные характеристики приборных структур КМД, а также определении значений этих факторов, обеспечивающих повышение потребительских качеств.

### Методика проведения эксперимента

В качестве объекта исследования выбрана приборная структура КМД, представленная на рисунке 1,а [10], а именно элементарная ячейка, включающая три стриповых контакта (СК), расположенных на поверхности кремниевой пластины электронного типа электропроводности толщиной 300 мкм (концентрация примеси равна  $10^{16} \text{ см}^{-3}$ ). Контактные области СК кремниевой пластины легированы акцепторной примесью ( $10^{18} \text{ см}^{-3}$ ). На обратной стороне кремниевой пластины находится контакт подложки, с подлегированной областью донорной примеси ( $10^{18} \text{ см}^{-3}$ ).

Моделирование эксплуатационных характеристик приборной структуры КМД проведено при напряжении на СК №1-3  $U_{СК} = 0 \text{ В}$ , напряжении на подложке  $U_{ПОДЛ} = 10 \text{ В}$  и температуре окружающей среды  $T = 273 \text{ К}$ . Угол между траекторией ТЗЧ с линейной передачей энергии равной  $1,81 \text{ МэВ} \cdot \text{см}^2/\text{мг}$ , соответствующей ионам азота  $^{15}\text{N}^{+4}$  с энергией  $E = 1,87 \text{ МэВ}$ , и нормалью к поверхности составляет  $\lambda = 5,7^\circ$ . Точка входа находится на поверхности детектора посередине между стриповыми контактами №2 и №3, а точка выхода на обратной стороне подложки и смещена в сторону стрипового контакта №2.

Для оптимизации приборной структуры КМД необходимо определить параметры, которые оказывают наибольшее влияние на её эксплуатационные характеристики, посредством отсеивающего эксперимента по плану Плакетта-Бермана с использованием матрицы Адамара [11]. Формируется список факторов, влияние которых на характеристики приборной структуры КМД будет оцениваться. Все факторы варьируются на двух уровнях (максимальное и минимальное значение параметра) с одинаковым разбросом значений относительно номинального. Уровни факторов в отсеивающем эксперименте выбираются так, чтобы матрица планирования обладала следующими свойствами: сумма

чисел в каждом столбце равна нулю и сумма произведений элементов, относящихся к одному наблюдению, для двух любых столбцов тоже равна нулю [12].

Входными факторами, влияющими на временное разрешение, выбраны: концентрация доноров в области контакта с подложкой (фактор  $X1$ ); концентрация акцепторов (фактор  $X2$ ); концентрация примеси в объеме (фактор  $X3$ ); толщина подложки (фактор  $X4$ ); толщина СК (фактор  $X5$ ); толщина оксида (фактор  $X6$ ); глубина залегания  $p$ - $n$ -перехода (фактор  $X7$ ); глубина имплантации примеси в области контакта к подложке (фактор  $X8$ ); ширина СК (фактор  $X9$ ); расстояние между СК (фактор  $X10$ ). Выходной характеристикой при проведении отсеивающего эксперимента является временное разрешение ( $Y$ ). На рисунке 1 представлены пояснение к выбранным факторам и матрица для отсеивающего эксперимента.

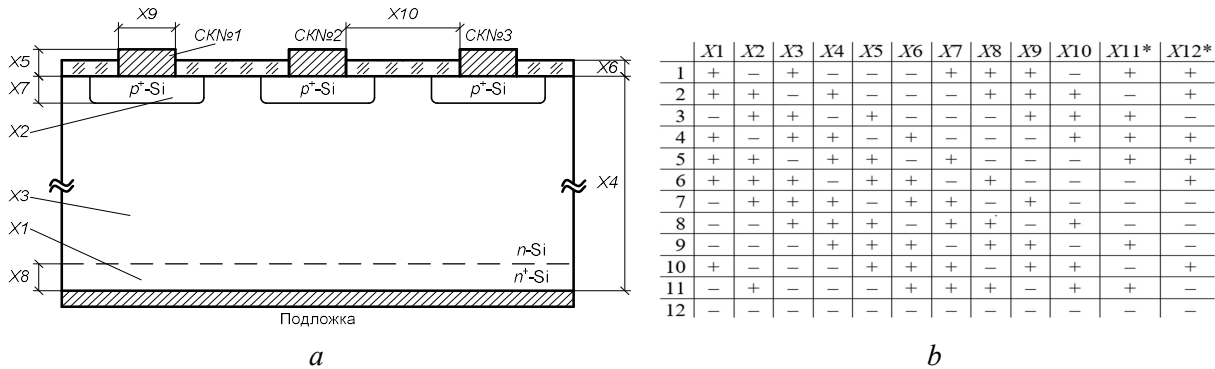


Рис. 1. Приборная структура КМД с обозначенными факторами (a) и матрица 12-ти- факторного эксперимента (b)

Fig. 1. Instrumental structure of SMD with indicated factors (a) and matrix of 12-factor experiment (b)

**Результаты**

В ходе эксперимента установлено, что выходными конструктивно-технологическими параметрами, оказывающими наибольшее влияние на временное разрешение, являются: толщина подложки (фактор  $X4$ ); ширина СК (фактор  $X9$ ); расстояние между СК (фактор  $X10$ ).

На рисунках 2 и 3 изображены зависимости временного разрешения при изменении величины наиболее значимых факторов, а также представлены аппроксимирующие уравнения с соответствующими величинами достоверности аппроксимации  $R^2$ .

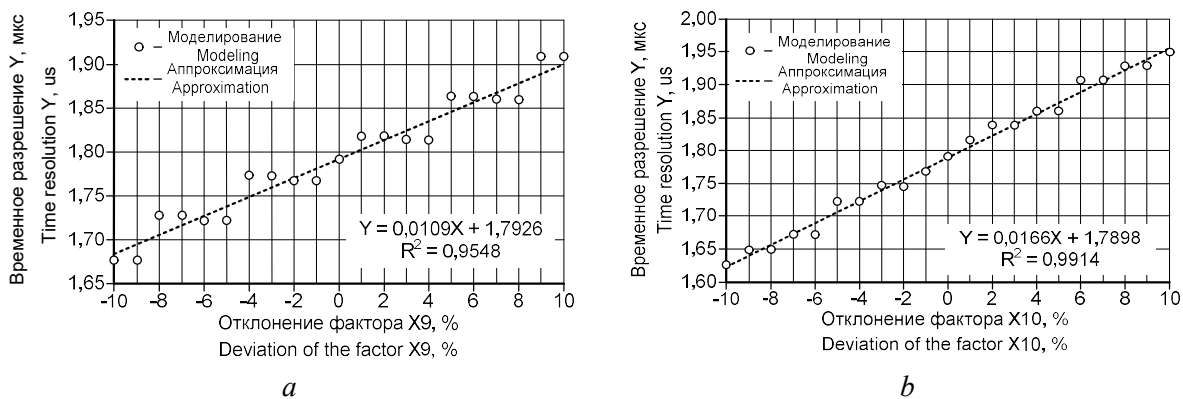
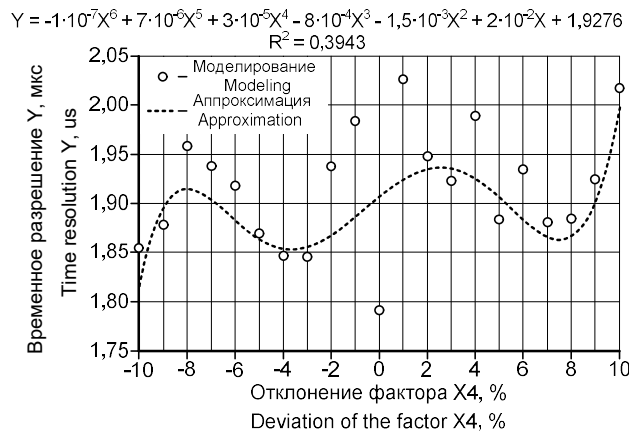


Рис. 2. Зависимость временного разрешения от отклонения факторов: a – фактор  $X9$ ; b – фактор  $X10$

Fig. 2. The dependence of the time resolution on the deviation of factors: a – factor  $X9$ ; b – factor  $X10$



**Рис. 3.** Зависимость временного разрешения от отклонения фактора X4  
**Fig. 3.** The dependence of the time resolution on the deviation of the factor X4

На основе полученных данных можно сделать вывод о линейной зависимости временного разрешения от ширины СК X9 и расстояния между СК X10. Влияние параметра толщины подложки X4 на величину временного разрешения носит более сложный характер.

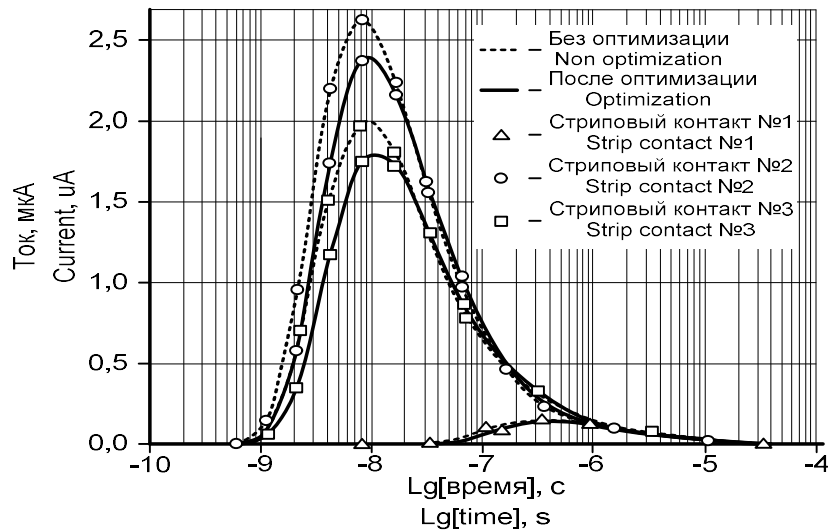
Процедура оптимизации конструктивно-технологических параметров приборной структуры КМД сводилась к математической задаче определения величин значимых входных факторов (X4, X9, X10) в диапазоне значений от 0,9 до 1,1 по отношению к номинальному значению, обеспечивающих уменьшение временного разрешения на 10% по отношению к номинальному. В результате оптимизационных расчетов с использованием модифицированного алгоритма Маркара-Левенберга (*Modified Levenberg-Marquart*) [12], реализованного в программном пакете *Optimizer*, для построения поверхности отклика, описывающей зависимость между входными параметрами и выходной характеристикой в итерационном процессе, получены значения конструктивно-технологических параметров, представленные в таблице 1. Величина временного разрешения уменьшена на 277 нс, что составляет 15,5% от номинального значения. При этом максимальное уменьшение значения токов через СК №1–3 наблюдается для СК №2 и составляет 0,95% (со значения 2,63 мкА до 2,38 мкА).

**Таблица 1.** Результаты моделирования эксплуатационных характеристик приборной структуры КМД после отсеивающего эксперимента

**Table 1.** Results of modeling the operational characteristics of the instrumental structure of the SMD after the screening experiment

Описание структуры Description of the structure	Параметр Parameter	Значение Value
Факторы: X1 = 1·10 <sup>18</sup> см <sup>-3</sup> X2 = 1·10 <sup>18</sup> см <sup>-3</sup> X3 = 1·10 <sup>16</sup> см <sup>-3</sup> X4 = 300 мкм X5 = 1 мкм X6 = 1 мкм X7 = 0,5 мкм X8 = 0,5 мкм X9 = 10,8 мкм X10 = 16,2 мкм	Номинальное значение тока СК №1, А	9,22782·10 <sup>-15</sup>
	Ток СК №1, А	2,64974·10 <sup>-7</sup>
	Время восстановления номинального значения тока СК №1, с	9,26072·10 <sup>-4</sup>
	Номинальное значение тока СК №2, А	8,47192·10 <sup>-15</sup>
	Ток СК №2, А	2,62941·10 <sup>-6</sup>
	Время восстановления номинального значения тока СК №2, с	9,13486·10 <sup>-4</sup>
	Номинальное значение тока СК №3, А	9,19336·10 <sup>-15</sup>
	Ток СК №3, А	1,9815·10 <sup>-6</sup>
	Время восстановления номинального значения тока СК №3, с	9,09158·10 <sup>-4</sup>

На рисунке 4 представлены зависимости тока через СК №1–3 от времени для структуры с номинальными (пунктирная кривая) и оптимизированными (сплошная кривая) значениями параметров.



**Рис. 4.** Зависимость тока через СК от времени для структуры с номинальными (пунктирная кривая) и оптимизированными (сплошная кривая) значениями параметров

**Fig. 4.** Dependence of the current through the SC on time for a structure with nominal (dotted curve) and optimized (solid curve) parameter values

#### Заключение

Представлены результаты проведения отсеивающего эксперимента для определения конструктивно-технологических параметров, оказывающих наибольшее влияние на временное разрешение КМД. Такими параметрами являются толщина подложки (фактор  $X4$ ), ширина СК (фактор  $X9$ ) и расстояние между СК (фактор  $X10$ ). В результате оптимизационных расчётов, с использованием модифицированного алгоритма Маркара-Левенберга, получены значения этих параметров, обеспечивающих уменьшение величины временного разрешения на 15,5% от номинального значения.

#### Список литературы

1. Braga, L.H.C., L. Pancheri, L. Gasparini et al. 2011. A CMOS mini-SiPM detector with in-pixel data compression for PET applications. In The 2011 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), Valencia, Spain, pp. 548–552
2. Cassen, B., L. Curtis, and C.W. Reed. 1950. A sensitive directional gamma-ray detector. *Nucleonics* 6:78–81.
3. Peterson, T.E., D.W. Wilson, and H.H. Barrett. 2003. Application of silicon strip detectors to small-animal imaging. *Nucl. Instrum. Methods A* 505:608–611.
4. Siewerdsen, J.H. et al., The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors. *Med. Phys.*, 2004;31(12):3506–3520
5. Knoll, Glenn F. *Radiation detection and measurement* / Glenn F. Knoll. – 1999. – 802 p.
6. Choong, W.S., W.W. Moses, C.S. Tindall et al. 2005. Design for a high-resolution smallanimal SPECT system using pixellated Si(Li) detectors for in vivo I-125 imaging. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 52:174–180.
7. Korn, A. et al., Investigation of charge carrier transport and charge sharing in X-ray semiconductor pixel detectors such as Medipix2. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, 2007;A576:239–242
8. Меркин, М.М. Разработка, создание и применение кремниевых детекторов в физике высоких энергий и физике космических лучей : автореферат / М.М. Меркин – М. : МГУ, 2012. – 285 с.
9. J. Fraden, *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications*. Fraden Corp.San Diego, CA, USA: Springer, 2016, 758 p.
10. Родионов, Ю.А. Микроэлектронные датчики и сенсорные устройства : учеб. пособие / Ю. А. Родионов. – Минск : БГУИР, 2019. – 300 с.
11. Короткова, Н. А. Оптимизация параметров кремниевых микростриповых детекторов : автореферат / Н. А. Короткова – М. : МГУ, 2006. – 141 с.
12. Hartman, K. *Statistische Versuchsplanung und -auswertung in der Stoffwirtschaft* / K. Hartman, E. Lezki, W. Schafer. – Leipzig : VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, 1974. – 439 s.

### References

1. Braga, L.H.C., L. Panheri, L. Gasparini et al. 2011. A CMOS mini-SiPM detector with in-pixel data compression for PET applications. In The 2011 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), Valencia, Spain, pp. 548–552
2. Cassen, B., L. Curtis, and C.W. Reed. 1950. A sensitive directional gamma-ray detector. *Nucleonics* 6:78–81.
3. Peterson, T.E., D.W. Wilson, and H.H. Barrett. 2003. Application of silicon strip detectors to small-animal imaging. *Nucl. Instrum. Methods A* 505:608–611.
4. Siewerdsen, J.H. et al., The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors. *Med. Phys.*, 2004;31(12):3506–3520
5. G. F. Knoll, Radiation detection and measurement. Hoboken, New Jersey: Wiley, 2010, 864 p.
6. Choong, W.S., W.W. Moses, C.S. Tindall et al. 2005. Design for a high-resolution smallanimal SPECT system using pixellated Si(Li) detectors for in vivo I-125 imaging. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 52:174–180.
7. Korn, A. et al., Investigation of charge carrier transport and charge sharing in X-ray semiconductor pixel detectors such as Medipix2. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, 2007;A576:239–242
8. M. Merkin, “Razrabotka, sozдание i primeneniye kremnievyykh detektorov v fizike vysokikh energiy i fizike kosmicheskikh luchey : avtoreferat,” Moscow: MGU, 2012, 285 p. [in Russian]
9. J. Fraden, Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications. Fraden Corp. San Diego, CA, USA: Springer, 2016, 758 p.
10. Yu. A. Rodionov, “Mikroelektronnyye datchiki i sensornyye ustrojstva: ucheb. posobie,” Minsk: BSUIR, 2019, 300 p. [in Russian]
11. N. A. Korotkova, “Optimizatsiya parametrov kremnievyykh mikrostripovykh detektorov: avtoreferat,” Moscow: MGU, 2006, 141 p. [in Russian]
12. K. Hartman, E. Lezki, W. Schafer, “Statistische Versuchsplanung und -auswertung in der Stoffwirtschaft,” Leipzig : VEB Deutscher Verlag fur Grundstoffindustrie, 1974, 439 p.

### Вклад авторов

Все авторы в равной степени внесли вклад в написание статьи.

### Authors contribution

All authors equally contributed to writing the article.

### Сведения об авторах

Рощенко П. С., инженер-электроник научно-исследовательской лаборатории «Компьютерное проектирование микро- и нанoeлектронных систем» научно-исследовательской части Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники (БГУИР).

Ловшенко И. Ю., зав. научно-исследовательской лабораторией «Компьютерное проектирование микро- и нанoeлектронных систем» научно-исследовательской части БГУИР.

Стемпичский В. Р., канд. техн. наук, доцент, заместитель начальника научно-исследовательской части, научный руководитель лаборатории «Компьютерное проектирование микро- и нанoeлектронных систем» научно-исследовательской части БГУИР.

### Information about the authors

Roshchenko P. S., Electronic Engineer, Research Laboratory «CAD in Micro- and Nanoelectronics» of the research department of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR).

Lovshenko I. Yu., Head of the Research Laboratory «CAD in Micro- and Nanoelectronics» of the research department of the BSUIR.

Stempitsky V. R., Ph.D., Associate Professor, Deputy Head of Research and Development Department Sc. Adviser of «CAD in Micro- and Nanoelectronics» of the research department of the BSUIR.

### Адрес для корреспонденции

220045, Беларусь  
Минск, П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

### Address for correspondence

220045, Belarus  
Minsk, P. Brovki, 6  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

тел. +375(17)2938409;  
e-mail: lovshenko@bsuir.by  
Ловшенко Иван Юрьевич

tel. +375(17)2938409;  
e-mail: lovshenko@bsuir.by  
Lovshenko Ivan Yurievich

УДК 617.751.6

## ПРИБОР ДЛЯ КОМПЛЕКСНОГО ЛЕЧЕНИЯ АМБЛИОПИИ

СОРОЧКИН Е.К.<sup>1</sup>, ЖУРАВЛЕВ В.И.<sup>2</sup>, КОЛБУН В.С.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Научно-производственное предприятие «Стимед», 220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 18

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

**Аннотация.** Разработана конструкция прибора для развития тонкой моторики и сенсорики, который может применяться для повышения эффективности улучшения зрения при амблиопии.

**Ключевые слова:** амблиопия, упражнения, игра, мотивация.

**Abstract.** The design of a device for the development of fine motor skills and sensing has been developed, which can be used to improve the efficiency of improving vision in amblyopia.

**Ключевые слова:** amblyopia, exercise, play, motivation.

### Введение

Амблиопия - форма понижения зрительной способности, к причинам которой преимущественно можно отнести функциональные расстройства зрительного анализатора. По-иному эти нарушения называют «ленивый глаз». В данной ситуации существует различие между восприятием зрительных образов разными глазами, поэтому преимущество отдается одному глазу. Если другой глаз не участвует в зрении, то мозг перестает его контролировать, и может развиваться косоглазие. Данные расстройства не поддаются коррекции с помощью очков или контактных линз. Диагноз амблиопии ставят только после исключения всех органических нарушений, способных снижать остроту зрения. По различным оценкам частота встречаемости амблиопии — около 1—1,5 % в общей численности населения. При несвоевременном лечении возможно значительное постоянное снижение остроты зрения. Поскольку развитие зрения происходит в детском и подростковом возрасте, лечение амблиопии может быть эффективно примерно до 12-летнего возраста, причем лечение амблиопии наиболее эффективно в ранние сроки.

### Основная часть

Имеющийся на данное время аппарат для тренировки зрения при амблиопии [1], используется, в основном, для детей с пониженным зрением и предназначен для упражнений путем комбинации зрительных раздражений со звуковыми и осязательно-тактильными воздействиями. Устройство содержит панель с отверстиями, за которыми находятся лампочки. Пациент (ребенок) должен закрыть отверстие со светящейся лампочкой пальцем. Инструктор, путем нажатия специальных кнопок, включает очередную лампочку, которую пациент вновь должен локализовать и закрыть светящееся отверстие.

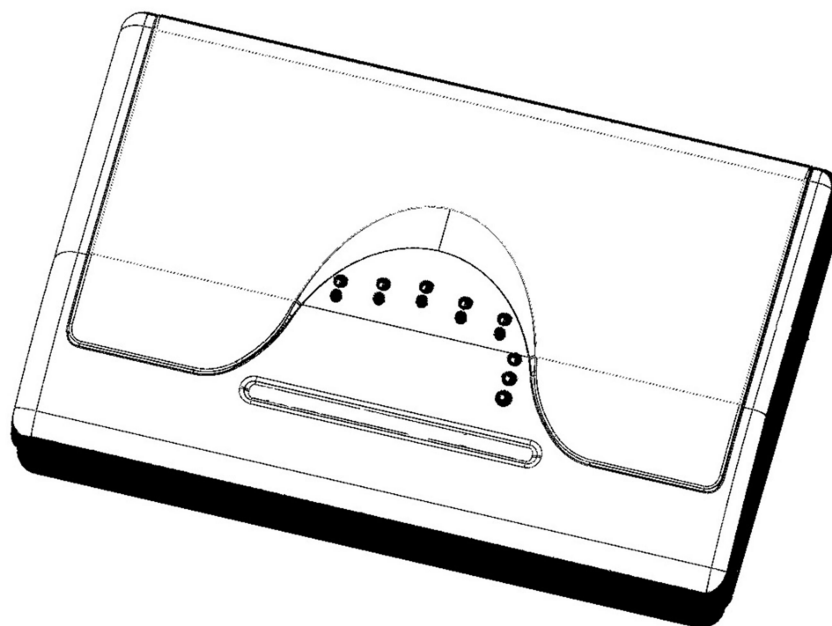
Недостатком указанного устройства является низкая эффективность проводимых с его помощью занятий, так как вследствие повторяемости и монотонности выполнения задания мотивация ребенка недостаточна. Также необходимо постоянное присутствие инструктора, управляющего включением и выключением лампочек устройства. Кроме того, результативность выполнения упражнений не поддается автоматизации.

Для устранения данных недостатков и была разработана конструкция прибора для развития тонкой моторики и сенсорики. При разработке прибора учитывалось наличие патента на полезную модель [2].

Целью разработки устройства являлось устранение указанных недостатков. Алгоритм выполнения упражнений обеспечивается программно с помощью микроконтроллера, а повышение мотивации ребёнка к занятиям осуществляется с помощью создания игровой ситуации, дополнительной

стимуляции и обеспечения возбуждения моторно-сенсорных рецепторов нервной системы ребенка звуковыми раздражителями. Это в результате повышает функциональные возможности моторно-сенсорных механизмов, в частности, улучшает зрение при амблиопии. На панели разработанного прибора расположены светоизлучающие элементы в виде набора светодиодов и соответствующих им кнопок. Остальные элементы устройства (блок управления в виде контроллера, синтезатор звука и др.) находятся внутри корпуса и смонтированы на печатной плате. Блок управления обеспечивает включение одного из светодиодов и его отключение с одновременной подачей синтезатором звука сигнала при нажатии пациентом кнопки, соответствующей локализованному светодиоду, включение следующего светодиода, выбранного методом генерации случайных чисел, формирование синтезатором звука призовой мелодии после каждых десяти правильных локализаций пациентом светодиодов.

Общий вид разработанного устройства представлен на рисунке 1.



**Рис. 1.** Прибор для комплексного лечения амблиопии

Питание прибора осуществляется от трех элементов АА, поэтому ребенок им может пользоваться самостоятельно. Для начала работы с прибором необходимо нажать на любую кнопку, в режиме покоя ток потребления достаточно мал, а при длительных перерывах в использовании можно извлечь элементы питания из прибора, что также рекомендуется и их производителями. При разработке конструкции прибора использовались наиболее доступные электронные компоненты с малой стоимостью. Печатная плата предусматривает односторонний и двусторонний вариант изготовления в зависимости от текущих возможностей производства.

Использование прибора осуществляется следующим образом. После его включения один из светодиодов начинает светиться. Пациент (ребёнок) локализует светящийся элемент и нажимает на расположенную под ним кнопку пальцем руки. При этом раздается звуковой сигнал, формируемый синтезатором звука, локализованный светодиод перестает светиться (выключается), а следующий светодиод начинает светиться автоматически, причём, выбор каждого следующего светоизлучающего элемента по методу генерации случайных чисел осуществляет управляющий контроллер, который входит в состав блока управления. После каждых 10 правильных нажатий звучит призовая мелодия. В процессе выполнения упражнения осуществляется суммарная стимуляция сенсорных (зрительного и слухового) и моторно-координационных (за счет мелких точных движений пальцев рук) центров ребенка.



### Заключение

Предварительные сравнительные исследования эффективности применения разработанного прибора в комплексном лечении амблиопии показали повышение скорректированной остроты зрения после 15-дневного курса лечения, который состоял из засветов амблиопичного глаза амблиостимулятором «Аист-01ЛК» [3] по стандартной методике 10-12 минут 2 раза в день, с последующими упражнениями на заявляемом устройстве в течении 30 минут. Таким образом, применение данного прибора позволяет ребенку самостоятельно выполнять упражнение, повышает мотивацию ребенка к выполнению заданий, а также достоверно улучшает остроту зрения. В ряде случаев наблюдается сопутствующий положительный эффект: улучшаются поведенческие реакции, повышается концентрация внимания.

### Список литературы

1. Аппарат для тренировки зрения при амблиопии (паспорт П45-00-00ПС, Харьков, 1977, с.2-3)
2. Локализатор для развития тонкой моторики и сенсорики: полез. модель РБ 5547 / Мн. Е.К. Сорочкин (РБ), Бонприпози Леонардо (ИТ). – Оpubл. 01.06.2009.
3. Амблиостимулятор « АИСТ – 01 ЛК» (паспорт – руководство по эксплуатации)

### Сведения об авторах

Сорочкин Е.К., кандидат медицинских наук, директор, Научно-производственное предприятие «Стимед».

Журавлев В.И., кандидат технических наук, зав. кафедрой теоретических основ электротехники БГУИР.

Колбун В.С., доцент, доцент кафедры ПИКС БГУИР.

### Адрес для корреспонденции

БГУИР

+375-29-568-18-43

e-mail: kvs@bsuir.by

Колбун Виктор Сильвестрович

УДК 004.056.5

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКОГО РАГРАНИЧЕНИЯ ДОСТУПА ПЭВМ В ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЯХ В МЕДИЦИНЕ**

МАРМУЗЕВИЧ М.А., БУНЕВИЧ М.А. МАЙОРОВ А.И.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники**(г. Минск, Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Один из основных путей решения медицинских, социальных и экономических задач является использование информационных технологий в медицине. Целью данной работы была разработка аппаратно программного комплекса для защиты и ограничения доступа к служебной медицинской информации путём дополнительной идентификации пользователя в системе. По результатам проведённых исследований предложен алгоритм работы устройства и разработан прототип аппаратно программного комплекса физического разграничения доступа ПЭВМ. Данный комплекс может быть использован в ПЭВМ различных конфигураций, применяемых как в медицинских лабораторных исследованиях, так и при обработке данных пациентов.

**Ключевые слова:** ПЭВМ, физическое разграничение доступа, информационные технологии, медицина, RFID, электронные ключи.

**Конфликт интересов:** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

**PHYSICAL ACCESS CONTROL FOR PC IN INFORMATION TECHNOLOGY AND MEDICINE**

MARMUZEVICH M.A. BUNEVICH M.A. MAYORAU A.I.

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)*

**Abstract.** One of the main ways to solve medical, social and economic problems is the use of information technologies in medicine. The purpose of this work was to develop a hardware and software complex for protecting and restricting access to service medical information by additional user identification in the system. Based on the results of the research, an algorithm for the operation of the device was proposed and a prototype of a hardware-software complex for physical access control of a PC was developed. This complex can be used in a personal computer of various configurations used both in medical laboratory research and in processing patient data.

**Keywords:** PC, physical access control, information technologies, medicine, RFID, electronic keys.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

С каждым годом в медицине повышается уровень автоматизации исследований и объёма обработки массивов информации. Большинство современных медицинских исследований основаны на использовании вычислительной техники. Данные, вводимые в компьютер, формируют базу данных, которая, обрабатывается с помощью специального программного обеспечения. Такая база может содержать, истории болезни, рентгеновские снимки в цифровом виде, статистическую отчетность по стационару, бухгалтерский учет и другую специальную медицинскую информацию. Целью специальных прикладных программ являются вычисления и обработка результатов исследований, расчеты, обмен информацией между компьютерами и посредством сети. Задача разграничения доступа направлена в первую очередь на предотвращение реализации угрозы нарушения конфиденциальности или несанкционированного доступа к информации медицинского назначения. Можно выделить следующие виды несанкционированного доступа:

- доступ к носителям информации;
- локальный доступ к отдельным персональным компьютерам;
- локальный доступ к ресурсам сети;
- удаленный доступ к отдельным компьютерам или ресурсам сети.

Один из основных путей решения медицинских, социальных и экономических задач является использование информационных технологий в медицине. С этим связаны задачи поиска действенных инструментов, способных обеспечить повышение основных показателей в области медицины, качества лечения, уровня безопасности пациентов, эффективности медицинской помощи.

В тоже время достаточно сложно организовать контроль за действиями медицинского работника, обрабатывающего конфиденциальными данные пациентов на ПЭВМ [1]. Путём атак на сред-

ства аутентификации для получения пароля или других данных для идентификации, с помощью которых возможно получить доступ к системе или уничтожить важную медицинскую информацию и массивы данных лабораторных исследований.

Целью данной работы была разработка аппаратно программного комплекса, для защиты и ограничения доступа к служебной медицинской информации путём дополнительной идентификации пользователя в системе.

#### Описание состава комплекса

При включении компьютера, Basic Input/Output System (далее BIOS) выдаст ошибку загрузки из-за отсутствия подключения носителей информации [2]. В статье предложен алгоритм работы комплекса включающий использование: Radio Frequency Identification далее RFID для доступа к носителям информации. Ключевым элементом идентификации является RFID карта, которая состоит из:

- чипа – является средством хранения данных;
- антенны – посредством которой передается информация;
- оболочки – защищает антенну и чип от факторов окружающей среды;
- корпуса – также выполняет защитную функцию, но помимо этого еще является и средством крепления к объектам учета.

Строение карты RFID MIFARE Classic представлено на рисунке 1.



Рисунок 1 – Строение RFID карты MIFARE Classic

Разрабатываемая система включает считывающее устройство (ридер). Алгоритм его работы состоит в следующем: считыватель отправляет сигнал чипу, который принимает его с помощью антенны и отправляет сигнал-ответ. Считыватель принимает такой сигнал и конвертирует в цифровой код, для дальнейшего использования в системе. Использование предложенного алгоритма идентификации обеспечивает следующие преимущества: высокий уровень защищенности и сложность копирования информации с RFID карты доступа; устойчивость к механическим воздействиям; возможность хранения дополнительной информации.

#### Разработка алгоритма работы комплекса и апробация прототипа

При чтении RFID карты ридером считывается информация о цифровом ключе. После обработки полученных данных и их сравнения происходит коммутация соответствующего носителя информации [3]. Пользователь после идентификации запускает операционную систему, и затем начинается следующая ступень идентификации путём ввода личных данных - логина и пароля. Структурная схема предложенного аппаратно программного комплекса физического разграничения доступа к ПЭВМ представленная на рисунке 2.

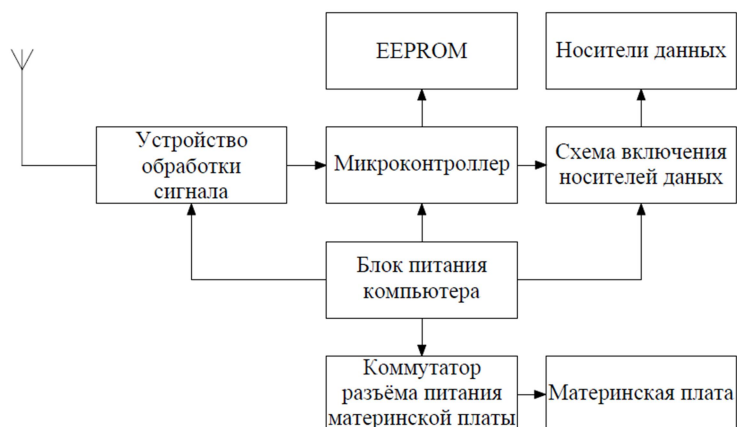


Рисунок 2 – Структурная схема аппаратно программного комплекса физического разграничения доступа к ПЭВМ

Устройство обработки сигнала комплекса состоит из двух основных компонентов: транспондера (метки) расположенного внутри карты и устройства считывания карт (приемопередатчик). Схематичное представление устройства обработки сигналов показано на рисунке 3.

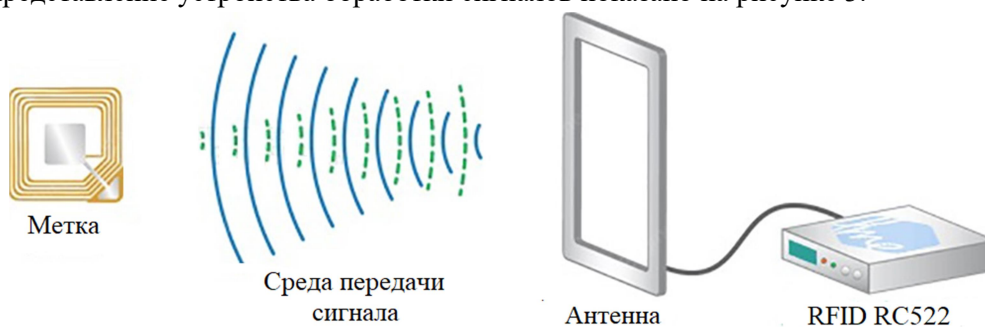


Рисунок 3 – Схематичное представление принципа работы устройства обработки сигналов

Ридер включает в себя радиочастотный модуль, блок управления и антенную катушку. Высокочастотное электромагнитное поле генерируется катушкой. С другой стороны, метка представляет собой пассивный элемент, состоящий из антенны и микросхемы. Поэтому, когда метка вносится в электромагнитное поле устройства считывания карт (приемопередатчик) в его антенне образуется индукционное напряжение, которое запитывает чип карту, затем чип отправляет цифровой код считывателю.

Схематично индукционная связь антенн приёмника и электронной карты представлена на рисунке 4.

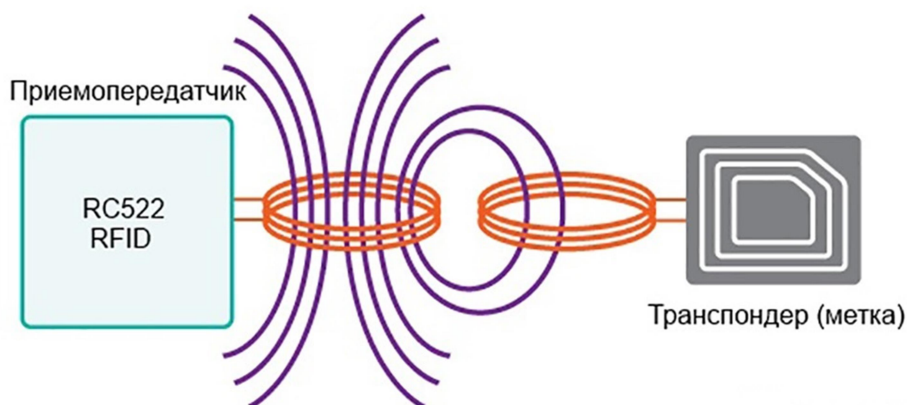
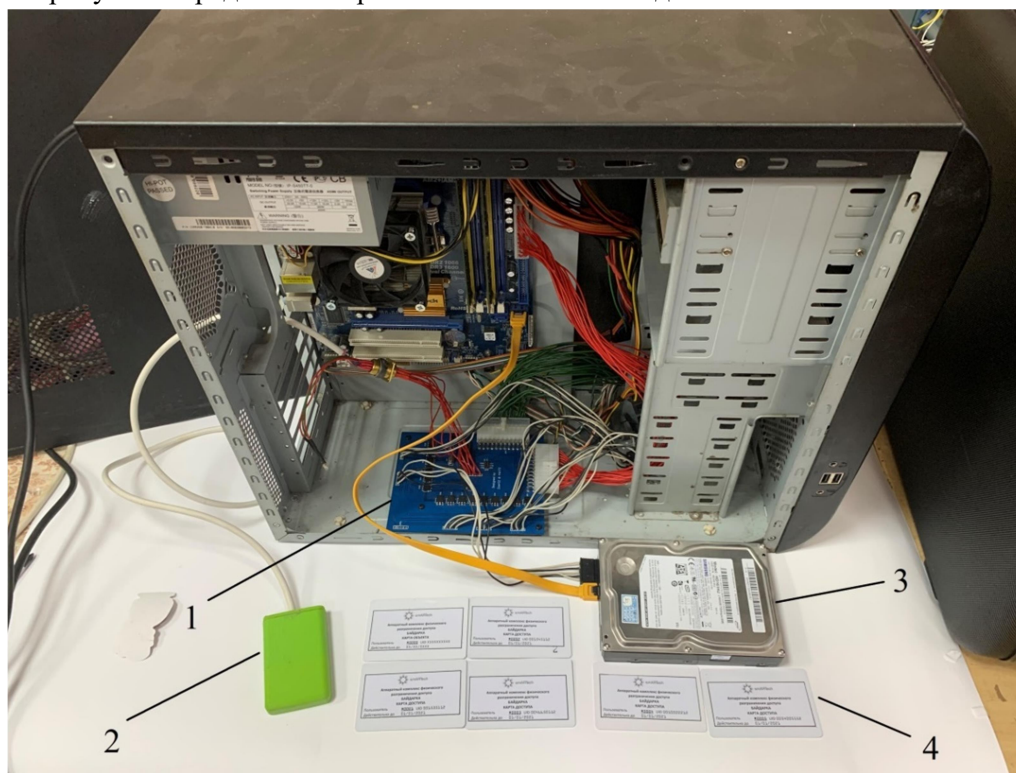


Рисунок 4 – Схематичное представление индукционной связи антенн карты и считывателя.

Модуль RFID RC522 генерирует электромагнитное поле с частотой 13,56 МГц, которое используется для связи с RFID метками (стандартные метки ISO 14443A). Для взаимодействия с контроллерами, модуль использует 4-х контактный интерфейс SPI считывателя.

На рисунке 5 представлен прототип комплекса с подключённым ПЭВМ.



1 – Плата комплекса, 2 – Считыватель карт RFID, 3 – Подключённый жёсткий диск, 4 – Ключ карты MIFARE

Рисунок 5 – Подключение комплекса физического разграничения доступа к ПЭВМ

Комплекс подключён к материнской плате типа ATX, через стандартные разъёмы питания 24pin, коммутация разъёмов жёстких дисков происходит через разъёмы SATA 15pin. Использован полноразмерный корпус типа Midi Tower, с пятью слотами под носители информации.

#### Заключение

Разработан комплекс, который позволяет подключать до 5 носителей информации: жёстких дисков или твердотельных накопителей. По результатам проведённых исследований предложен алгоритм работы устройства и разработан прототип аппаратно программного комплекса физического разграничения доступа ПЭВМ. Достоинством комплекса является высокая степень защиты, достигаемая с использованием криптозащиты карт MIFARE, а также небольшие массогабаритные характеристики, что позволяет устанавливать комплекс в большинство корпусов ПЭВМ и подключать к стандартным разъёмам. В комплексе обеспечена полная автономность работы, что является важным элементом для компьютеров со слабыми системными характеристиками. Данный комплекс может быть использован в ПЭВМ различных конфигураций, применяемых как в лабораторных медицинских исследованиях, так и при обработке данных пациентов.

#### Список литературы / References

1. Хорев П. Б. Программно-аппаратная защита информации // «Форум». 2019
2. Рудометов Е. Материнские платы и чипсеты // Питер. 2007. 220 с.
3. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники // М.: 2014. 161 с.

#### Вклад авторов

Мармузевич М.А.: разработка и отладка аппаратной и программной части комплекса.

Буневич М.А.: постановка задачи, техническое задание.

Майоров А.И.: алгоритм работы

### Authors' contribution

Marmuzevich M.A.: development and debugging of the hardware and software of the complex.

Bunevich M.A. : explanation of the problem, technical task.

Mayorau A.I. : working algorithm.

### Сведения об авторах

Мармузевич М.А. техник НИЧ БГУИР НИЛ 5.3 «Материалы и элементы электронной и сверхпроводниковой техники», студент факультета компьютерного проектирования.

Буневич М.А. младший научный сотрудник НИЧ БГУИР НИЛ 5.3 «Материалы и элементы электронной и сверхпроводниковой техники». Аспирант кафедры ИРТ БГУИР

Майоров А.И. Аспирант кафедры ИРТ БГУИР. Начальник отделения технической защиты информации органов пограничной службы.

### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
тел. +375-33-304-82-75;

e-mail: marmuzevich@bsuir.by  
Мармузевич Михаил Александрович

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
тел. +375-17-293-89-40;

e-mail: mike\_box@bk.ru  
Буневич Михаил Алексеевич  
220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str., 6,  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375-17-293-89-40

e-mail: mail.may2991@gmail.com  
Mayorau Andrey

### Information about the authors

Marmuzevich M.A. technician SRD of BSUIR Research Laboratory 5.3 "Materials and elements of electronic and superconducting technology.", faculty of computer-aided design student .

Bunevich M.A. Junior Researcher, SRD of BSUIR Research Laboratory 5.3 "Materials and elements of electronic and superconducting technology." PhD student of the BSUIR department IRT.

Mayorov A.I. Head of the department for technical security of information of the border service. PhD student of the BSUIR department IRT.

### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str., 6,  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375-33-304-82-75

e-mail: marmuzevich@bsuir.by  
Marmuzevich Mikhail Aliksandrovich

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str., 6,  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375-17-293-89-40

e-mail: mike\_box@bk.ru  
Bunevich Mikhail  
220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
тел. +375-17-293-89-40;

e-mail: mail.may2991@gmail.com  
Майоров Андрей Игоревич

УДК 556.314(476)

**ХАРАКТЕРНЫЕ ОСОБЕННОСТИ РОДНИКОВ БРЕСТЧИНЫ**<sup>1</sup>ПАШКЕВИЧ В.И., <sup>1</sup>ПАШКЕВИЧ Н.Н., <sup>2</sup>КАРАВАЙ Т.В., <sup>2</sup>КАШИЦКИЙ Э.С.<sup>1</sup>*Институт природопользования НАН Беларуси (Минск, Республика Беларусь)*<sup>2</sup>*Институт физиологии НАН Беларуси (Минск, Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Выполнен комплекс натуральных исследований редких и уникальных родников на территории Брестской области, оценены их гидрологические характеристики, геолого-гидрогеологические условия формирования и выполнено их гидрогеохимическое опробование.

**Ключевые слова:** родники, химический состав, подземные воды, загрязнение родников.

**Конфликт интересов.** Автор (-ы) заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**CHARACTERISTIC FEATURES OF THE SPRINGS OF BREST REGION**<sup>1</sup>PASHKEVICH V. I., <sup>1</sup>PASHKEVICH N.N., <sup>2</sup>KARAVAY T. V., <sup>2</sup>KASHITSKY E. S.<sup>1</sup>*Institute of Nature Management of the National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Belarus);*<sup>2</sup>*Institute of physiology of the National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Belarus);*

**Abstract.** A complex of field studies of rare and unique springs on the territory of the Brest region was performed, their hydrological characteristics, geological and hydrogeological conditions of formation were evaluated, and their hydrogeochemical testing was performed.

**Keywords:** springs, chemical composition, underground water, pollution of springs.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

**Введение**

Одним из чудесных явлений на земле являются родники, называемые также источниками, криницами, ключами, которые являются уникальными природными объектами, где подземные воды имеют естественный выход на поверхность земли или же под водой. Они являются составными частями природных комплексов, обеспечивают целостность компонентов ландшафтов и участвуют в формировании многообразия видов в пределах биоценозов, слагающих ландшафт. Условия формирования родников предопределяют их особенности и отличия от других природных водных объектов (ручьев, рек, озёр). Образование источников может быть обусловлено различными факторами [1]:

- пересечением водоносных горизонтов отрицательными формами современного рельефа (например, речными долинами, балками, оврагами, озёрными котловинами);
- геологоструктурными особенностями местности (наличием трещин, зон тектонических нарушений, контактов изверженных и осадочных пород);
- фильтрационной неоднородностью водовмещающих пород.

Родники бывают: восходящими — напорными и нисходящими — безнапорными; временно действующими (сезонными) и постоянно действующими. По температуре родники делятся на холодные, тёплые, горячие, кипящие. По классификации известного гидрогеолога А. М. Овчинникова выделяется три группы источников в зависимости от питания водами: верховодки, грунтовые и артезианские [2].

К характерным особенностям родников относятся высокое качество их вод, а также низкая и достаточно стабильная температура воды (в основном 6-9°C). Вода родников имеет не только питьевое значение, но в ряде случаев обладает лечебными свойствами.

История использования родниковых вод в Беларуси насчитывает многие тысячелетия. На протяжении всего этого времени они являлись источниками самой чистой и качественной питьевой воды. Поэтому в народной традиции родники стали символом чистоты и красоты, важным элементом национальной культуры. Велико значение родников как объектов историко-культурного наследия. С родниками Беларуси связан целый ряд исторических событий и легенд. Некоторые родники белорусы считали святыми.

Из-за низкой минерализации родниковая вода обладает приятными вкусовыми ми. При этом достаточно слабая минерализация воды не снижает целебных свойств составляющих её компонентов.

Человеческое тело обладает собственными физическими полями специфическими для разных органов. В нервной системе нейроны являются носителями электрического заряда, а в различных клетках нашего организма и в крови имеются ионы. Следовательно, все компоненты тела являются чувствительными к заряженным частицам [3]. Чем меньше солесодержание, тем большее количество входящих в неё составных веществ находится в диссоциированном ионном состоянии. В такой воде почти не содержится твердых солей, имеются только активно заряженные ионы. При слабой минерализации ионы воды легче проникают в ткани организма через слизистые оболочки, что во многом и обуславливает ее целебное действие на организм.

В последние десятилетия под влиянием активной хозяйственной деятельности происходят негативные изменения окружающей среды, в том числе ухудшение экологического состояния поверхностных и подземных вод [4]. Всё это требует проведения мероприятий по охране, восстановлению и рациональному использованию природных источников. Обоснование таких мероприятий должно базироваться на результатах целенаправленного изучения родников, включая систематические наблюдения (мониторинг) за изменением химического состава и возможным загрязнением родниковых вод.

Целью работы являлось выявление на территории Брестской области уникальных родниковых экосистем, исследование их гидрологических и гидрогеохимических характеристик в связи с разработкой обоснования объявления особо ценных по совокупности признаков родников памятниками природы.

#### Методики проведения испытаний

При обследовании родника в первую очередь устанавливалась его приуроченность к элементам рельефа (пойма реки, склон речной долины и т.д.), оценивалось общее геоэкологическое состояние прилегающей территории и характер проводимой на ней хозяйственной деятельности (лес, пашня, луг, приусадебные участки, городская застройка и т.д.). С использованием GPS-навигатора осуществлялось определение географических координат родника. Выполнялась фотосъёмка участка расположения родника и имеющихся каптажных сооружений с отметкой места расположения родника на топографической карте.

Обследование родников включало также измерение температуры воды, измерение их дебита и отбор проб воды на химический анализ. Температура воды измерялась с помощью ртутных термометров с точностью до  $0,1^{\circ}\text{C}$ . Дебит (расход воды) родников, имеющих каптажные сооружения, измерялся с использованием секундомера и мерных емкостей объемом 1,00 л (для малобежитных родников) и 7,75 л (для среднедебитных). Дебит некаптированных родников оценивался по расходу родникового ручья традиционными в гидрологии методами.

Пробы воды на общий химический анализ (содержание макрокомпонентов) и спектральный анализ (содержание микроэлементов) отбирались в полиэтиленовые ёмкости объёмом 1,0 литр каждая. Отдельно отбирались специальные пробы воды объёмом 0,1 л на содержание водорастворенных форм железа ( $\text{Fe}^{2+}$  и  $\text{Fe}^{3+}$ ). Эти пробы при отборе консервировались ацетатным буферным раствором [5]. Перед отбором проб все ёмкости трёхкратно ополаскивались водой родника.

Общий химический анализ проб воды выполнялся в Институте природопользования НАН Беларуси по стандартным методикам [5]. В воде определялись следующие компоненты и показатели: ионы  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{SO}_4^{2-}$ ,  $\text{NO}_3^-$ ,  $\text{HCO}_3^-$ ,  $\text{CO}_3^{2-}$ ,  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{NH}_4^+$ , величина pH, а также содержание кремнекислоты ( $\text{H}_4\text{SiO}_4$ ), которая в изученных водах присутствует, в основном, в недистиллированной форме. Оценивалась также общая жесткость воды (по сумме  $\text{Ca}^{2+}$  и  $\text{Mg}^{2+}$ ) и ее общая минерализация (по сумме всех ионов). В специальных забуференных пробах определялось содержание водорастворенных форм железа ( $\text{Fe}^{2+}$  и  $\text{Fe}^{3+}$ ).

Качество вод родников оценивалось, прежде всего, путем сопоставления содержания компонентов химического состава с предельно допустимыми концентрациями (ПДК) этих компонентов, установленными нормативными документами для питьевых вод источников централизованного [6] и



нецентрализованного [7] водоснабжения. Известно [4], что в грунтовых водах на территории Беларуси санитарно-гигиенические нормативы, установленные для питьевых вод, наиболее часто превышаются по таким химическим показателям, как содержание нитратов ( $\text{NO}_3^-$ ) и общего железа ( $\text{Fe}^{2+}$  и  $\text{Fe}^{3+}$ ), содержание кремнекислоты (нормируется по Si) и общая жесткость. При этом следует иметь в виду, что нитраты и кремнекислота относятся к санитарно-токсикологическим показателям качества воды, повышенные содержания которых могут приводить к различной патологии [4]. В отличие от них содержание общего железа ( $\text{Fe}^{2+}$  и  $\text{Fe}^{3+}$ ) и общая жесткость воды относятся к органолептическим показателям качествам воды, не влияющим на здоровье, но ухудшающим вкусовые ее свойства и некоторые потребительские качества (мутность, появление осадка, накипи в посуде и др.).

Геоэкологическое состояние родников оценивалось не только путем сопоставления содержания в воде компонентов химического состава с предельно допустимыми концентрациями (ПДК) этих компонентов в питьевых водах [6, 7]. С целью выявления сравнительно невысоких, начальных уровней антропогенного загрязнения родниковых вод выполнялось сопоставление наблюдаемых концентраций химических компонентов, также с уровнями их естественного геохимического фона в грунтовых водах на территории Беларуси. Эти уровни были оценены ранее по результатам химических анализов грунтовых вод, отобранных на участках, где отсутствовали какие-либо источники антропогенного загрязнения (сельскохозяйственного, коммунально-бытового, промышленного, транспортного). Такие участки располагались в пределах крупных лесных массивов, неосушенных болот, естественных лугов, т.е. на землях, где не применялись минеральные или органические удобрения и которые находились на удалении от населенных пунктов и крупных автомобильных дорог. Сравнение с естественным геохимическим фоном выполнялось в первую очередь, по таким компонентам как  $\text{NO}_3^-$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{SO}_4^{2-}$ ,  $\text{Na}^+$  и  $\text{K}^+$ , которые являются наиболее характерными компонентами антропогенного загрязнения грунтовых вод [4].

#### Результаты и их обсуждение

На территории Брестской области распространение родников характеризуется значительной неравномерностью. Частота их встречаемости определяется в первую очередь геоморфологическими условиями районов и их геологическим строением. Так, наибольшее число родников выявлено в пределах Барановичского района (более 50). В геоморфологическом отношении территория этого района приурочена в Новогрудской возвышенности, в пределах которой толща покровных отложений сложена моренными и конечно-моренными образованиями сожского возраста (g, gtIIsz). Весьма большое количество родников зафиксировано также на территории Каменецкого района (около 30). В геоморфологическом отношении они находятся в основном в пределах Высоковской ледниковой равнины, сложенной моренными и конечно-моренными образованиями днепровского возраста (g, gtIIId). В пределах Полесской низменности частота встречаемости родников значительно ниже.

По химическому составу воды родников характеризуются достаточно большим разнообразием. Формирование этого состава обусловлено сочетанием природных и антропогенных факторов. К числу антропогенных факторов относятся, прежде всего, сельскохозяйственное, коммунально-бытовое и промышленное загрязнение. На участках, не испытывающих антропогенного загрязнения, например, на территории крупных лесных массивов, воды родников, также как и грунтовые воды, являются по химическому составу гидрокарбонатными кальциевыми и магниевыми с минерализацией от 0,20 до 0,45 г/дм<sup>3</sup>. На тех участках, где на водосборной площади родников имеются пахотные земли, находятся населенные пункты, животноводческие фермы или другие источники загрязнения грунтовых вод, в водах родников фиксируется рост таких компонентов, как ионы  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{SO}_4^{2-}$ ,  $\text{NO}_3^-$ ,  $\text{Na}^+$  и  $\text{K}^+$ , являющихся характерными компонентами сельскохозяйственного и бытового загрязнения грунтовых вод. Их химический состав приобретает более сложный вид: хлоридно-гидрокарбонатный, сульфатно-хлоридно-гидрокарбонатный или нитратно-хлоридно-гидрокарбонатный натриево-магниевый или натриево-кальциевый состав. Минерализация возрастает до 0,86-1,09 г/дм<sup>3</sup>. В некоторых родниках отмечаются высокие уровни нитратного загряз-

нения. Содержание иона  $\text{NO}_3^-$  может достигать 86,5-87,5 мг/дм<sup>3</sup>, что выше уровня ПДК, установленного для питьевых вод и равно 45 мг/дм<sup>3</sup> [7, 8].

Дебит родников на территории Брестской области варьирует в очень широком диапазоне – от 0,01-0,1 до 1,0-1,5 л/с, а в отдельных случаях достигает 25,5-26,4 л/с. Систематических наблюдений за режимом дебита родников не проводилось. Некоторые малодобитные родники в летний период прекращают изливаться и пересыхают, как например родники у д. Огородники Каменецкого района, у д. Смоляница Пружанского района.

Температура воды в родниках варьирует в достаточно узком диапазоне – от +6,0 до +11,8°C, но чаще составляет от +7 до +8,5°C. В целом, она близка к температуре грунтовых вод, разгрузка которых и формирует родниковый сток.

Особый класс родников представляют родники техногенного происхождения, формирующиеся на участках достаточно глубоких техногенных врезов – в бортах и дне мелиоративных каналов, котлованов, карьеров и др. Наиболее ярким примером таких родников являются родники в бортах карьера РУПП «Гранит» у г. Микашевичи Лунинецкого района. По авторским данным [8] дебит некоторых из таких родников в весенний период может достигать 10-15 л/сек. Их минерализация варьирует от 0,3-0,5 до 5-8 г/дм<sup>3</sup>. В 2005 г. на дне карьера, которое на тот момент имело абсолютную отметку +10 м, был выявлен малодобитный (0,1-0,2 л/с) источник с минерализацией 22,16 г/л, что является абсолютным максимумом для поверхностных вод Беларуси. Вода этого родника имела ярко выраженный хлоридный натриевый состав.

### Заключение

Родники Брестчины имеют четкие характерные особенности: высокое качество вод, низкую и достаточно стабильную температуру воды. Но на участках с высокими уровнями антропогенного загрязнения в ряде случаев наблюдается повышенная величина общей жесткости родниковых вод. Все это указывает на необходимость выделения вокруг родников водоохранных зон и строгого соблюдения их режима с целью сохранения качества родниковых вод. Однако это не исключает необходимости постоянного контроля качества родниковых вод по химическим и микробиологическим показателям в том случае, если они используются в питьевых целях.

### Список литературы

1. Альтовский М. Е. Классификация родников // Вопросы гидрогеологии и инженерной геологии, СПб. М., 1961.
2. Овчинников А. М. Общая гидрогеология. М., 1954.
3. Галль Л.Н. В мире сверхслабых. Нелинейная квантовая биоэнергетика. Новый взгляд на природу жизни / Галль.: СПб, 2009. - 317с.
4. Кудельский А.В., Пашкевич В.И. Региональная гидрология и геохимия подземных вод Беларуси. – Минск: Беларуская навука, 2014. – 271 с.
5. Резников А.А., Муликовская Е.П., Соколов И.Ю. Методы анализа природных вод. М.: «Недра», 1970. – 488 с.
6. СанПиН 10-124 РБ99 «Питьевые воды. Гигиенические требования к качеству воды централизованных систем питьевого водоснабжения. Контроль качества». Минск: Минздрав РБ, 1999. 34 с.
7. Санитарные нормы, правила и гигиенические нормативы «Гигиенические требования к источникам нецентрализованного питьевого водоснабжения населения». Утверждены Постановлением Минздрава РБ 02.08.2010 №141. – Минск, 2010.
8. Пашкевич В.И. Установить участки притока вод повышенной минерализации в карьер на месторождении строительного камня «Микашевичи» // Отчет о НИР. Институт геохимии и геофизики НАН Беларуси, Минск, 2005, 45 с.

УДК 621.317.329+539.196:537

## ОПТИМИЗАЦИЯ СОСТАВА СРЕДЫ И РАЗМЕРОВ КОНСТРУКЦИОННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ БИОПРОЦЕССОРНОГО ЧИП-ФОРМАТА С Ni МИКРОЭЛЕКТРОДАМИ ДЛЯ РАЗДЕЛЕНИЯ И КОНЦЕНТРАЦИИ *S.AUREUS* В МОДЕЛЬНЫХ УСЛОВИЯХ И В ЦЕЛЬНОЙ КРОВИ

<sup>1</sup>А. И. ДРАПЕЗА, <sup>2</sup>С.К.ЛАЗАРУК, <sup>3</sup>Е. И. ГУДКОВА, <sup>1</sup>В. А. ЛОБАН, <sup>2</sup>Т. И. ОРЕХОВСКАЯ,  
<sup>1</sup>А.И. ХМЕЛЬНИЦКИЙ, <sup>3</sup>Г. А. СКОРОХОД

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет, г. Минск, Беларусь

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, г. Минск, Беларусь

<sup>3</sup>Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск, Беларусь

С использованием видео- и фотоматериалов продемонстрирован точный и воспроизводимый режим электрокинетической сепарации эритроцитов от бактерий *S.aureus* и концентрирования *S.aureus* в модельных условиях и в цельной крови без антикоагулянта и с антикоагулянтом на основе биопроцессорного чип-формата с Ni микроэлектродами, требующий подбора соответствующих амплитудно-частотных параметров электрического режима на топологической конфигурации микроэлектродов и составе дисперсной фазы, обеспечивающего противоположное действие составляющих электрогидродинамических и диэлектрофоретических сил. В условиях этого режима эритроциты крови будут выталкиваться с поверхности центрального электрода большой по величине отрицательной диэлектрофоретической силой. Электроосмотический поток, обусловленный перемещением эритроцитов, будет частично подтягивать бактерии к середине центрального электрода. В то же время электроосмотический поток на переменном токе, вызванный электрогидродинамической силой для бактерий, которая значительно превышает положительную диэлектрофоретическую силу для эритроцитов, будет обуславливать основной транспорт бактерий в район центрального электрода и токоподводящей дорожки к нему. Показано, что при соотношении разведения цельной крови с антикоагулянтом 1:25, количество бактерий и их коагулятов, сконцентрированных на поверхности круглого электрода после сепарации во много раз больше, чем при разведении 1:50. Показано, что на токоподводящей к центральному электроду дорожке *S.aureus* имеют цепочечную структуру, размещенную в середине дорожки.

**Ключевые слова:** биопроцессорный чип-формат, Ni микроэлектроды, цельная кровь человека, эритроциты, бактерии *S.aureus*, сепарация, концентрирование, электрокинетический транспорт

## OPTIMIZATION OF MEDIUM COMPOSITION AND SIZES OF DESIGN ELEMENTS OF BIOPROCESSOR CHIP FORMAT WITH Ni MICROELECTRODES FOR SEPARATION AND CONCENTRATION OF *S.aureus* UNDER MODEL CONDITIONS AND IN WHOLE BLOOD

<sup>1</sup>A. I. DRAPEZA, <sup>2</sup>C. K. LAZARUK, <sup>3</sup>E. I. GUDKOVA, <sup>1</sup>V. A. LOBAN, <sup>2</sup>T. I. OREKHOVSKAYA,  
<sup>1</sup>A. I. KHMELNITSKY, <sup>3</sup>G. A. SKOROKHOD,

<sup>1</sup>Belarusian State University, Minsk, Republic of Belarus

<sup>2</sup>Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus

<sup>3</sup>Belarusian State Medical University, Minsk, Republic of Belarus

Using video and photographic materials, an accurate and reproducible mode of electrokinetic separation of erythrocytes from *S. aureus* bacteria and concentration of *S. aureus* under model conditions and in whole blood without an anticoagulant and with an anticoagulant based on a bioprocessor chip format with Ni microelectrodes was demonstrated, requiring the selection of the appropriate amplitude-frequency parameters of the electric mode on the topological configuration of the microelectrodes and the composition of the dispersed phase, providing the opposite action of the components of the electrohydrodynamic and dielectrophoretic forces. Under the conditions of this regime, red blood cells will be pushed out from the surface of the central electrode by a large negative dielectrophoretic force. The electroosmotic flow caused by the movement of red blood cells will partially pull bacteria to the middle of the central electrode. At the same time, the AC electroosmotic flow, caused by the electrohydrodynamic force for bacteria, which significantly exceeds the positive dielectrophoretic force for erythrocytes, will determine the main transport of bacteria to the region of the central electrode and the current-carrying path to it. It was shown that when the ratio of dilution of whole blood with anticoagulant is 1:25, the number of bacteria and their coagulates, concentrated on the surface of the round electrode after separation, is many times greater than at dilution of 1:50. It was shown that *S. aureus* has a chain structure located in the middle of the track on the path leading to the central electrode.

**Keywords:** bioprocessor chip format, Ni microelectrodes, human whole blood, erythrocytes, *S. aureus* bacteria, separation, concentration, electrokinetic transport.

## Введение

Разработка информационных микробиологических технологий обнаружения и дифференциации вида инфекционных агентов, обладающих низкой себестоимостью, высокими показателями быстродействия и эффективности при диагностике и лечении бактериемии и сепсиса «у кровати больного» является одной из актуальных проблем современной медицины.

Для решения такого рода задач используются современные зарубежные информационные системы, такие как биохимический микробиологический анализатор VITEK 2 и масс-спектрометр VITEK MS. Эти системы допускают таксономическую классификацию и систематизацию инфекционных агентов по биохимическим показателям (VITEK 2) и по массе белковых молекул, входящих в состав клеток инфекционного агента (VITEK MS). Однако, из-за громоздкости и очень высокой стоимости самих систем и расходных материалов к ним, такими системами, как правило, оснащаются научно-исследовательские лаборатории, входящие в состав республиканских клинических центров (<https://www.biomerieux.com/>).

В то же время, в мире интенсивно развивается перспективное направление научного приборостроения, изначально ориентированного на портативность создаваемого оборудования для медицины. Успехи, которые достигнуты к настоящему времени в областях микро- и нанотехнологий, а также нанобиотехнологий, позволяют создавать биопроекторные чип-форматы [1], с помощью которых, в пределах металлизированной поверхности одного чип-формата, появляется возможность совмещения точных и воспроизводимых манипуляций по сепарации и концентрированию объектов дисперсной фазы, например, бактерий и клеток крови, в небольших объемах жидкой среды, с методами измерения информативных параметров при дифференциации вида инфекционных агентов электрофизическими или оптическими методами [2,3].

Стоимость биопроекторного чип-формата, во-многом, определяется технологической сложностью изготовления его конструкции и применением для изготовления микроэлектродов драгметаллов (золото, платина). С целью снижения его стоимости, нами в работе [3], была изучена возможность манипуляции бактериями *S.aureus* с помощью микроэлектродов на основе Ni. Результаты проведенных исследований показали, что незначительный электрокинетический транспорт присутствует только для *S.aureus* на частоте 300 Гц. При определенных параметрах электрического режима управления электрокинетическим транспортом клеток показано наличие различного типа электролиза Ni микроэлектродов в изотоническом растворе глюкозы, содержащем *S.aureus*. Анализ полученных результатов показал [3], что наблюдаемые виды коррозии, «пятнами» и от длительности квазичастотного воздействия, могут быть обусловлены влиянием состава электролита и его температуры на состояние металлизированной поверхности никелевых тонкопленочных микроэлектродов, имеющих незначительную толщину, в пределах 60 нм [4].

Целью настоящей работы является оптимизация состава среды и размеров конструктивных элементов биопроекторного чип-формата с Ni микроэлектродами для сепарации и концентрирования *S.aureus* в модельных условиях и в цельной крови.

### Материалы и методы исследований

В работе использованы эритроциты, выделенные из цельной крови человека, цельная кровь без антикоагулянта и с антикоагулянтом ЭДТА (этилендиаминтетраацетат).

Для проведения электрокинетических исследований был приготовлен экспериментальный буферный раствор на основе изотонического буфера PBS (Phosphate Buffered Saline (1X, pH=7.4)), электрическая проводимость которого была доведена до значения 1,009 мСм/см с помощью изотонического раствора глюкозы (~5%), в связи с тем, что клетки крови являются высокочувствительными к осмотическому давлению раствора. Доведение электрической проводимости экспериментального буферного раствора до указанного выше значения осуществлялось с помощью профессионального портативного тестера ЕС, рН и Т (Китай), измеряющего рН в диапазоне от 0,00 до 14,00 (безразмер-

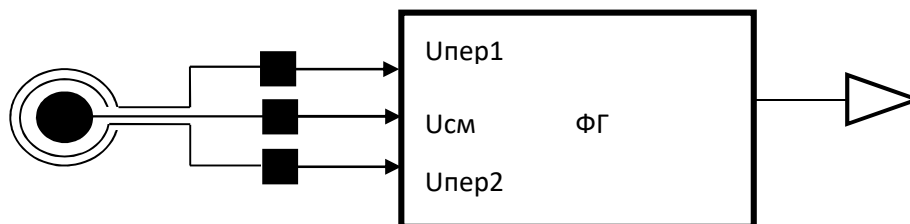
ные единицы, точность  $\pm 0,01$  pH), электрическую проводимость ЕС в диапазоне от 0,00 до 19990 (единицы измерения в мкСм/см, точность  $\pm 10$  мкСм/см) и температуру  $T$  °С в диапазоне от 0,1°С до 60 °С (точность  $\pm 0,5$  °С).

В экспериментальном буферном растворе количество бактерий *S.aureus* и эритроцитов крови обеспечивалось приблизительно на уровне значений  $1 \cdot 10^7$  КОЕ/мл и  $1 \cdot 10^7$  клеток/мл соответственно, путем соответствующих разведений.

Фотошаблоны для изготовления трехэлектродного биопроцессорного чип-формата оставались теми же, что и в работе [3]. Тонкие пленки никеля на стеклянной подложке, имеющие толщину приблизительно 0.4 мкм, создавали с помощью вакуумной электронно-лучевой установки типа Орион (БГУИР).

Для проведения исследований использовалась экспериментальная установка, функциональные возможности и технические характеристики которой приведены в работе [5]. Калибровка оптической системы установки проводилась с использованием объективов 6,3X и 20X и микрометрического слайда ОМП (ГОСТ 7513-55 № 612781), имеющего минимальное деление калибровочной шкалы 0,01мм, и программного обеспечения к используемой в экспериментальной установке видеокамере DSM-510 (Китай).

Параметры электрических режимов задавались с помощью функционального генератора (ФГ), входящего в состав экспериментальной установки [5]. Два отдельных генератора переменного напряжения  $U_{пер1}$  и  $U_{пер2}$ , запускающиеся одновременно с нулевой фазы, подключались к крайним контактам чип-формата. Генератор для задания постоянного напряжения смещения подключался к центральному контакту используемого кругового чип-формата, как показано на рис.1.

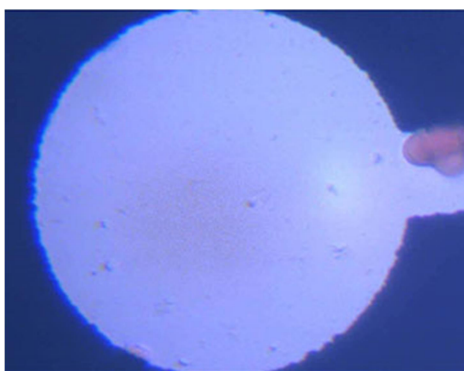


**Рис.1-** Обобщенная структурная схема подключения трехэлектродного чип-формата

Методика работы с экспериментальной установкой состоит в получении видеоматериалов, характеризующих электрокинетический транспорт различных типов клеток в области металлизации топологического рисунка микроэлектродов биопроцессорного чип-формата. Для последующего анализа проводят конвертирование полученных видеоматериалов в формат «.jpeg» с помощью редактора Free Video to JPG Converter. Запись видеоматериалов в измерительной ячейке с помощью видеокамеры DSM-510 и объектива 20X осуществлялась в иммерсионном режиме работы объектива.

#### Результаты и их обсуждение

**Модельные условия** На рис.2 приведены результаты исследований электрокинетического процесса сепарации бактерий *S.aureus* от эритроцитов, выделенных из цельной крови человека, не содержащей антикоагулянта ЭДТА (этилендиаминтетраацетат), и разведенных в соотношении 1:50 с помощью 5% раствора глюкозы, а также процесса концентрирования *S.aureus*, используя следующие параметры электрического режима:  $U_1=4$ В (от пика до пика),  $U_2=2$ В (от пика до пика),  $U_{см}=0,554$  В,  $F=801,4$ Гц. Поскольку Ni микроэлектроды непрозрачны, то видеоматериалы были получены в отраженном свете. На рис.2 Ni микроэлектроды имеют светлый тон, а зазоры между ними – темный. Состав среды для электрокинетических исследований, состоящей из суспензии эритроцитов крови без антикоагулянта, экспериментального буферного раствора PSB и суспензии бактерий *S.aureus*, в объемном соотношении находился 1:4:4 соответственно.

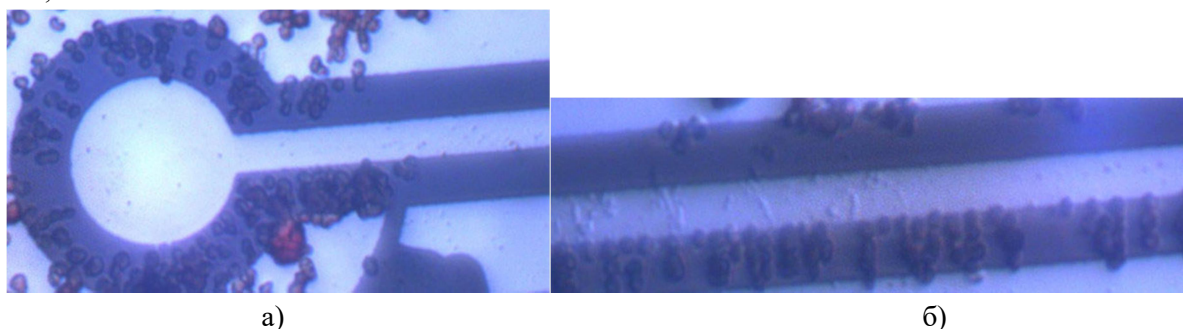


**Рис.2** – Фотоматериалы результатов сепарации *S.aureus* от эритроцитов цельной крови без антикоагулянта и электрокинетического концентрирования *S.aureus* на поверхности центрального микроэлектрода

Измерительная ячейка заполнялась 15 мкл среды указанного состава. Запись электрокинетического процесса сепарации и концентрирования *S.aureus* проводилась в течение заданного периода времени, равного 15 минутам. Из анализа полученных фотоматериалов, на рис.2 не показанных, следует, что эритроциты выталкиваются с площади центрального электрода и площади его контактной дорожки, гораздо быстрее, практически в течение 5 минут. На рис.2 видно, что меньшие по размерам клетки, предположительно *S.aureus*, сосредотачиваются по всей поверхности микроэлектрода в центре и частично на токопроводящей к нему дорожке, что не показано. Программно-аппаратный анализ размеров клеток показывает, что средний размер эритроцитов составляет  $\sim 5,7$  мкм, а для более мелких клеток и их коагулятов, лежащих в области круга и на токоподводящей к нему дорожке, средний размер находится в диапазоне от  $\sim 0,5$  мкм до  $\sim 3$  мкм.

**Цельная кровь с антикоагулянтом** Параметры амплитудно-частотного управления перемещением клеток те же, что и в предыдущем случае. Объемное соотношение состава среды составляет 1:10:10. Цельная кровь с антикоагулянтом разводилась в изотоническом растворе глюкозы в соотношении 1:50. Запись видеоматериалов проводилась при совместном воздействии отраженного и проходящего света. Фотоматериалы процесса сепарации бактерий

*S.aureus* от клеток цельной крови с антикоагулянтом, в основном эритроцитов, и концентрирования *S.aureus* с помощью биопроцессорного чип-формата по истечении 630 секунд показаны на рис.3 а,б.



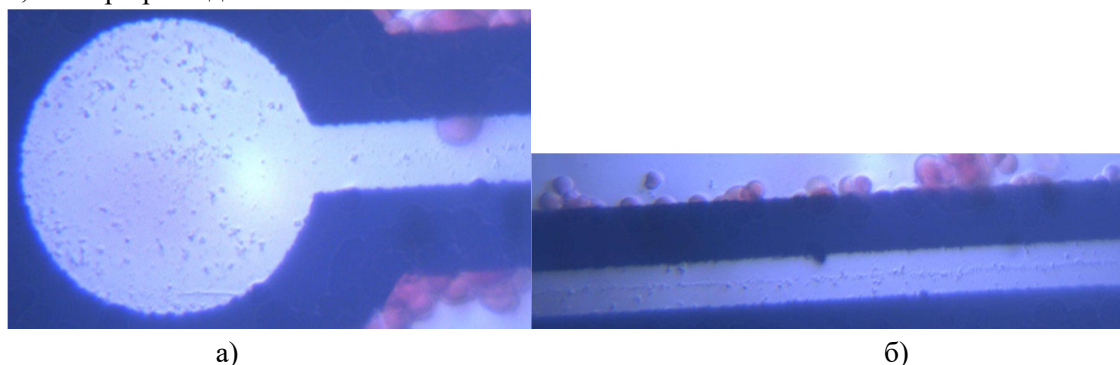
**Рис.3** – Фотоматериалы сепарации бактерий *S.aureus* от эритроцитов цельной крови с антикоагулянтом и электрокинетического концентрирования *S.aureus* биопроцессорным чип-форматом  
(а) – центральный микроэлектрод с прилегающим участком токоподводящей дорожки; (б) – фрагмент последующего участка поверхности токоподводящей дорожки для (а)

Из приведенных на рис.3а,б фотоматериалов хорошо видно, что эритроциты цельной крови с антикоагулянтом полностью выталкиваются из площади круга центрального микроэлектрода и токоподводящей к нему дорожки при параметрах электрического режима  $U_1=6В$  (от пика до пика),  $U_2=2В$  (от пика до пика),  $U_{см}=0,554 В$ ,  $F=801,4Гц$ . На очищенной от эритроцитов и других клеток цельной крови поверхности Ni микроэлектродов наблюдается наличие значительного количества более мел-

ких клеток и их коагулятов, имеющих диапазон среднего размера указанный выше. Однако на рис.3б видны более крупные коагуляты, средний размер которых по ширине составляет  $\sim 2,5$  мкм, а также их цепочечные образования в поперечном направлении к дорожке, в длину достигающие более 10 мкм, что, в общем-то, характерно для бактерий *S.aureus*.

При параметрах электрического режима  $U_1=6$ В (от пика до пика),  $U_2=2$ В (от пика до пика),  $U_{см}=0,554$  В,  $F=801,4$ Гц и объемном соотношении состава среды 1:10:10 было изучено влияние разведения цельной крови с антикоагулянтом изотоническим раствором глюкозы в соотношении 1:25 на процесс сепарации *S.aureus* от эритроцитов и электрокинетического концентрирования *S.aureus* биопроцессорным чип-форматом с Ni микроэлектродами. Фотоматериалы этого процесса представлены на рис.4а,б. Запись видеоматериалов проводилась в течение 15 минут при объеме пробы 15 мкл.

Из приведенных на рис.4 фотоматериалов следует, что сепарация эритроцитов от бактерий *S.aureus* и концентрирование *S.aureus* происходит точно и воспроизводимо для чип-форматов, имеющих одни и те же электрофизические параметры емкости и проводимости (данные не приводятся), измеренные на частотах 100 Гц, 1кГц; 10 кГц и 1МГц с помощью приборов Е7-14 (0,1-10 кГц) и Е7-12 (1МГц) и одном и том же соотношении состава среды 1:10:10. Как видно из рис.4а, при соотношении разведения 1:25, т.е. более высокой плотности цельной крови, количество бактерий и их коагулятов, сконцентрированных на поверхности круглого электрода после сепарации во много раз больше, чем при разведении 1:50.



**Рис.4** – Фотоматериалы сепарации бактерий *S.aureus* от эритроцитов цельной крови с антикоагулянтом и электрокинетического концентрирования *S.aureus* биопроцессорным чип-форматом (а) – центральный микроэлектрод с прилегающим участком токоподводящей дорожки; (б) – фрагмент последующего участка поверхности токоподводящей дорожки для (а)

Из рис.4а и рис.4б видно также, что бактерии *S.aureus* вдоль токопроводящей располагаются практически по центру, образуя на некоторых участках токопроводящей дорожки сплошные цепочки, длина которых составляет более 20 мкм. Как показывают результаты измерений, средние размеры бактерий и их коагулятов (рис.4а,б) лежат в указанном выше диапазоне  $\sim(0,5-3)$  мкм.

Кроме того, полученные результаты исследований показывают, что сепарация эритроцитов от бактерий *S.aureus* и концентрирование *S.aureus* в модельных условиях и в цельной крови с помощью биопроцессорных чип-форматов с Ni микроэлектродами происходит точно и воспроизводимо только для чип-форматов, имеющих одинаковые параметры емкости и проводимости, измеренные на частотах 100 Гц, 1кГц; 10 кГц и 1МГц.

Показано также, что подбор соответствующих амплитудно-частотных параметров электрического режима на топологической конфигурации микроэлектродов и составе дисперсной фазы, должен происходить до тех пор, пока составляющие электрогидродинамических и диэлектрофоретических сил не будут действовать в противоположных направлениях [1,2]. В условиях этого режима эритроциты крови будут выталкиваться с поверхности центрального электрода большой по величине отрицательной диэлектрофоретической силой. Электроосмотический поток, обусловленный перемещением эритроцитов, будет частично подтягивать бактерии к середине центрального электрода. В то же время электроосмотический поток на переменном токе, вызванный электрогидродинамической си-

лой для бактерий, которая значительно превышает положительную диэлектрофоретическую силу для эритроцитов, будет обуславливать основной транспорт бактерий в район центрального электрода и токоподводящей дорожки к нему.

Таким образом, с использованием видео- и фотоматериалов продемонстрирован точный и воспроизводимый режим электрокинетической сепарации эритроцитов от бактерий *S.aureus* и концентрирования *S.aureus* в модельных условиях и в цельной крови без антикоагулянта и с антикоагулянтом.

Показано, что при соотношении разведения цельной крови с антикоагулянтом 1:25, количество бактерий и их коагулятов, сконцентрированных на поверхности круглого электрода после сепарации во много раз больше, чем при разведении 1:50. Показано, что на токоподводящей к центральному электроду дорожке *S.aureus* имеет цепочечную структуру, размещенную в середине дорожки.

#### Заключение

Результаты проведенных исследований показывают, что в основе информационных микробиологических технологий обнаружения и дифференциации вида инфекционных агентов, обладающих низкой себестоимостью, высокими показателями быстродействия и эффективности при диагностике и лечении бактериемии и сепсиса «у кровати больного» могут быть использованы и биопроцессорные чип-форматы на основе Ni микроэлектродов. Данный чип-формат может найти широкое применение в методах идентификации бактерий по типу «отпечатков пальцев», используя для этого регистрацию характеристик пиков рамановского спектра в области концентрирования бактерий.

#### Список литературы

1. I-Fang Cheng, Hsien-Chang Chang et al. Rapid (<5 min) identification of pathogen in human blood by electrokinetic concentration and surface-enhanced Raman spectroscopy // Scientific Reports. 2013. 3:2365. DOI:10.1038/strep02365

2. Ореховская Т.И., Гудкова Е.И., Драпеза А.И., Лазарук С.К., Лобан В.А., Перко С.Л., Скороход Г.А., Хмельницкий А.И. Разработка и исследование биопроцессорного чип-формата на основе ИТО микроэлектродов для манипуляций разделением и концентрированием клеток в гетерогенных суспензиях//Современные методы и технологии создания и обработки материалов: Сб. научных трудов / редколлегия: В. Г. Залесский (гл. ред.) [и др.]. — Минск : ФТИ НАН Беларуси, 2019. — 350 с. : ил.—С.67-74 ISBN 978-985-6441-60-1

3.Т.И. Ореховская, А. И. Драпеза, С.К. Лазарук, В. А. Лобан,А.И. Хмельницкий, В.А.Сысов, Г.А. Скороход, Е. И. Гудкова Планарные чип-форматы с Ni микроэлектродами для изучения манипуляций клетками в условиях гибридной электрокинетики // Современные методы и технологии создания и обработки материалов : сб. научных трудов. В 3 кн. Кн. 1. Материаловедение/ редкол.: А. В. Белый (гл. ред.) [и др.]. — Минск: ФТИ НАН Беларуси, 2018. — С. 150-158.

4. Гурский Л.И., Зеленин В.А. Структура и кинетика взаимодействия металла с окисляющими средами. Минск: Наука и техника. 1982,- 192 с

5. В. А. Лобан, А. И. Драпеза, Т. И. Ореховская, А. И. Хмельницкий, Д. А. Руденко, Г. А. Скороход, Е. И. Гудкова Экспериментальная установка для электрокинетического управления разделением и концентрированием клеток на поверхности планарной конструкции микрочипа из микрокапли суспензий // Современные методы и технологии создания и обработки материалов : сб. научных трудов. В 3 кн. Кн. 2. Технологии и оборудование механической и физико-технической обработки/ редкол.: А. В. Белый (гл. ред.) [и др.]. — Минск: ФТИ НАН Беларуси, 2017. — С. 229–237.

#### REFERENCES

1. I-Fang Cheng, Hsien-Chang Chang et al. Rapid (<5 min) identification of pathogen in human blood by electrokinetic concentration and surface-enhanced Raman spectroscopy // Scientific Reports, 2013, 3:2365. DOI:10.1038/strep02365

2. Orekhovskaya T.I., Gudkova E.I., Drapeza A.I., Lazaruk S.K., Loban V.A., Perko S.L., Skorokhod G.A., Khmel'nitskiy A.I. Razrabotka i issledovaniye bioprotsessornogo chip-formata na osnove ITO mikroelektrodov dlya manipulyatsiy razdeleniyem i kontsentrirvaniyem kletok v geterogennykh suspenziyakh[Development and research of a bioprocessor chip format based on ITO microelectrodes for manipulating the separation and concentration of cells in heterogeneous suspensions] Sovremennyye metody i tekhnologii sozdaniya i obrabotki materialov: Sb. nauchnykh tru-



dov / redkollegiya: V. G. Zalesskiy (gl. red.) [i dr.]. — Minsk : FTI NAN Belarusi, 2019. — 350 s. : il.—S.67-74 ISBN 978-985-6441-60-1(in Russ.)

3. Т. I. Orekhovskaya, A. I. Drapeza, S.K. Lazaruk, V. A. Loban, A.I. Khmel'nitskiy, V.A.Sysov, G.A. Skorokhod, Ye. I. Gudkova Planarnyye chip-formaty s Ni mikroelektrodami dlya izucheniya manipulyatsiy kletkami v usloviyakh gibridnoy elektrokinetiki [Planar chip formats with Ni microelectrodes for studying cell manipulation in conditions of hybrid electrokinetics] // *Sovremennyye metody i tekhnologii sozdaniya i obrabotki materialov : sb. nauchnykh trudov. V 3 kn. Kn. 1. Materialovedeniye/ redkol.: A. V. Belyy (gl. red.) [i dr.]. — Minsk: FTI NAN Belarusi, 2018. — S. 150-158. (in Russ.)*

4. Gurskiy L.I., Zelenin V.A. Struktura i kinetika vzaimodeystviya metalla s okislyayushchimi sredami [Structure and kinetics of metal interaction with oxidizing media]. Minsk: Nauka i tekhnika. 1982,- 192 s. (in Russ.)

5. V. A. Loban, A. I. Drapeza, T. I. Orekhovskaya, et al. Eksperimental'naya ustanovka dlya elektrokineticheskogo upravleniya razdeleniyem i kontsentrirvaniyem kletok na poverkhnosti planarnoy konstruksii mikrochipsa iz mikrokapli suspenziy [Experimental setup for electrokinetic control of cell division and concentration on the surface of a planar microchip design from a microdroplet of suspensions] // *Sovremennyye metody i tekhnologii sozdaniya i obrabotki materialov : Sb. nauchnykh trudov. V 3 kn. Kn. 2. Tekhnologii i oborudovaniye mekhanicheskoy i fiziko-tekhnicheskoy obrabotki/ redkol.: A. V. Belyy (gl. red.) [i dr.]. — Minsk: FTI NAN Belarusi, 2017. — pp. 229–237.(in Russ.)*

УДК 615.8

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ ФИЗИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА ТЕЛО ЧЕЛОВЕКА СМИРНОВА В.В., КАМЛАЧ П.В.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (Минск, Беларусь)*

**Аннотация.** Выполнен обзор пакетов для моделирования в медицине различных воздействий физических факторов на тело человека. Рассмотрены пакеты для моделирования ELCUT, Sim4Life. Проведен сравнительный анализ рассмотренных программных пакетов.

**Ключевые слова:** Моделирование, физические факторы, программное средство.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## MODELING THE IMPACT OF PHYSICAL FACTORS ON THE HUMAN BODY

SMIRNOVA V.V., KAMLACH P.V.

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Belarus)*

**Abstract.** A review of packages for modeling in medicine of various effects of physical factors on the human body is carried out. The packages for modeling ELCUT, Sim4Life are considered. A comparative analysis of the considered software packages is carried out.

**Keywords:** Modeling, physical factors, software.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

Развитие медицинской электроники является одной из наиболее актуальных задач современного мира. Целый ряд исследований становится невозможно выполнить экспериментальным путем, в то время как метод моделирования подходит для этих целей

Моделирование – один из эффективных методов изучения различных воздействий на тело человека. Рассмотрим некоторые пакеты программ для проведения моделирования.

Программа ELCUT способна проводить инженерный анализ, а также двумерное моделирование. Модули ELCUT позволяют проводить анализ физических полей и получать решение связанных междисциплинарных задач в таких видах анализа [1]:

- магнитное поле переменных токов;
- магнитное поле постоянных токов и/или постоянных магнитов;
- нестационарное магнитное поле;
- электростатическое поле;
- электрическое поле постоянных токов;
- электрическое поле переменных токов;
- нестационарное электрическое поле;

- стационарное и нестационарное температурное поле;
- механические напряжения и упругие деформации.

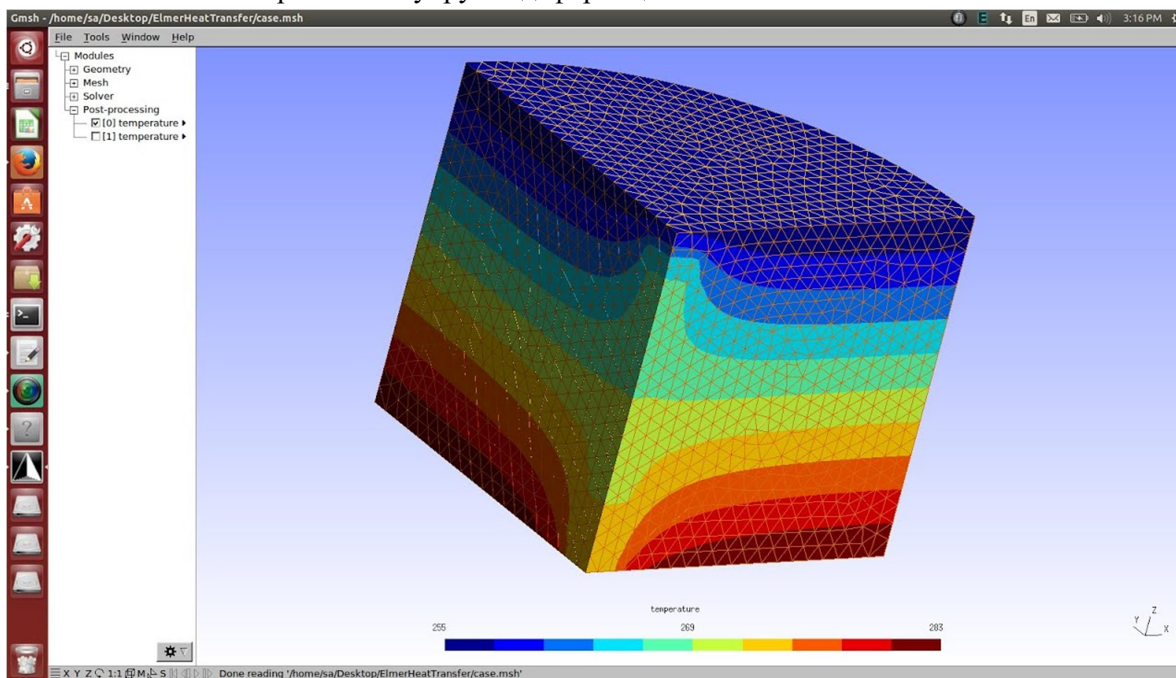


Рисунок 1 – Фотография моделирования в Elmer

ELCUT имеет некоторые ограничения. В основном это объясняется желанием авторов создать простой и компактный инструмент компьютерного моделирования. Во-первых, используется один вид конечного элемента, треугольник (нет выбора между типами конечных элементов). Во-вторых, виды анализа задач механики и теплопередачи ограничены по функциональности.

Elmer – программное обеспечение для моделирования различных физических задач (рисунок 1). Elmer состоит из нескольких разных частей:

- ElmerGrid – инструмент преобразования сетки, который можно использовать для преобразования различных форматов сетки в сетки, подходящие для Elmer.
- ElmerGUI – графический интерфейс, который можно использовать в существующей сетке для назначения физических моделей, он генерирует «файл дела», в котором описывается проблема, которую необходимо решить. Не показывает всю функциональность ElmerSolver в GUI.
- ElmerSolver – числовой решатель, который выполняет вычисления конечных элементов, используя файлы сетки и дела.
- ElmerPost – модуль постобработки и визуализации. На данный момент разработка остановлена в пользу других инструментов постобработки, таких как ParaView, VisIt и т. д.

Программный пакет Sim4Life (рисунок 2) сочетает в себе разнообразие физических решателей для широкого спектра задач и библиотеку высококачественных моделей частей человеческого тела. Он предназначен для симуляции и анализа явлений, происходящих в биологической среде под воздействием сложных технических устройств, в частности современной электроники. Также немаловажным достоинством пакета является подробная и доступная документация, идущая в комплекте поставки [2].

Мощные решатели Sim4Life специально разработаны для решения сложных вычислительных задач; НРС ускоряется для новейших компьютерных кластеров; и плавно интегрируется в самую передовую структуру связи. Платформа уже включает в себя электромагнитные, термоакустические и потоковые решатели [3].

Интегрированные модели тканей позволяют моделировать и анализировать физиологические процессы. Модели перфузии, модели повреждения тканей и нейронные модели также включены в пакет Sim4Life [3].

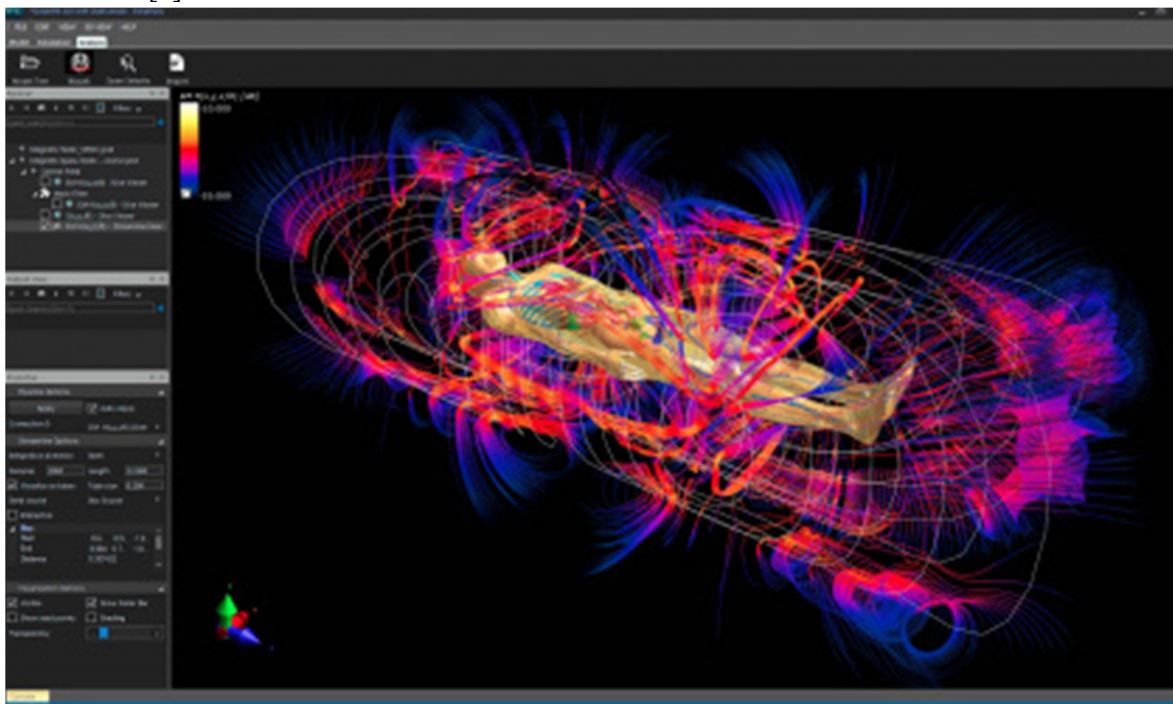


Рисунок 2 – Скриншот моделирования в пакете Sim4Life

Платформа Sim4Life облегчает все этапы сложного моделирования – от определения проблемы, дискретизации, моделирования и анализа до визуализации результатов с четкостью и гибкостью [3].

АСЕЗР (Advanced Computational Electromagnetics 3P) — это полный набор параллельных конечно-элементных электромагнитных кодов с мультифизическими возможностями в интегрированном электромагнитном, тепловом и механическом моделировании. АСЕР имеет две уникальные особенности. Во-первых, АСЕЗР использует криволинейные конечные элементы высокого порядка для высокоточного конформного моделирования сложных геометрий и повышения точности решения. Во-вторых, АСЕЗР реализован на массивно-параллельных компьютерах, чтобы воспользоваться преимуществами увеличенной памяти и ускорить выполнение моделирования с использованием многих вычислительных ядер одновременно. Исходя из потребностей в точности и сложности проектирования ускорителей, в АСЕЗР было разработано шесть прикладных модулей, и их возможности моделирования суммируются следующим образом [4]:

- Omega3P – частотный преобразователь для расчета собственных частот и затухания;
- S3P – преобразователь частотной области для вычисления рассеяния или S-параметра;
- T3P – преобразователь временной области для вычисления переходных процессов;
- Track3P – модуль отслеживания частиц для моделирования темного тока;
- Pic3P – полноволновой решатель метода частиц в ячейках для расчета поля частиц в устройствах с преобладающим пространственным зарядом;
- TEM3P – модуль для тепловых, структурных и механических расчетов собственных колебаний.

Проведем сравнительный анализ программных пакетов Sim4Life и ELCUT. Данные представлены в таблице 1.

Таблица 1 — Сравнительный анализ программных пакетов

Сравнительная характеристика	ELCUT	Sim4Life
Размерность моделируемой среды	2D (с ограниченными возможностями 3D)	3D
Включаемые решатели и их типы	Электромагнитный; Тепловой; Механический (на основе метода конечных элементов)	Электромагнитные (на основе метода конечных разностей во временной области), Тепловой, Акустический, Гидродинамический, Нейронный
Средства анализа	Визуальные картины полей, графики, таблицы и анимации на основе выбранных физических величин, поддерживает экспорт в сторонние средства анализа	Визуальные картины полей, изоповерхности, графики, таблицы, агрегированная статистика на базе международных стандартов (например, IEEE/IEC 62704-1) и анимации на основе выбранных физических величин
Библиотека готовых моделей	Нет	Поддерживает специально созданную внешнюю библиотеку человеческих фантомов с разной степенью детализации

Sim4Life является узкоспециализированной интегрированной средой и не может решать задачи квантовой физики, однако имеет широкие возможности в исследовании взаимодействия электронных устройств и биологической среды. ELCUT оптимален для проектов, где будет симуляция в плоскости. Elmer зависим от внешних средств моделирования и анализа, но представляет широкие возможности в решении физических задач. ACE3P подходит для электродинамического моделирования, однако достаточно сложен в использовании.

#### Список литературы

- [1] Дубицкий С.Д. Поднос В.Г. ELCUT – инженерная система моделирования двумерных физических полей / С.Д. Дубицкий, В.Г. Поднос // CADmaster – 2001. – №1. – С.17-21.  
 [2] Sim4Life light Reference Guide Release 5.0 / Zurich Med Tech. – Sim4Life Application and Support Team, Zurich, Switzerland, 2019.  
 [3] Sim4Life [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://zmt.swiss/sim4life/>  
 [4] Cho-Kuen Ng, Electromagnetic Modeling of Human Body Using High Performance Computing / Cho-Kuen Ng // Physics Procedia. – 2017. – №90. – С. 110.

#### Сведения об авторах

Смирнова В.В., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Камлач П.В., доцент кафедры электронной техники и технологии, кан. техн. наук, доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

#### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. Петруся Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Тел. +375 (29) 3212680  
E-mail: lera.smirnova.flok@gmail.com  
Смирнова Валерия Викторовна

#### Information about the authors

V. V. Smirnova, master's student of the Department of electronic engineering and technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Kamlach P. V., associate Professor of the Department of electronic engineering and technology, Kan. tech. associate Professor of the Belarusian state University of Informatics and Radioelectronics.

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str. 6,  
Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375 (29) 3212680  
E-mail: lera.smirnova.flok@gmail.com  
Smirnova Valeria Viktorovna

УДК004.02

**ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ОСТРОГО АППЕНДИЦИТА У ДЕТЕЙ**

КАЛИНОВСКИЙ М.Г., КАМЛАЧ П.В., СИТНИК Г.Д.

*Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники (Минск, Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Цель исследования – создать простой способ диагностики острого аппендицита у детей. Рассмотрены проблемы эффективного диагностирования острого аппендицита и экспертной системы, как способ помощи при решении этой проблемы. В статье рассматриваются алгоритм диагностики острого аппендицита, реализация его в экспертной системы и основные функции экспертной системы. Основу алгоритма составляют правила, которые хранятся в базе знаний. Правила содержат информацию реального пациента с информацией о том, был ли поставлен ему диагноз “аппендицит” или нет. Также входит общая информация и показатели общего анализа крови. Еще одним важным понятием, которое рассматривается в статье, является критерий. Критерий используется при диагностировании и может подтверждать тот или иной диагноз. Также рассматривается функционал изменений базы знаний в экспертной системе и способы защиты базы знаний от изменений. В результате создан прототип экспертной системы, который реализует алгоритм по диагностированию острого аппендицита. Эффективность данного способа диагностирования необходимо экспериментально определить. Для увеличения эффективности возможно разработка алгоритма диагностирования с использованием нейронных сетей.

**Ключевые слова:** аппендицит, экспертная система, диагностика, база знаний.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**EXPERT SYSTEM FOR DIAGNOSING ACUTE APPENDICITIS IN CHILDREN**

M.G. KALINOVKIY, P.V. KAMLACH

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)*

**Abstract.** The aim of the study is to create a simple method for diagnosing acute appendicitis in children. The effective problems of diagnostics of ostrogo dicitis and the expert system are considered as a way to help in solving this problem. The article discusses an algorithm for diagnosing acute appendicitis, its implementation in the expert system and the main functions of the expert system. The algorithm is based on rules that are stored in the knowledge base. The rule contains real patient data with information about whether he was diagnosed with appendicitis or not. Also includes general information and indicators of a complete blood count. Another important concept discussed in the article is the criterion. The criterion is used in diagnostics and can confirm a particular diagnosis. The functionality of changes in the knowledge base in the expert system and methods of protecting the knowledge base from changes are also considered. As a result, a prototype of an expert system was created that implements an algorithm for diagnosing acute appendicitis. The effectiveness of this diagnostic method must be experimentally determined. To increase efficiency, it is possible to develop a diagnostic algorithm using neural networks.

**Keywords:** appendicitis, expert system, diagnostics, knowledge base.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Введение**

Острый аппендицит является одним из самых распространённых заболеваний, требующих хирургического вмешательства. Ход протекания болезни и способы ее лечения хорошо изучены. Острый аппендицит легко поддается лечению, если вовремя обратиться за помощью. Для этого необходим эффективный и простой способ диагностики, которого до сих пор не существует. Особенно при диагностировании у детей.

Системы, помогающие в принятии решений, уже давно являются объектом изучения. Были созданы большое количество различных экспертных систем, которые предназначались для областей, в том числе и медицинской [1]. С бурным развитием нейронных сетей, появился новый и эффективный способ для построения экспертных систем. Объединение методов, которые ранее использовались для создания экспертных систем, таких как, правила [2] и нечеткая логика [3], с нейронными сетями, позволяет получить обоснование полученного результата [4].

### Описание экспертной системы

В ходе работы была создана экспертная система, помогающая определить, с какой вероятностью у пациента аппендицит. Основные критерии, которые учитывались при разработке: простота использования, программа должна предоставлять вероятность правильности полученного диагноза, способность системы предоставлять объяснение причин полученного диагноза и возможность обучение экспертной системы. Программа работает на настольных компьютерах.

Основные данные, которые используются в экспертной системе, это записи реальных случаев диагностирования у людей аппендицита и другого заболевания с похожими симптомами. В экспертной системе используются как общие данные (возраст, пол, температура, стул, сколько прошло времени до момента установления диагноза), так и данные общего анализа крови: лейкоцитоз, нейтрофилез и лимфоцитоз. Одна запись с этими данными в базе знаний [5] называется правилом. Данные вводятся в трех форматах. Некоторые данные вводят просто строкой, некоторые выбираются из доступных вариантов. Например, температура выбирается из четырех вариантов: 36,6 и ниже, от 36,7 до 37,6, от 37,7 до 38,5, и температура выше 38,5. Это помогает в дальнейшем при диагностировании. Поля, которые вводятся строкой, не участвуют в диагностировании.

Эти показатели объединяются в группы по три. Такие группы называются критериями. В табл. 1 приведены примеры некоторых критериев. Они берутся с расчетом, что между ними есть корреляция, и они помогут найти правила, которые подтверждают один из диагнозов.

**Таблица 1.** Пример критериев  
**Table 1.** Example of the criteria

Показатель 1 Indicator 1	Показатель 2 Indicator 2	Показатель 3 Indicator 3
Температура	Время	Возраст
Время	Лимфоцитоз	Возраст
Рвота	Время	Лейкоцитоз
Возраст	Лейкоцитоз	Время

Критерии используются для диагностирования. Если показатель устанавливается, как диапазон, то для поиска правил используется этот диапазон. В критериях может быть только один показатель в процентах. Для него сначала система ищет минимальное и максимальное значение показателя со всех правил, у которых совпадает два других показателя. После этого минимальное и максимальное значение используются, как диапазон для показателя. Для поиска правил используются все три показателя из критерия. Все найденные правила группируются по диагнозу. Для диагноза с максимальным количеством правил считаем, что этот критерий подтверждает его. Такой алгоритм выполняется для всех критериев. В результате можно получить несколько групп критериев, которые подтверждают различные диагнозы. Просуммировав критерии с учетом их веса, получаем вероятность полученных диагнозов. Также система выводит критерии и диагнозы, которые они подтверждают, что дает возможность понять, почему был получен такой диагноз.

В экспертной системе создана возможность пополнять базу знаний, то есть создавать, изменять или удалять правила. Для создания достаточно ввести показатели пациента, имя правила и поставленный диагноз. Но также в программе предусмотрена возможность импорта данных файла. Одним из популярных форматов, с которым может работать многие программы, является csv. Такой формат данных используют многие программы, работающие с приборами, которые делают анализ крови. Что позволяет не вводить эти данные руками, тем самым уменьшая шанс ошибки при вводе данных. В дальнейшем есть возможность добавить поддержку других форматов, специфичных для определенных приборов анализа крови. База знаний является важной частью экспертной системы, испортив которую, экспертная система становится бесполезной. Поэтому было принято добавить проверку доступа при попытке воспользоваться функционалом по редактированию базы знаний. У каждого копии программы встроен свои уникальные логин и пароль [6]. Они зашифрованы с допол-

нительной строкой, соль [7], которая усложняет возможность взлома. Этот логин и пароль получит пользователь системы. Ему необходимо будет ввести их единой строкой, при попытке получить доступ к функционалу изменения базы знаний. После этого, программа попросит ввести новый логин и пароль, эти значения и будут затем использоваться при доступе к функционалу изменения базы знаний.

Диагностирование для пользователя практически не отличается от создания правила: также вводятся информация о пациенте, исключая диагноз и имя правила. Затем, как уже упоминалось, программа проводит диагностирование и выводит диагнозы, отсортированные по их вероятностям. При диагностировании также есть возможность импорта данных из файла.

### **Заключение**

Создан прототип экспертной системы для диагностирования острого аппендицита у детей. Диагностирование основано на основных показателях пациента, процесс простой и быстрый. Изменение базы данных защищено паролем, а для ускорения ввода данных есть функция импорта данных из файла. Эффективность данного способа диагностирования необходимо экспериментально определить. Для увеличения эффективности возможно разработка алгоритма диагностирования с использованием нейронных сетей.

### **Список литературы**

1. Avon Barr, Handbook of Artificial Intelligence / Barr Aron. – Stanfor University: Computer Science Department, 1979. – 762 с.
2. Rajdeep Borgohain, Sugata Sanyal. Rule Based Expert System for Diagnosis of Neuromuscular Disorders. ArXiv. 2012.
3. Michael Negnevitsky, Artificial Intelligence. A Guide to Intelligent Systems / Negnevitsky Michael. – Addison-Wesley, 2005. – 435 с.
4. Viral Nagori, Bhushan Trivedi. Types of Expert System: Comparative Study. Asian Journal of Computer and Information Systems. 2014; 02(02): ISSN: 2321-5658.
5. Haocheng Tan. A brief history and technical review of the expert system research. IOP Conference Series Materials Science and Engineering. 2017.
6. Michal Trnka, Tomas Cerny, Nathaniel Stickney. Survey of Authentication and Authorization for the Internet of Things. Hindawi: Security and Communication Networks. 2018.
7. Simson Garfinkel, Gene Spafford. Practical UNIX and Internet Security. 3rd Edition. O'Reilly Media, Inc; 2003.

### **References**

1. Avon Barr, Handbook of Artificial Intelligence / Barr Aron. – Stanfor University: Computer Science Department, 1979. – 762 с.
2. Rajdeep Borgohain, Sugata Sanyal. Rule Based Expert System for Diagnosis of Neuromuscular Disorders. ArXiv. 2012.
3. Michael Negnevitsky, Artificial Intelligence. A Guide to Intelligent Systems / Negnevitsky Michael. – Addison-Wesley, 2005. – 435 с.
4. Viral Nagori, Bhushan Trivedi. Types of Expert System: Comparative Study. Asian Journal of Computer and Information Systems. 2014; 02(02): ISSN: 2321-5658.
5. Haocheng Tan. A brief history and technical review of the expert system research. IOP Conference Series Materials Science and Engineering. 2017.
6. Michal Trnka, Tomas Cerny, Nathaniel Stickney. Survey of Authentication and Authorization for the Internet of Things. Hindawi: Security and Communication Networks. 2018.
7. Simson Garfinkel, Gene Spafford. Practical UNIX and Internet Security. 3rd Edition. O'Reilly Media, Inc; 2003.

### **Вклад авторов**

Все авторы в равной степени внесли вклад в написание статьи.

### **Authors contribution**

All authors equally contributed to the writing of the article.

**Сведения об авторах**

Калиновский М.Г., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Камлач П.В., канд. техн. наук, доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Ситник Г.Д., кандидат медицинских наук, доцент

**Адрес для корреспонденции**

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. Петруся Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Тел. +375 (44) 4961190  
E-mail: marsik33333@gmail.com  
Калиновский Максим Геннадьевич

**Information about the authors**

Kalinovskiy M.G., undergraduate student of the Department of Electronic Engineering and Technology, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Kamlach P.V., Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Sitnik G.D., Candidate of Medical Sciences, Associate Professor

**Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki str. 6,  
Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics  
tel. +375 (44) 4961190  
E-mail: marsik33333@gmail.com  
Kalinovskiy Maksim Gennadievich

УДК 611.3, 004.021

## МЕТОДИКА ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКОЙ СЕГМЕНТАЦИИ ЖЕЛУДКА НА КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МОДУЛЕЙ ПРОГРАММНОГО ПАКЕТА 3DSLISER

КОСАРЕВА А.А., КАМЛЯЧ П.В., КОВАЛЕВ В.А.

*УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»*

**Аннотация.** В статье представлена методика сегментации желудка на изображения абдоминальной компьютерной томографии. Актуальность исследования объясняется сложностью сегментации желудка, в связи с вариативностью его плотностей внутренних тканей и полостей. Сегментация желудка вручную занимает большое количество времени у специалиста-радиолога, возникает задача автоматизации процесса сегментации. Предлагаемая методика позволяет сегментировать желудок полуавтоматически, выделяя 13% ключевых слоёв с использованием функции выделения пикселей одной плотности. В основе методики используется алгоритм морфологической интерполяции, позволяющий заполнять пространство между выделенными срезами. Определена зависимость точности сегментации от количества ключевых слоёв. Доказано, что при выделении 8 ключевых слоёв сохраняется необходимая для исследования точность моделирования, равная 95%.

**Ключевые слова:** Сегментация изображений, желудок, компьютерная томография, 3D Slicer

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## SEMI-AUTOMATIC STOMACH SEGMENTATION METHOD USING 3D SLISER SOFTWARE MODULES

KOSAREVA A.A. KAMLACH P.V. KOVALEV V.A.

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics*

**Abstract.** The article presents a method of stomach segmentation in abdominal computed tomography images. The relevance of the study is explained by the complexity of stomach segmentation, due to the variability of its density of internal tissues and cavities. Manual gastric segmentation takes radiologists a lot of time, so the task of automating the segmentation process arises. The proposed technique allows semi-automatic stomach segmentation, highlighting 13% of the key layers by separating same density pixels. The technique is based on the algorithm of morphological interpolation, that allows filling the spaces between the selected slices. The segmentation accuracy dependence on the number of key layers has been determined. It has been proven that when 8 key layers are selected, the modeling 95% accuracy



required for research is maintained.

**Keywords:** Images segmentation, stomach, computer tomography, 3D Slicer

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### **Введение**

При работе со снимками компьютерной томографии специалист-радиолог вынужден вручную сегментировать желудок на срезах, так как предоставляемое с аппаратом КТ программное обеспечение не позволяет автоматически его сегментировать. Желудок неоднороден и состоит из тканей разной плотности, жидкостей, газовых пустот, что существенно усложняет задачу автоматической сегментации. При выделении вручную врачи вынуждены проделать масштабную монотонную работу, так как одна серия абдоминальной компьютерной томографии заминает в районе пятисот срезов, на шестидесяти из которых можно различить фрагменты желудка. Работа с такими медицинскими данными затрачивает много рабочего времени, в частности при большом потоке пациентов. В данной работе предложена методика полуавтоматической сегментации, позволяющая упростить процесс выделения желудка и нахождения его объемов для дальнейшего планирования лечения.

### **Этапы сегментации КТ-изображений**

Предлагаемый алгоритм сегментации содержит следующие этапы:

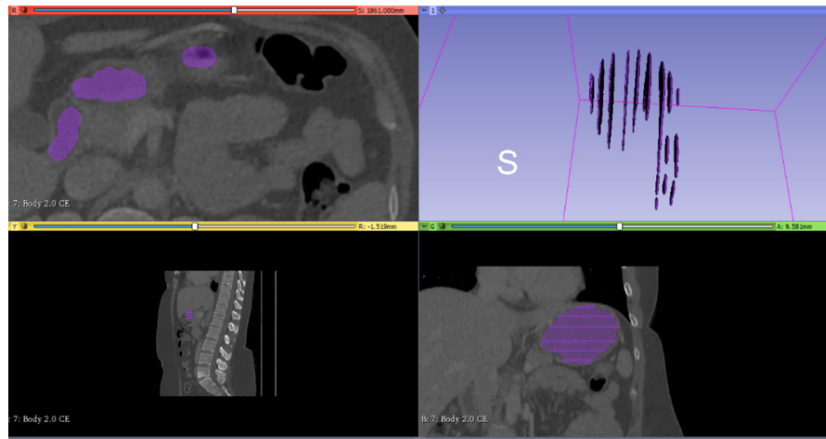
1. Подготовка изображений для сегментации, фильтрация для устранения шумов и артефактов (в нашем случае мы работали с отфильтрованными изображениями, фильтрация происходила на этапе работы прилагаемого к томографу программного обеспечения);
2. Мануальная или полуавтоматическая сегментация восьми ключевых слоёв;
3. Обработка полученных сегментов с помощью операции морфологического открытия с ядром структурного элемента шириной 2 мм;
4. Применения инструмента морфологической интерполяции для заполнения пространства между срезами;
5. Сглаживание поверхности с использованием функции Гаусса со значением стандартного отклонения 1мм.

### **Описание этапов методики сегментации желудка**

Предлагается использование методики полуавтоматической сегментации желудка по результатам КТ и КТ-ангиографии с использованием модулей программного пакета 3DSlicer [1].

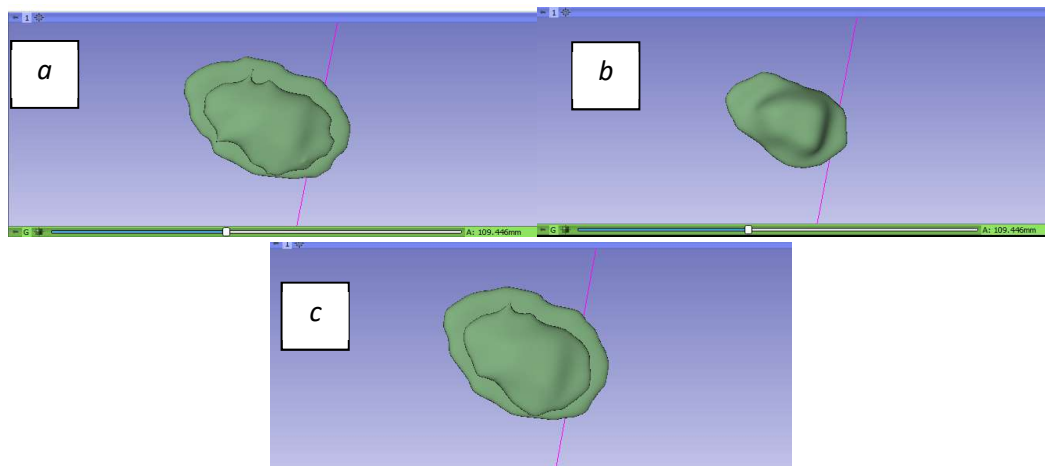
Первый шаг методики представляет собой загрузку срезов компьютерной томографии с использованием формата DICOM.

На втором шаге врачу-радиологу предлагается вручную выделить ключевые срезы. Ключевым срезом называется срез резкого изменения формы. Целью конечного исследования являлась сегментация желудка, поэтому основными ключевыми срезами были выбраны места разделения формы органа на сагиттальном слое абдоминальной серии снимков компьютерной томографии. Физиологически ключевые слои – переход формы тела желудка от антрального отдела в сторону дна желудка. Согласно предлагаемой методике желудок на ключевых срезах сегментируются с помощью функции «Drawing» или с помощью функции «Level Tracing» плагина «Segment Editor». Данная функция позволяет определять контур выделения при перемещении мыши. Контур выделяется там, где все пиксели имеют то же значение плотности поглощения рентгеновского излучения тканью, что и текущий фоновый пиксель. Щелчок левой кнопкой мыши применяет этот контур к карте меток. На рис.1 изображено моделирование ключевых слоёв.



**Рис.1** Выделение ключевых слоёв на КТ-изображениях

Следующий шаг методики – обработка полученных сегментов с помощью операции морфологического открытия [2]. Данный вид фильтрации показал преимущество перед медианной при оценке точности сегментации 2D слоёв. Морфологическое открытие применяется до морфологического интерполирования, так как это позволяет отсечь одиночно-пиксельные выбросы и улучшает коррелируемость между двумя слоями. Опытным путём было установлено, что ядро структурного элемента при морфологическом открытии должно составлять 2 мм. При большем параметре сглаживания терялся процент точности сегментации (Рис.2).

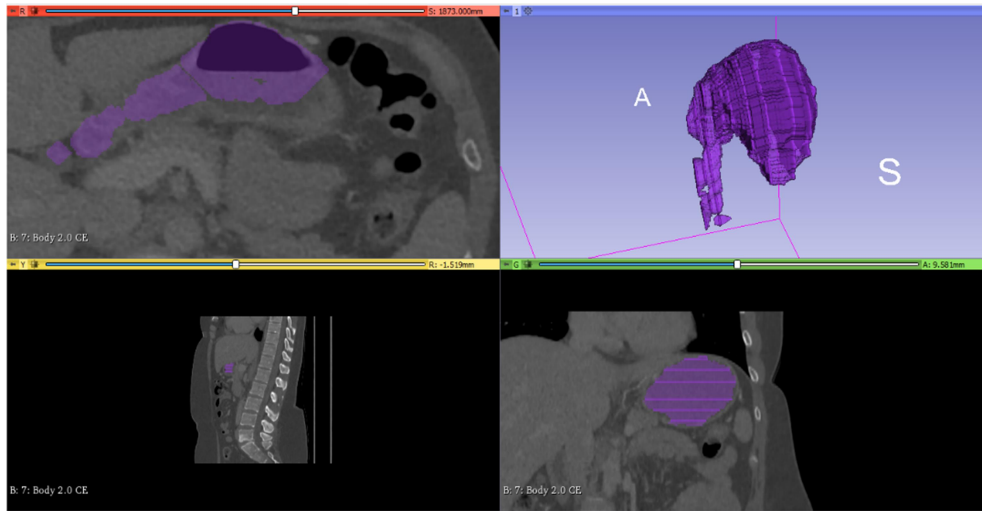


*a* - Сегмент до применения фильтрации; *b* - Результат применения медианного фильтра с окном 3 мм; *c* - Результат применения фильтра с окном 2 мм

**Рис. 2.** Пример сглаживания полученного изображения

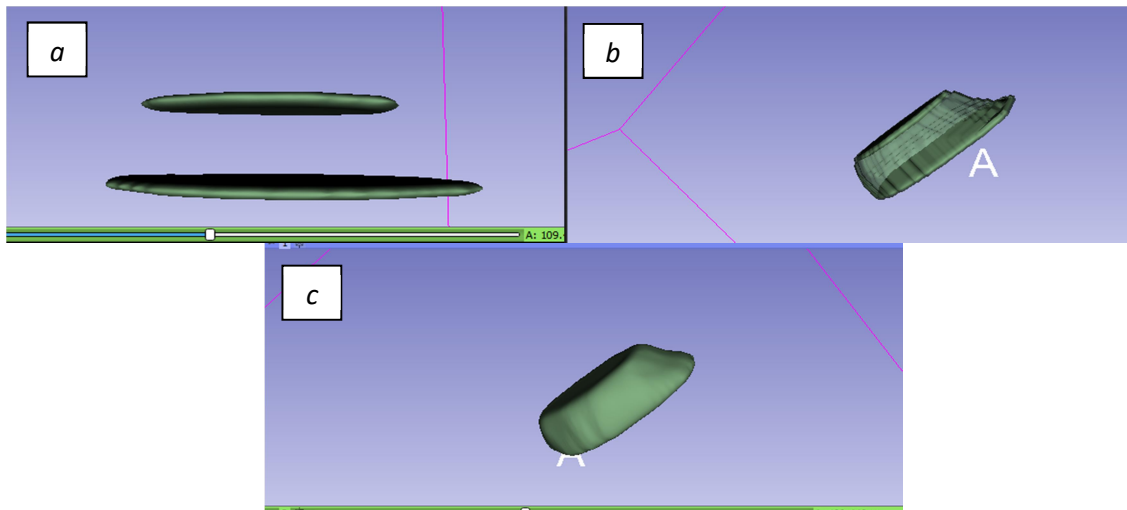
После сглаживания ключевых срезов необходимо заполнить пространство между ними с использованием морфологической интерполяции [3] в этом помогает инструмент «Fill between slices». Результатом работы данного модуля является воссоздание отсутствующей формы между отдельными слоями (Рис. 3). Алгоритм интерполяции создает последовательность перехода, используя два параллельных процесса деформации, основанных на итеративном условном расширении. Первый процесс преобразует пересечение  $A \cap B$  в регион  $A$  используя  $IA$  итеративное условное расширение, с  $A$  в качестве исходного элемента и структурирующего элемента. Второй процесс преобразует пересечение области  $A \cap B$  в регион  $B$ , используя  $IB$  итеративное условное расширение и структурирующим элементом  $K$ . Математическое описание этих двух процессов можно представить следующим образом:

$$dilatcond(A \cap B; A; i) = (A \cap B) \oplus^i_{AK}, i = 1, \dots, l_A, \quad (1)$$



**Рис. 3** Результат автоматического заполнения между ключевыми срезами

После авто заполнения необходимо сгладить получившийся объём для нивелирования погрешностей интерполяции. Для решения этой задачи используется функция «Smoothing» (рис. 4). Данная функция реализует сглаживание выбранной карты меток попиксельно. Было определено, что оптимальное значение стандартного отклонения фильтра равно 1.



*a* - два среза для заполнения, пропущены 7 срезов; *b* - заполнение срезов; *c* - сглаживание краёв с помощью фильтра Гаусса.

**Рис. 4.** Пример применения функции «Smoothing»

#### Оценка количества ключевых слоёв

Было оценено количество ключевых слоёв, необходимых для моделирования с точностью  $\epsilon$  меньше 95%. Для этого была выбрана серия снимков компьютерной томографии абдоминальной КТ, содержащая 506 слоёв, на 60 из которых просматривался желудок. Были составлены модели по 3,4,5,6,7, слоям. Точность сегментации оценивалась как отношение объема построенной полуавтоматически модели к объему модели, полученной при ручной сегментации специалистом-радиологом. За 100% точности был взят объём, выделенный вручную на всех 60 срезах. В таблице 1 представлены значения точности модели при исходном количестве разных ключевых слоёв.

**Таблица 1.** Процент точности моделирования при разном количестве слоёв

Кол-во слоёв	3	4	5	6	7	60
Точность сегментации	0,69	0,84	0,85	0,93	0,93	1

Была интерполирована зависимость точности сегментации от количества ключевых слоёв. Наиболее оптимальным решением оказалась интерполяция степенной функцией:

$$y = bx^a + c, \quad (2)$$

где  $a$ ,  $b$  – неизвестные коэффициенты.

Прологарифмировав уравнение, получим:

$$\lg(y) = \lg(b) + a \cdot \lg(x) \quad (3)$$

Введем обозначения:  $Y=\lg(y)$ ,  $B=\lg(b)$ ,  $A=a$ ,  $X=\lg(x)$ . Уравнение решается по методу наименьших квадратов:

$$F = \sum_{i=1}^n (Y_i - (B + A \cdot X_i))^2 \rightarrow \min_x \quad (4)$$

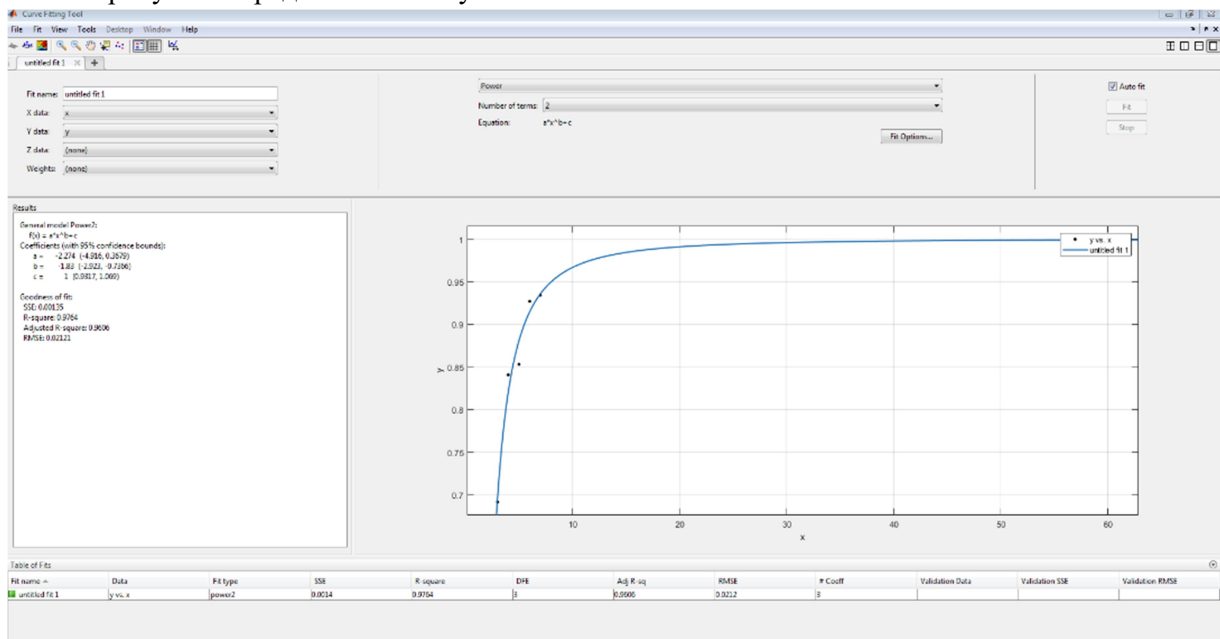
Вычисление коэффициентов проведём по формулам [5]:

$$A = \frac{n \cdot \sum_{i=1}^n (Y_i \cdot X_i) - \sum_{i=1}^n Y_i \cdot \sum_{i=1}^n X_i}{n \cdot \sum_{i=1}^n X_i^2 - (\sum_{i=1}^n X_i)^2}, B = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i - A \sum_{i=1}^n X_i}{n} \quad (5)$$

В нашем случае полученное уравнение приняло вид:

$$y = -2.274x^{-1.83} + 1 \quad (6)$$

На рисунке 4 представлена полученная зависимость:

**Рис. 5** Интерполяция зависимости точности моделирования от количества ключевых срезов

### Заключение

Была предложена и оценена методика сегментации желудка по изображениям абдоминальной КТ с использованием модулей и функций программного пакета 3DSlicer. Данная методика позволяет оптимизировать процесс обработки снимаемых серий, упрощает работу оператора-радиолога, сохраняя точность сегментирования, равную 95%. Полученные результаты теоретических исследований обладают практической значимостью для исследований в области бариатрической хирургии, упрощает процесс оценки объема желудка и планирования лечения.

### Список литературы

1. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. Magnetic Resonance Imaging / A. Fedorov, [et al.] – 2012 Nov;30(9):1323-41. PMID: 22770690.

2. Ласьков, В.В., Симонов Е.Н. Методы фильтрации изображений в рентгеновской компьютерной томографии. Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия: Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника / В.В. Ласьков, Е.Н. Симонов – 2014.

3. nD morphological contour interpolation / D. Zukic, [et al.] – September 9, 2016.

#### Сведения об авторах

Косарева А.А., ассистент каф. ЭТТ, БГУИР  
 Камлач П.В., доцент каф. ЭТТ, БГУИР, канд. тех. наук  
 Ковалёв В.А. доцент, канд. тех. наук, зав. лабораторией анализа биомедицинских изображений ОИПИ НАН Беларуси

#### Information about the authors

Kosareva A.A., assistant of the department. ETT, BSUIR  
 Kamlach P.V., PhD, associate professor of the department. ETT, BSUIR  
 Kovalev V.A., PhD, Head of Biomedical Image Analysis Department, United Institute of Informatics Problems, Belarus National Academy of Sciences

#### Адрес для корреспонденции

e-mail: kosareva@bsuir.by  
 Косарева Александра Андреевна

#### Address for correspondence

e-mail: kosareva@bsuir.by  
 Kosareva Aleksandra Andreevna

УДК 004.43

### ПРИМЕНЕНИЕ ЯЗЫКА ПРОГРАММИРОВАНИЯ PYTHON В МЕДИЦИНЕ

ФЕКЛЕНКОВА П.А., ЛАГУЦКИЙ И.А., КАМЛАЧ П.В.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники*

**Аннотация.** В данной статье рассмотрены основные направления применения программирования для решения различных задач в медицинской сфере на примере языка программирования Python. Показано, что данный язык программирования используется для решения разноплановых задач как для организации функционирования медицинской системы в целом, так и для обработки медико-биологических данных. Python нашел применение в интерактивной обработке больших медико-биологических данных как язык программирования, позволяющий достаточно несложно организовать систему классификации результатов исследований пациента. Также для медицинской сферы существует множество мобильных приложений, служащих как для отслеживания активности в течение дня, исследования фаз сна, контроля питания и приема лекарственных препаратов, так и для измерения медико-биологических параметров как с помощью встроенного в мобильный телефон функционала, так и с помощью дополнительных датчиков, которые могут разрабатываться на Python. Программирование, в том числе и на языке Python, вносит большой вклад в развитие медицины в качестве инструмента для обработки различных исследований. Это связано и с обработкой всевозможных изображений медицинских исследований, таких как ультразвуковое, рентгеновское, магнитно-резонансная томография, компьютерная томография и так далее, и с возможностью использовать специально разработанные модули для выявления злокачественных клеток в биологическом материале. Также с использованием программного обеспечения, разработанного в том числе и с помощью языка программирования Python, становится возможным более точное прогнозирование результатов лечения для пациентов. И отдельную нишу занимают специально разработанные программные комплексы, предназначенные как для конструирования различных протезов, необходимых пациенту, так и для моделирования их функциональности.

**Ключевые слова:** программирование, хранение данных, визуализация, обработка изображений.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

### APPLICATION OF THE PYTHON PROGRAMMING LANGUAGE IN MEDICINE

POLINA A. FEKLENKOVA, ILYA A. LAGUTSKIY

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics*

**Abstract.** In this article the main directions of programming application for solution of various tasks in medical sphere are considered on the example of Python programming language. It is shown that this programming language is used to solve various tasks both for the organization of the medical system as a whole and for the processing of medical and biological data. Python has found application in the interactive processing of large medical and biological data as a programming language that allows you to easily organize a system of classification of patient research results. Also for the

medical sphere there are many mobile applications serving both for monitoring activity during the day, sleep phase research, nutrition control and medication taking, and for measuring medical and biological parameters both with the help of built-in cell phone functionality, and with the help of additional sensors that can be developed on Python. Programming, including the Python language, makes a greater contribution to the development of medicine as a tool for processing various researches. This is also due to the processing of all kinds of images of medical examinations, such as ultrasound, X-ray, magnetic resonance imaging, computer tomography, etc., and the ability to use specially designed modules to detect cancer cells in biological material. Also with the use of software developed also with the help of the Python programming language, it is possible to predict the results of treatment for patients more accurately. And a separate niche is occupied by specially developed software packages designed both for the construction of various prostheses needed by the patient and for modeling their functionality.

**Keywords:** programming, data storage, visualization, image processing.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Разработки, построенные на пересечении различных сфер деятельности человека, пользуются все большим коммерческим успехом. Не является исключением и пересечение таких сфер как медицина и информационные технологии. В первую очередь это связано непосредственно с парадигмами развития технологий, такими как:

1 Быстрота. Абсолютно вся обработка медико-биологических параметров человека ускоряется. Так, например, благодаря современным устройствам является доступным снятие той же самой электрокардиограммы в домашних условиях с использованием мобильного телефона, с установленным специальным приложением, и несколькими электродами. После проведения данной процедуры все данные могут быть обработаны и отправлены лечащему врачу за считанные секунды.

2 Уменьшение размеров. Благодаря развитию современных технологий и непосредственно развитию информационной сферы все устройства, с помощью которых проводится мониторинг и диагностирование, уменьшаются в размерах.

3 Удешевление. Современные методы и способы диагностики диктуют правило того, что чем точнее будет проведено комплексное исследование, тем меньше их может понадобится в дальнейшем, как для подтверждения первоначального результата, так и для выполнения ряда тестов, которые можно совместить непосредственно в один комплекс. Удешевление нацелено также на то, что чем раньше будет выявлено заболевание, тем меньше средств необходимо будет на его лечение в более поздних стадиях развития. Таким образом это ведет к тому, что медицинские исследования могут иметь более предупредительный характер.

4 Качество. При введении более дешевых и быстрых методов диагностики становится возможным переход к персонализированной медицине, которая основывается на геноме человека.

Достижение всех целей, способствующих более продуктивной медицине реально при использовании быстроразвивающихся информационных технологий. Одним из самых популярных языков программирования, нашедшим применение и в медицинской сфере, по праву является Python. Это высокоуровневый язык программирования общего назначения, ориентированный на повышение производительности разработчика и читаемости кода. Основные архитектурные черты – динамическая типизация, автоматическое управление памятью, полная интроспекция, механизм обработки исключений, поддержка многопоточных вычислений, высокоуровневые структуры данных. Поддерживается разбиение программ на модули, которые, в свою очередь, могут объединяться в пакеты.

### Основная часть

Для Python существует множество различных библиотек, расширяющих возможность использования данного языка для любых задач. Таким образом ниже будут рассмотрены основные направления использования языка программирования Python и некоторые библиотеки, позволяющие эффективно его использовать для любых задач, необходимых в медицинской практике.

1 Интерактивная обработка больших объемов медико-биологических данных. Одно из самых простых применений языка Python в медицинских целях – это поддержание баз данных. Для Python

принята спецификация программного интерфейса к базам данных DB-API 2 и разработаны соответствующие этой спецификации пакеты для доступа к различным СУБД: Oracle, MySQL, PostgreSQL, Sybase, Firebird (Interbase), Informix, Microsoft SQL Server и SQLite. Электронный документооборот – это то, к чему стоит переходить в кратчайшие сроки. Благодаря введению базы данных пациентов становится возможным осуществлять доступ к истории болезни человека вне зависимости от того, где была создана личная карта пациента и какой именно специалист желает получить информацию. Наличие базы данных также позволяет осуществлять как автоматическое информирование пациентов о результатах анализов по СМС или email, так и введение какой-либо обратной связи с медицинским учреждением. Также широкая база данных позволяет систематизировать данные исследований, что в дальнейшем напрямую ведет к улучшению качества обслуживания.

2 Мобильные технологии. На сегодняшний день существует бесчисленное множество мобильных приложений. Отдельную нишу занимают приложения, так или иначе связанные с медициной. Это и приложения, отслеживающие активность в течение дня, исследующие фазы сна, помогающие следить за питанием и приемом лекарственных препаратов, так и те, что позволяют измерять медико-биологические параметры как с помощью встроенного в мобильный телефон функционала, так и с помощью дополнительных датчиков. Например, уже существуют глюкометры, использующие мобильный телефон ради дисплея и для мгновенной отправки показаний на станцию учреждения здравоохранения. Отдельного внимания заслуживает стетоскоп HeartBuds, представляющий собой мини-атюрное устройство, которое можно подключить к телефону с использованием специального мобильного приложения. Данный стетоскоп описывается как портативное устройство, позволяющего мгновенно отслеживать сердечные ритмы и благодаря разработанному программному обеспечению сохранять все данные, вести статистику и отправлять необходимые параметры лечащему врачу. Примеров портативных устройств, осуществляющих свою работу благодаря мобильным приложениям, множество и благодаря языкам программирования, в том числе и Python, разработка таких устройств упрощается, что влияет на большую мобильность всей системы здравоохранения в целом.

3 Самообучающиеся системы. В здравоохранении самообучающиеся системы предоставляют возможность систематизировать множество данных и осуществлять предсказания для пациента, основанные на предыдущем опыте. Это связано с обучением и использованием специальных нейросетей. Благодаря их применению возможны такие исследования как определение раковых клеток в биоматериале, реконструкция внутренних органов по изображению магнитно-резонансной томографии, постановка диагноза и прогнозирование результата лечения по различным исследованиям (как ультразвуковое исследование, рентген и т.п.).

Для создания и обучения нейросетей на языке Python существует ряд специальных библиотек, таких как Theano, TensorFlow и Keras.

Theano представляет собой препроцессор на языке типа python для системы вычислений с многомерными массивами данных (тензорами), сочетающей в себе математические пакеты Mathematica и MATLAB.

TensorFlow – открытая программная библиотека для машинного обучения, разработанная компанией Google для решения задач построения и тренировки нейронной сети с целью автоматического нахождения и классификации образов, достигая качества человеческого восприятия. Применяется как для исследований, так и для разработки собственных продуктов Google.

Keras – открытая нейросетевая библиотека, написанная на языке Python. Нацелена на оперативную работу с сетями глубинного обучения, при этом спроектирована так, чтобы быть компактной, модульной и расширяемой. Keras предоставляет высокоуровневый, более интуитивный набор абстракций, который делает простым формирование нейронных сетей, независимо от используемой в качестве вычислительного бэкенда библиотеки научных вычислений. Эта библиотека содержит многочисленные реализации широко применяемых строительных блоков нейронных сетей, таких как

слои, целевые и передаточные функции, оптимизаторы, и множество инструментов для упрощения работы с изображениями и текстом.

Благодаря развитию нейросетей становится посильным решение таких задач как выявление новообразований на снимках исследований и в биоматериале. В настоящее время активно ведется разработка модулей, позволяющих достаточно точно выявлять раковые клетки в биологическом образце пациента. Это достигается путем многократной обработки данных нейросетями, предназначенными для разных целей, но в целом образующих единую технологию с достоверным результатом.

Исследование медико-биологических данных подразумевает обработку большого количества информации. Для этого широко используются такие программные средства, которые предназначены для быстрых математических вычислений. Одним из них является пакет прикладных программ MATLAB, который предоставляет пользователю большое количество (несколько сотен) функций для анализа данных, покрывающие практически все области математики. Наряду с тем язык программирования Python является очень близким по функционалу к MATLAB при использовании пакета программа Python (x, y), а также с такими библиотеками как NumPy, SciPy и matplotlib.

Python (x, y) – дистрибутив свободного научного и инженерного программного обеспечения для численных расчётов, анализа и визуализации данных на основе языка программирования Python и большого числа модулей (библиотек). Также включает привязки для построения графических интерфейсов, научно-ориентированную интегрированную среду разработки и большое количество модулей, в том числе для обработки массивов, машинного обучения, визуализации данных.

NumPy – библиотека с открытым исходным кодом для языка программирования Python, предоставляющая такие возможности как поддержка многомерных массивов (включая матрицы) и поддержка высокоуровневых математических функций, предназначенных для работы с многомерными массивами. Библиотека NumPy предоставляет реализации вычислительных алгоритмов (в виде функций и операторов), оптимизированные для работы с многомерными массивами. В результате любой алгоритм, который может быть выражен в виде последовательности операций над массивами (матрицами) и реализованный с использованием NumPy, работает так же быстро, как эквивалентный код, выполняемый в MATLAB.

SciPy – библиотека для языка программирования Python с открытым исходным кодом, предназначенная для выполнения научных и инженерных расчётов, предоставляющая такие возможности как поиск минимумов и максимумов функций; вычисление интегралов функций; поддержка специальных функций; обработка сигналов; обработка изображений; работа с генетическими алгоритмами; решение обыкновенных дифференциальных уравнений и другие.

Matplotlib – библиотека на языке программирования Python для визуализации данных двумерной (2D) графикой (3D графика также поддерживается). Получаемые изображения могут быть использованы в качестве иллюстраций в публикациях. Пакет поддерживает многие виды графиков и диаграмм, например, графики, диаграммы разброса, столбчатые диаграммы и гистограммы, круговые диаграммы, ствол-лист диаграммы, контурные графики, поля градиентов, спектральные диаграммы. Пользователь может указать оси координат, решетку, добавить надписи и пояснения, использовать логарифмическую шкалу или полярные координаты. Несложные трёхмерные графики можно строить с помощью встроенного набора инструментов. Есть и другие наборы инструментов: для картографии, для работы с Excel, утилиты для GTK и другие.

### **Заключение**

Таким образом можно говорить о том, что язык программирования Python безусловно подходит для решения многих задач, поставленных в медицинской практике, начиная от организации системы и заканчивая исследованием биологического материала и постановкой диагноза пациента, основываясь на вводных параметрах и предыдущем опыте.



**Список литературы**

1. Collins FS, Varmus H: A new initiative on precision medicine. *N Engl J Med.* 2015;372(9):793–795. DOI: 10.1056/NEJMp1500523
2. Cock PJ, Antao T, Chang JT : Biopython: freely available Python tools for computational molecular biology and bioinformatics. *Bioinformatics.* 2009;25(11):1422–1423. DOI: 10.1093/bioinformatics/btp163

**References**

1. Collins FS, Varmus H: A new initiative on precision medicine. *N Engl J Med.* 2015;372(9):793–795. DOI: 10.1056/NEJMp1500523
2. Cock PJ, Antao T, Chang JT : Biopython: freely available Python tools for computational molecular biology and bioinformatics. *Bioinformatics.* 2009;25(11):1422–1423. DOI: 10.1093/bioinformatics/btp163

**Сведения об авторах**

Фекленкова П.А., магистрант Учреждения образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», инженер сектора регулировки, испытаний и ремонта УП «АТОМТЕХ».

Лагуцкий И.А., магистрант Учреждения образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», инженер сектора ядерной электроники УП «АТОМТЕХ».

Камлач П.В., канд. техн. наук, доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

**Information about the authors**

Feklenkova P.A. Master's Degree Student of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, adjusting, testing and repair department engineer, ATOMTEX SPE.

Lagutskiy I.A., Master's Degree Student of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, nuclear electronics department engineer, ATOMTEX SPE.

Kamlach P.V., Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

**Адрес для корреспонденции**

220005, Республика Беларусь, Минск,  
ул. Гикало, 5  
УП «АТОМТЕХ»  
+375336646742 МТС  
e-mail: polina.feklenkova@yandex.by  
Фекленкова Полина Александровна

**Address for correspondence**

220005, 5 Gikalo st., Minsk, Belarus  
ATOMTEX SPE  
tel. +375336646742 MTS  
e-mail: polina.feklenkova@yandex.by  
Polina Feklenkova

## OBTAINING SILVER BACTERICIDAL LAYERS ON SURFACE OF POROUS MATRIXES FROM ANODIC ALUMINA BY CHEMICAL DEPOSITION

<sup>1</sup>IGOR A. VRUBLEVSKY, <sup>1</sup>ALEKSANDR K. TUCHKOVSKY, <sup>1</sup>NIKITA V. LUSHPA,  
<sup>2</sup>LAM. D. TRAN, <sup>2</sup>VU G. PHAM

<sup>1</sup>*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)*

<sup>2</sup>*Institute for Tropical Technology, Vietnam Academy of Science and Technology (Hanoi, Vietnam)*

**Abstract.** Silver films due to such properties as high electrical and thermal conductivity, high corrosion resistance and antibacterial properties are now widely used in biomedical technique and biotechnology. At present work was investigated the processes of chemical deposition of silver nanoparticles into a porous matrix of anodic aluminum oxide with nanosize pores. According to the results obtained, the process of chemical deposition of silver particles on porous anodic alumina with preliminary impregnation of Sn (II) ions was proposed. The extended surface of the obtained nanocomposite film provides high bactericidal effect and can be used for water disinfection.

**Keywords:** Silver particles; bactericidal layer; porous anodic aluminum; chemical deposition; water disinfection.

**Conflict of interests.** The author (-s) declare no conflict of interests.

**Gratitude.** The authors gratefully acknowledge the research fund from Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research No. F19VTNG-001 and Vietnam Academy of Science No. QTBY 01.03/19-20.

### Introduction

Silver films due to such properties as high electrical and thermal conductivity, high corrosion resistance and antibacterial properties are now widely used in biomedical technique and biotechnology. Thin layers of silver are used to manufacture biomedical measuring electrodes. New designs of dry electrodes based on silver nanowires for electrocardiography have been proposed. The process of electrode manufacturing by including silver nanoparticles into the polymer matrix is described in [1]. The processes of obtaining and properties of silver nanoparticles are also intensively studied due to their wide range of biomedical properties: antimicrobial [2], antitumor [3], antifungal [4] and photocatalytic [5].

At present, various mechanisms have been proposed to explain the increased chemical activity of silver particles with respect to microorganisms contained in water. In [6] a catalytic mechanism of water disinfection by silver applied to the surface of aluminum oxide powder under ultraviolet irradiation is described. The adsorption mechanism of water disinfection with silver [7] has also been proposed. Cell membrane consists of special proteins - glycoproteins or polypeptides connected by amino acids. Silver, interacting with external peptidoglycans, inhibits their ability to transmit oxygen inside the bacterium cell, which leads to the death of the microorganism.

One of the applications of silver nanoparticles in medicine is the fabrication of composites based on them, allowing the use of the complex effect of a composite with inclusions of silver nanoparticles. It is known that disperse silver particles are the most effective for disinfection. A promising approach in this direction is to obtain silver particles by deposition of silver in nanoporous templates. Porous templates based on anodic aluminum oxide have a great advantage for this technology. It is known that porous anodic aluminum oxide films are characterized by a highly ordered porous structure and the possibility of controlled self-organized growth [8]. The introduction of metallic silver particles into porous channels leads to the formation of particles with dimensions determined by the nanopore diameter.

The aim of this work was to investigate the processes of chemical deposition of silver nanoparticles into a porous matrix of anodic aluminum oxide with nanosize pores.

### Experimental

Aluminum foil (99.9% purity) with thickness of 100 microns was used for obtaining porous matrixes. Porous anodic alumina films were formed in galvanostatic anodizing mode with current density of 1 A/dm<sup>2</sup> in 20% aqueous solution of sulfuric acid at 15 °C during 50 min. The film thickness of the anodic alumina formed in this mode was 10±1 microns. Thickness was measured by means of eddy-current BT30N thickness meter. For chemical deposition of silver nanoparticles, a two-stage process was used. The first stage involved preliminary formation of catalytically active crystallization centers of Sn<sup>2+</sup> on the surface of anodic aluminum oxide to induce precipitation of silver nanoparticles from solutions. The working solution was 0.33 M SnSO<sub>4</sub>, processing time was one minute. At the second stage, chemical deposition of silver nanoparticles on activated surface of anodic oxide in a solution containing 7.2 g/l AgNO<sub>3</sub>, 15.0 ml/l NH<sub>4</sub>OH, 2.5 g/l Glucose and 1.0 ml/l formalin was performed. The pH of the solution was about 10. The reaction of silver deposition on tin (II) was initiated on such activated surface. The deposition time in experiments was varied from 5 to 30 min.

Specific surface resistance of silver precipitated layer on the surface of anodic alumina was measured by means of the four-probe method on ISO-3m. To assess the efficiency of silver nanoparticles deposi-

tion in different modes, the breakdown voltage between the metallized surface and the aluminum base was measured.

### Results and discussion

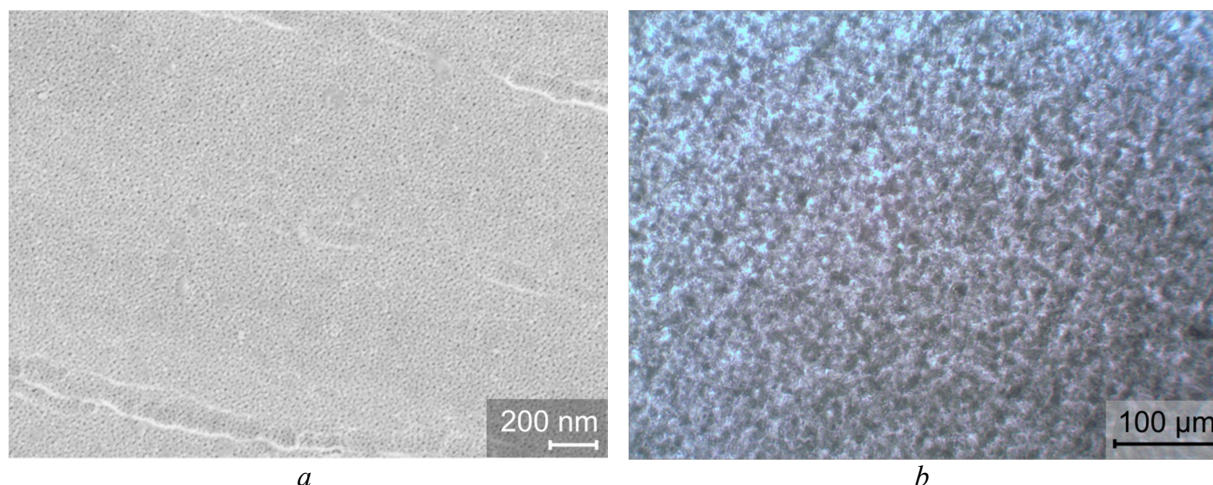
Due to its porous structure, anodic alumina has a highly developed surface. To initiate the deposition of silver nanoparticles by creating crystallization centers in the pores and on the surface of anodic aluminum oxide, tin ions from the working solution were previously deposited. Before that, several preparatory operations were performed. Immediately after anodizing, samples of porous anodic aluminum oxide films were washed in flow distilled water for 10 minutes. Then the samples were dried at reduced pressure and temperature 50 °C. For comparison, part of samples was treated without low pressure.

After the completion of preparatory operations, the samples were treated at 0.33 M SnSO<sub>4</sub> at reduced pressure for 3 min. Samples were washed by the following route: washing in cold distilled water, washing in acetone and air drying at temperature 50 °C at reduced pressure.

To deposition of silver nanoparticles, the processed samples were placed in a solution containing silver for from 5 up to 30 minutes. After that, the samples were air-dried at a temperature of 50 °C at reduced pressure.

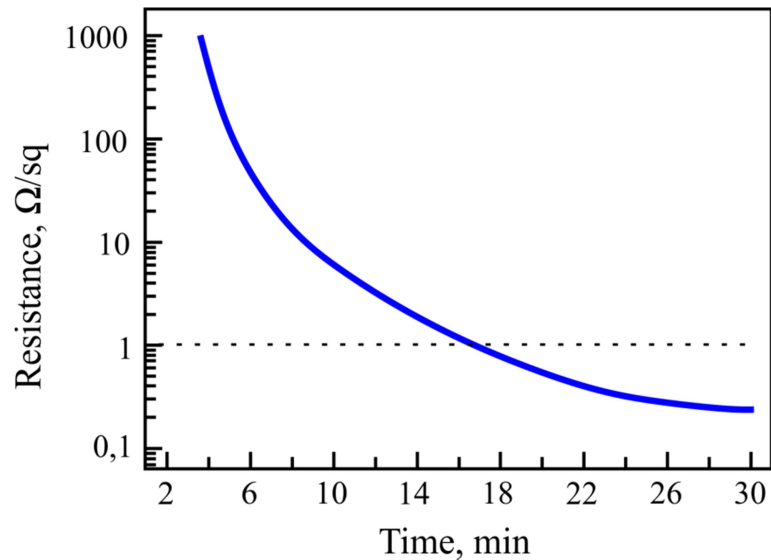
The results obtained showed that without sample drying at reduced pressure, silver nanoparticles were mostly deposited on the open surface of anodic alumina. Taking into account the morphology of the porous layer, most of the silver was accumulated around the mouth of pores. After the samples were dried under reduced pressure during short-term chemical metallization, silver was applied to the pore walls to form nanotubes.

Figure 1 shows the photographs of the surface of porous aluminum oxide before (Figure 1a) and after (Figure 1b) deposition of silver particles. As you can see from Figure 1a, the initial porous aluminum oxide films had a pore diameter of about 10 nm. After exposure of the anodic films in a solution containing silver, the film surface was covered with a solid layer of silver for 30 minutes (Figure 1b).



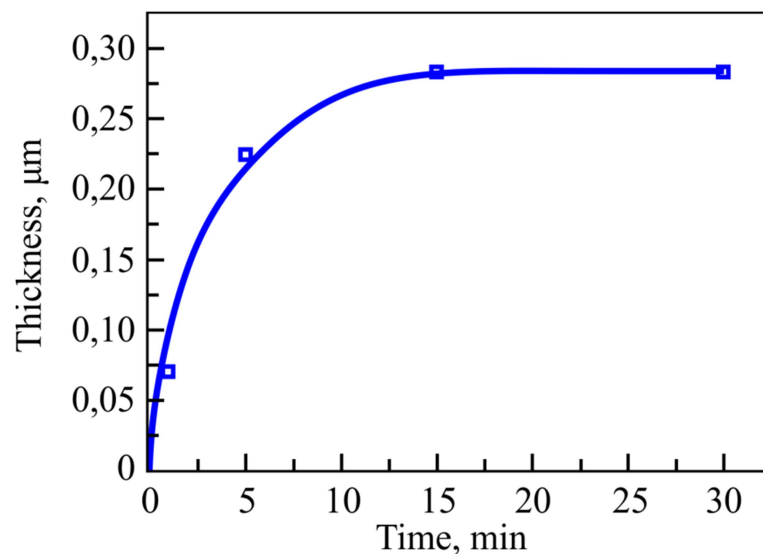
**Fig. 1.** Images of surface morphology of the samples with porous anodic alumina before (a) and after (b) silver deposition for 30 min

The curve characterizing change in silver layer specific surface resistance on exposure time in the processing solution is shown in Figure 2.



**Fig. 2.** Change in specific surface resistance of silver layer deposited on porous anodic alumina on exposure time in the processing solution

It is worth noting that after 10 minutes of exposure in the solution, the curve passes to the area of smooth resistance reduction over time. The weight of samples for the selected deposition time was determined by the weighing method. Then the values of mass increment were converted to the average specific thickness of the silver layer. The obtained curve characterizing change in silver layer thickness on exposure time in the processing solution is shown in Figure 3.



**Fig. 3.** Change in silver layer thickness on porous anodic alumina on exposure time in the processing solution

As can be seen from the Figure, after 10 minutes of exposure in solution, the thickness of the film has changed slightly from time to time. This behavior of the curve after 10 minutes indicates the completion of the processes of silver particles deposition in the pore channels and the beginning of deposition dominating on the open surface of aluminum oxide.

Table 1 shows the dependence of the breakdown voltage of anodic alumina films with a layer of silver particles on the processing conditions before deposition (under normal conditions or under low pressure). The data obtained show a significant reduction in the breakdown voltage in the case of low pressure treatment, which indicates a deeper penetration of silver particles into the pore channels.

**Table 1.** Change in the value of the breakdown voltage of anodic alumina films with deposited silver on the processing conditions

Processing conditions	Under normal conditions			Under low pressure		
	Experiment number	1	2	3	1	2
Breakdown voltage, V	50	46	51	15	12	14

The data obtained show a significant reduction in the breakdown voltage in the case of under pressure treatment, which indicates deeper penetration of silver particles into the pore channels.

### Conclusion

According to the results obtained, the process of chemical deposition of silver particles on porous anodic alumina with preliminary impregnation of Sn (II) ions was proposed. This process allows obtaining porous alumina films with a layer of silver particles. The ordered porous structure of anodic films with a pore diameter of 10-12 nm allows obtaining the specified dimensions of silver nanoparticles. The extended surface of the obtained nanocomposite film provides high bactericidal effect and can be used for water disinfection.

### References

1. Yun H.D., Seo D.M., Lee M.Y., Kwon S.Y., Park L.S. Effective Synthesis and Recovery of Silver Nanowires Prepared by Tapered Continuous Flow Reactor for Flexible and Transparent Conducting Electrode. *Metals*. 2016; 6(1):1-14. DOI: 10.3390/met6010014.
2. Salomoni R., Léo P., Montemor A., Rinaldi B.G., Rodrigues M.F.A. Antibacterial effect of silver nanoparticles in *Pseudomonas aeruginosa*. *Nanotechnology, Science and Applications*. 2017; 10:115–121. DOI: 10.2147/NSA.S133415.eCollection2017.
3. Yuan Y., Peng Y., Gurunathan S. Silver nanoparticles enhance the apoptotic potential of gemcitabine in human ovarian cancer cells: combination therapy for effective cancer treatment. *International Journal of Nanomedicine*. 2017; 12:6487–6502. DOI: 10.2147/IJN.S135482.
4. Rónavari A., Igaz N., Gopisetty M., Szerences B., Kovacs D., Papp C., Vagvolgyi C., Boros I.M., Konya Z., Kiricsi V., Pfeiffer I. Biosynthesized silver and goldnanoparticles are potent antimicrobials against opportunistic pathogenic yeasts and dermatophytes. *International Journal of Nanomedicine*. 2018; 13:695–703.
5. Zolotuhina E.V., Spiridonov B.A., Fedyanin V.I., Gridneva E.V. [Water disinfection with nanocomposites based on porous aluminum oxide and silver compounds]. *Sorbtsionnyye i khromatograficheskiye protsessy*. 2010; 10:78–85. (In Russ.)
6. Meixue C., Lizhu Y., Hong H., Qingyun C., Yunbo Y., Jiuhui Q. Catalytic sterilization of *Escherichia coli* K 12 on Ag/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> surface. *J. Inorg. Biochem*. 2007; 101:817-823. DOI:10.1016/j.jinorgbio.2007.01.008.
7. Kul'skiy L.A. [Silver water]. Kiyev: Naukova dumka; 1982. (In Russ.)
8. Chernyakova K., Tzaneva B., Vrublevsky I., Videkov V. Effect of Aluminum Anode Temperature on Growth Rate and Structure of Nanoporous Anodic Alumina. *Journal of the Electrochemical Society*. 2020; 167(10): 103506. DOI:10.1149/1945-7111/ab9d65.

### Authors contribution

Vrublevsky I.A. – concept development, methodology development, general management.

Tuchkovsky A.K. – production of samples, preliminary analysis, processing of results.

Lushpa N.V. – production of samples, preparation of specialized software, writing a working version, editing and design of an article.

Tran D.L. – concept development, assessment of results, work with references, processing of results.

Pham G.V. – methodology development, assessment of results, work with references, processing of results.

### Information about the authors

Vrublevsky I.A., PhD, associate professor, head of the R&D laboratory «Materials and components of electronics and superconducting equipment» of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Tuchkovsky A.K., senior researcher of the R&D laboratory «Materials and components of electronics and superconducting equipment» of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Lushpa N.V., junior researcher of the R&D laboratory «Materials and components of electronics and superconducting equipment» of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Tran D.L., PhD, professor, director of the Institute for Tropical Technology, Vietnam Academy of Science and Technology.

Pham G.V., PhD in chemistry, head of the Department of Protective Coatings of the Institute for Tropical Technology, Vietnam Academy of Science and Technology.

### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus, Minsk. P. Brovki st., 6, Belarusian state university of informatics and radioelectronics tel. +375-17-293-89-40; e-mail: vrublevsky@bsuir.edu.by Vrublevsky Igor Alfonsovich

УДК 004.3; 004.4

## КОМПЛЕКС ДЛЯ МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА РЕВИНСКАЯ И.И., КАМЛЯЧ П.В., ДАЛИДОВИЧ В.О., СИТНИК Г.Д., ТАВГЕНЬ И.А.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,  
(Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Разработан комплекс «MobiPneg», который позволяет проводить дистанционный мониторинг дыхания у детей и взрослых и обрабатывать полученные данные в режиме реального времени. Данный комплекс предназначен регистрировать частоту дыхания, длительность вдоха и выдоха, ритм и тип дыхания.

**Ключевые слова:** пневмография, мониторинг дыхания, акселерометр, датчик дыхания.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## COMPLEX FOR MONITORING RESPIRATORY PARAMETERS OF THE PATIENT REVINSKAYA I.I., KAMLACH P.V., DALIDOVITCH V.O., SITNIK G.D., TAVGEN I.A.

**Abstract.** The developed complex «MobiPneg» allows remote monitoring of respiration in children and adults and process the received data in real time. This complex is designed to record the frequency of breathing, the duration of inhalation and exhalation, the rhythm and type of breathing.

**Keywords:** pneumography, respiration monitoring, accelerometer, respiration sensor.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflicts of interest.

### Введение

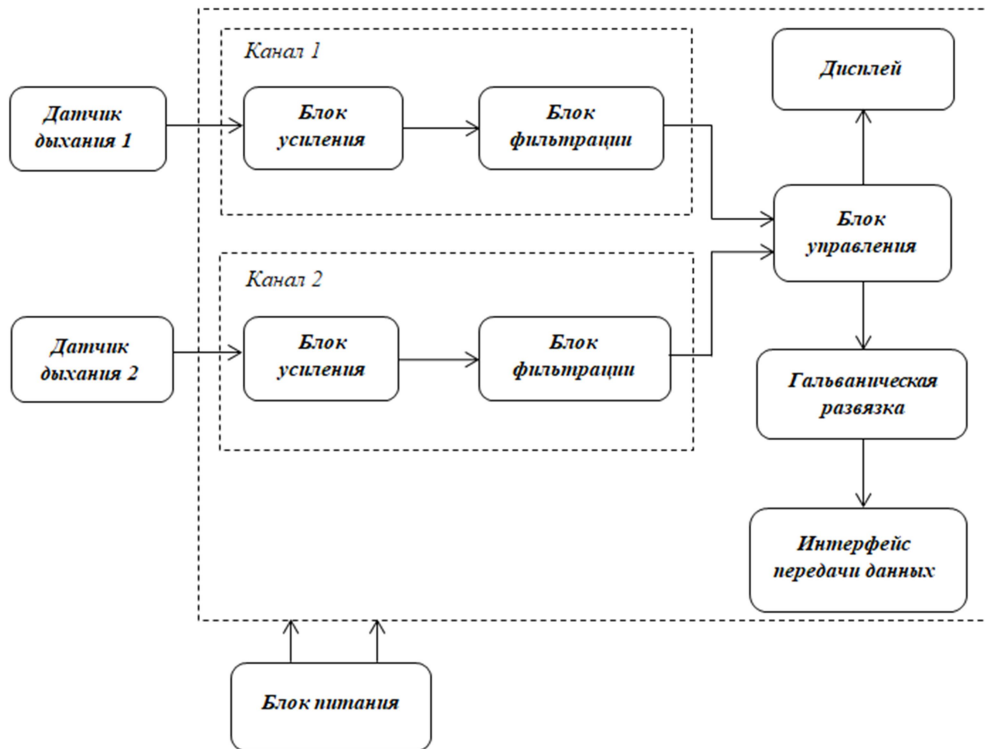
По статистике Минздрава, в Беларуси ежегодно регистрируется от 25 до 40 случаев синдрома внезапной смерти младенцев из-за остановки дыхания во время сна (апноэ) [1]. В разные годы частота таких смертей колеблется от 0,07 до 0,48 на 1000 родившихся живыми детей. Данная проблема усложнена тем, что неизвестны причины, по которым наступает внезапная смерть. Апноэ – это дыхательная пауза во время сна, определяемая как отсутствие или значительное (более чем на 70% от исходного) уменьшение воздушного потока на уровне рта и носа длительностью не менее 10 с.

В последние годы опубликованы результаты ряда крупных исследований, которые показали увеличение сердечно-сосудистой заболеваемости и смертности у пациентов с синдромом обструктивного апноэ сна. Таким образом, своевременное диагностирование синдрома апноэ является актуальным и важным направлением в медицине. Правильная и оптимальная методика исследования дыхательных движений человека, и соответствующее диагностическое оборудование позволяет точно определить клиническое состояние пациента и позволит предотвратить нежелательные последствия (остановка дыхания во время сна).

Существует множество устройств, работающих на разных принципах, которые могут контролировать основные параметры внешнего дыхания. К ним относятся устройства с использованием ультразвуковых, газодинамических, тензометрических, анемометрических датчиков и др.

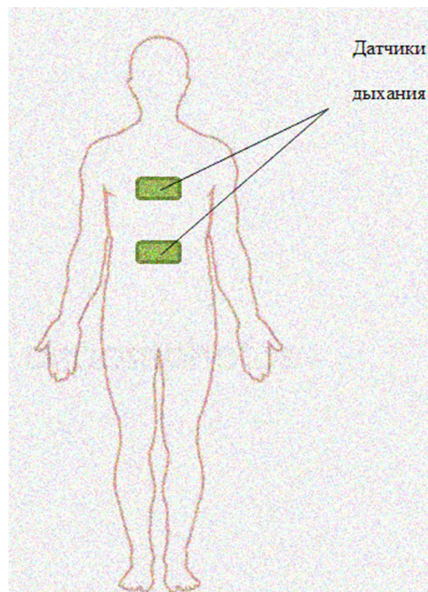
### Аппаратная часть

В комплекс «MobiPneg» входят два датчика дыхания, два канала блока усиления сигналов и фильтрации, блок управления (микроконтроллер), сенсорный дисплей, блок питания, гальваническая развязка и интерфейс передачи данных Wi-Fi (рисунок 1) [2].



**Рис. 1.** Структурная схема комплекса «MobiPneg»  
**Fig. 1.** Structural diagram of the "MobiPneg" complex

Датчики дыхания размещаются с помощью ремешков на грудной клетке и животе обследуемого (рисунок 2).

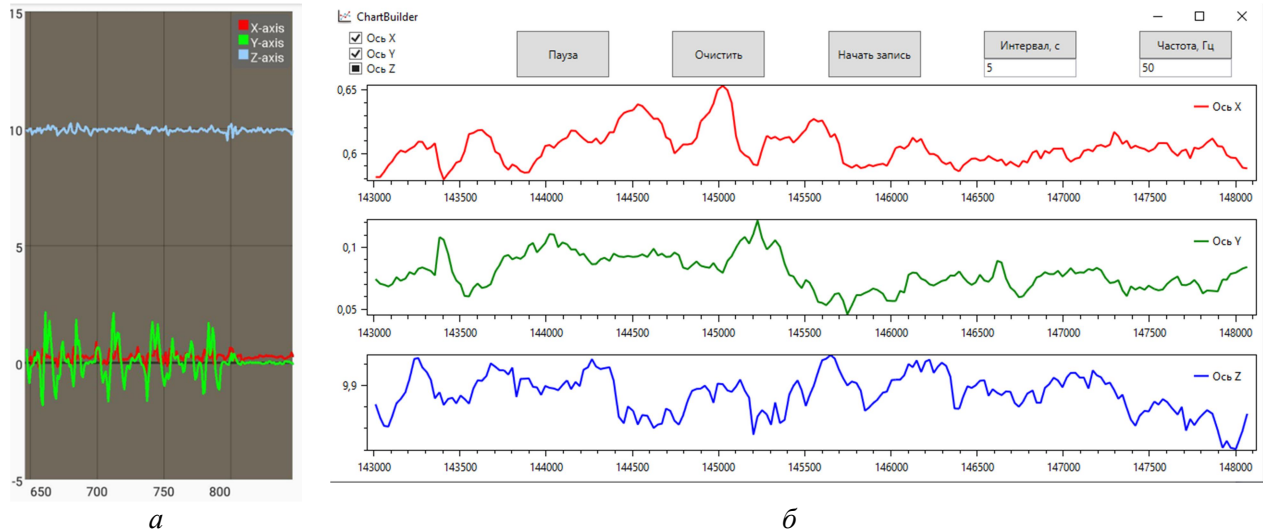


**Рис. 2.** Схема размещения датчиков дыхания  
**Fig. 2.** Respiratory sensor layout

Датчики дыхания необходимы для регистрации грудного и абдоминального (брюшного) дыхания. В качестве датчика дыхания был выбран трехосевой MEMS-акселерометр, позволяющий регистрировать проекции суммы ускорения устройства на оси X, Y и Z. МЭМС-акселерометры находят широкое применение для исследования механической активности биообъектов, позволяющие с высокой точностью измерять такой параметр движения, как ускорение [3].

### Программная часть

Аппаратно-программный комплекс «MobiPneg» позволяет непрерывно передавать данные с датчика устройства на компьютер с помощью беспроводной сети (Wi-Fi) и отображать графики в режиме реального времени как на устройстве, так и на компьютере. Передача данных осуществляется по протоколу UDP [4]. На рисунке 3 отображены отрисовка графиков на дисплее устройства (рисунок 3, а) и в рабочем окне клиентского приложения комплекса «MobiPneg» (рисунок 3, б):



**Рис. 3.** Отображение графиков на дисплее устройства (а) и в рабочем окне клиентского приложения (б)  
**Fig. 3.** Displaying graphs on the device display (a) and in the working window of the client application (b)

При построении графиков на дисплее предусмотрены следующие функции:

- 1) Кнопки включения и отключения отдельных осей;
- 2) Кнопка остановки/возобновления отрисовки графиков;
- 3) Кнопка очистки графиков;
- 4) Кнопка Старт/Стоп записи. Файл *dava.csv* появляется в папке с проектом после того как

нажата кнопка остановить запись. если файл существует, то он будет перезаписан, поэтому для сохранности файл лучше переименовать или переместить;

5) В поле Интервал вводится значение для масштабирования графиков по оси X (время). то есть сколько точек одновременно показывается на экране;

6) В поле Частота вводится частота с которой рисуется график на ПК.

Возможности клиентского приложения Windows:

- получение данных, регистрируемых устройством «MobiPneg», в режиме реального времени с помощью Wi-Fi;
- визуализация данных об ускорении в виде графиков;
- обработка данных;
- ведение базы данных пациентов.

### Заключение

Разработанный комплекс «MobiPneg» позволяет проводить дистанционный мониторинг дыхания у детей и взрослых и обрабатывать полученные данные в режиме реального времени.

Возможности комплекса:

- регистрация данных с акселерометра с частотой 200 Гц;
- визуализация данных в виде графиков;
- обработка данных;
- отправка данных на компьютер в режиме реального времени по Wi-Fi;



- длительный мониторинг;
- ведение базы данных пациентов;
- экспорт данных с акселерометра в CSV файл;
- импорт данных из CSV файла в приложение и просмотр графика;

В перспективе данная разработка может быть применена в области функциональной диагностики для определения различных нарушений частоты и глубины дыхания, спортивной медицине.

### Список литературы

1. Нарушения дыхания во сне [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://centrsna.by/articles/treatment-of-sleep-disorders550/narusheniya-dyhaniya-vo-sne/>
2. Ревинская И.И. Аппаратно-программный комплекс для мониторинга параметров дыхания пациента / И.И. Ревинская, П.В. Камлач, Д.В. Апанасик, В.О. Далидович // ИЗОБРЕТАТЕЛЬ Международный научно-практический журнал. – 2019. – № 7. – С. 40–43.
3. Корневский, Н.А. Проектирование биотехнических систем медицинского назначения. Средства оценки состояния биообъектов: учебник/ Н.А. Корневский, З.М. Юлдашев. – Старый Оскол: ТНТ, 2018. – 456 с.
4. Далидович, В.О. Программно-аппаратный комплекс для регистрации параметров дыхания с помощью акселерометра/ Далидович В.О., Апанасик Д.В. Ревинская И.И. // Электронные системы и технологии : 56-я научная конференция аспирантов, магистрантов и студентов, Минск, 18-20 мая 2020 г. : сборник тезисов докладов / Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники. – Минск : БГУИР, 2020. – С. 313.

### References

1. Breathing disorders in sleep [Electronic resource]. - Access mode: <https://centrsna.by/articles/treatment-of-sleep-disorders550/narusheniya-dyhaniya-vo-sne/>
2. Revinskaya I.I. Hardware and software complex for monitoring the patient's breathing parameters / I.I. Revinskaya, P.V. Kamlach, D.V. Apanasik, V.O. Dalidovich // INVENTOR International scientific and practical journal. - 2019. - No. 7. - P. 40–43.
3. Korenevsky, N.A. Design of biotechnical systems for medical purposes. Means for assessing the state of biological objects: textbook / N.A. Korenevsky, Z. M. Yuldashev. – Stary Oskol: TNT, 2018. – 456 p.
4. Dalidovich, V.O. Hardware and software complex for recording breathing parameters using an accelerometer / Dalidovich V.O., Apanasik D.V. I. I. Revinskaya // Electronic systems and technologies: 56th scientific conference of graduate students, undergraduates and students, Minsk, May 18-20, 2020: collection of abstracts / Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. - Minsk: BSUIR, 2020. – P. 313

### Сведения об авторах

Ревинская И.И., аспирант кафедры электронной техники и технологий.

Камлач П.В., канд. тех. наук, доцент кафедры электронной техники и технологии.

Далидович В.О., магистрант кафедры электронной техники и технологии.

Ситник Г.Д., канд. мед. наук, доцент.

Тавгень Игорь Антонович, кандидат технических наук, доцент

### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6,  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
тел. +375-17-293-84-14;  
e-mail: [inna\\_revinskaya@bsuir.by](mailto:inna_revinskaya@bsuir.by)  
Ревинская Инна Ивановна

### Information about the authors

Revinskaya I.I., graduate student of Department of Electronic Technology and Engineering.

Kamlach P.V., PhD, Associate Professor of the Department of Electronic Technology and Engineering.

Dalidovich V.O., Master student of the Electronic Technology and Engineering Department of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Sitnik G.D., Candidate of Medical Sciences, Associate Professor.

Tavgen I.A., PhD, Associate Professor

### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki st., 6,  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics  
tel.+375-17-293-84-14;  
e-mail: [inna\\_revinskaya@bsuir.by](mailto:inna_revinskaya@bsuir.by)  
Revinskaya Inna

## ОСОБЕННОСТИ ИММИТАНСНЫХ СПЕКТРОВ ОКОЛОПЛОДНЫХ ВОД КОРОТКЕВИЧ А. В.<sup>1</sup>, ПЕТРОВИЧ В. А.<sup>1</sup>, КОВАЛЁВА М.А.<sup>1</sup> НЕДЕНЬ Л.Ч.<sup>2</sup> ПАЦЕЕВ С.В.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный институт информатики и радиоэлектроники

<sup>2</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования

<sup>3</sup>«Городской клинический родильный дом №2» г. Минска

Околоплодные воды являются той средой обитания, которая обеспечивает жизнедеятельность плода. Она же отражает степень функционирования фетоплацентарного комплекса, состояние плода. Поэтому многими исследователями пристально изучается возможность экспресс-контроля амниотической жидкости. В настоящей работе представлены результаты исследования электрических параметров околоплодных вод. Были измерены тангенс угла потерь ( $tg\delta$ ), последовательное эквивалентное сопротивление ( $R_s$ ) и последовательная эквивалентная емкость ( $C_s$ ) в диапазоне частот 25 Гц - 10 МГц. В качестве фоновой диагностической среды использовалась деионизованная вода. Показано, что все указанные параметры чувствительны к содержанию в воде околоплодных вод, но наибольшую информативность представляет частотная зависимость  $tg\delta$ .

Ключевые слова: околоплодные воды, деионизованная вода, тангенс угла потерь.

### PECULIARITIES OF IMPEDANCE SPECTRA OF NEGATIVE WATERS

Korotkevich A. V.<sup>1</sup>, Belarusian State Institute informatics and radio electronics "

<sup>2</sup>Establishment of Petrovich V. A.<sup>1</sup>, Kovaliova M. A.<sup>1</sup>, Neden L. C.<sup>2</sup>, Patseev S. V.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Educational institution "education "Belarusian Medical Academy postgraduate education "

<sup>3</sup>Healthcare facility "City Clinical Maternity Hospital No. 2", Minsk

Amniotic fluid is the habitat that ensures the vital activity of the fetus. It also reflects the degree of functioning of the fetoplacental complex, the state of the fetus. Therefore, many researchers are closely studying the possibility of express control of amniotic fluid. This work presents the results of a study of the electrical parameters of amniotic fluid. The loss tangent ( $\tan \delta$ ), series equivalent resistance ( $R_s$ ) and series equivalent capacitance ( $C_s$ ) were measured in the frequency range 25 Hz - 10 MHz. Deionized water was used as a background diagnostic medium. It has been shown that all of these parameters are sensitive to the content of amniotic fluid in the water, but the most informative is the frequency dependence of  $\tan \delta$ .

Key words: amniotic fluid, deionized water, loss tangent.

### Введение

Околоплодные воды - это коллоидный раствор сложного химического состава [1]. Их физиологическое значение огромно - это защитная функция от механических, химических и инфекционных воздействий; осуществление гомеостаза плода; участие в обмене белков, липидов, углеводов, в метаболизме гормонов; обеспечение пространства для свободного развития плода [2, 3]. Состояние плода и состав околоплодных вод взаимосвязаны между собой [1, 4]. К настоящему времени проведены исследования амниотической жидкости при нормальной и осложнённой беременности. При этом накоплены данные, как о качественных, так и количественных изменениях околоплодных вод. Однако, морфологический субстрат взаимоотношении плодных и материнских тканей изучен в меньшей мере. При физиологической беременности происходит постоянное, в среднем в течение 3 ч., полное обновление амниотической жидкости [3]. Околоплодные воды всасываются через кожу плода, заглатываются им со скоростью до 20 мл/ч и выделяются почками. Поэтому состав околоплодных вод отражает состояние не только матери, но и плода [3, 5]. Так, при острой гипоксии плода происходит изменения обменных процессов и в организме плода, и у матери. При этом меняется характер околоплодных вод. А степень ацидоза околоплодных вод в одинаковой мере коррелирует с ацидозом в крови матери и плода [6].

В настоящее время наиболее распространенным методом оценки состояния плода в интранатальном периоде является кардиотокография, помогают УЗИ сканирование, доплерометрия фетоплацентарного комплекса [7]. Однако в случаях, когда кардиотокограмма сомнительна, необходимо проведение дополнительных диагностических мероприятий, в частности, определение кислотно-щелочного состояния крови предлежащей части плода. Большое значение в современном акушерстве имеет определение в составе околоплодных вод, например, количества лактата. [5].

Связь между количеством и качеством околоплодных вод и частотой перинатальных исходов (перинатальной заболеваемости и смертности) предопределяет актуальность дальнейших исследований для поиска предикторов перинатальной патологии [5, 6]. Актуальным представляется изучение

биохимических, иммунологических и других характеристик амниотической жидкости, содержащей соединения не только плодового, но и плацентарного происхождения.

В настоящей работе представлены особенности иммитансных спектров околоплодных вод в широком диапазоне соотношения концентрации: «деионизованная вода-околоплодная вода».

**Экспериментальная часть**

Объектами исследования были:

- деионизованная вода производства ОАО «Интеграл», г. Минск, РБ;
- околоплодные воды;
- раствор околоплодных вод и деионизованной воды в разных соотношениях.

Для определения электрических параметров использовали приборы E7-25 (в диапазоне частот 25 Гц -1 МГц) и E7-29 (в диапазоне частот 50 кГц -10 МГц) производства ОАО МНИПИ (РБ, г. Минск). Исследования проводили при комнатной температуре.

Для контроля электрических параметров жидкостей использовали два цилиндрических электрода из нержавеющей стали диаметром 1 мм, расположенных на расстоянии 7 мм, глубина погружения электродов в исследуемую жидкость составляла 35 мм, объем исследуемой жидкости – 3 мл.

В таблице 1 приведены электрические параметры деионизованной воды, не содержащей в своем составе околоплодных вод. По данным второй и третьей строки этой таблицы на рисунке 1 (а, б) построены частотные зависимости  $tg\delta$  и  $C_s$  соответственно.

Таблица 1. Частотная зависимость электрических параметров деионизованной воды

Table 1. Frequency dependence of the electrical parameters of deionized water

$f, \text{кГц}$	0,025	0,05	0,1	0,2	0,5	1	2	5	10
$tg\delta$	244	258	236	180	86,6	45,6	23,3	9,4	4,71
$C_s$	10,6	5,6	2,57	980	190	49,9	12,7	2,08	540
	мкФ	мкФ	мкФ	нФ	нФ	нФ	нФ	нФ	пФ
$R_s, \text{кОм}$	146	146	146	146	145,7	145,6	145,4	143,9	139
$f, \text{кГц}$	20	50	100	200	500	1000		$f_x = 57 \text{ Гц}$	
$tg\delta$	2,37	0,96	0,505	0,3	0,26	0,08		$tg\delta = 265$	
$C_s, \text{нФ}$	153	44,6	29,1	25,4	25,3	24,1		$R_x = 145,5 \text{ кОм}$	
$R_s, \text{кОм}$	123	68,6	27,6	9,37	3,23	0,525		$C_x = 5,2 \text{ мкФ}$	

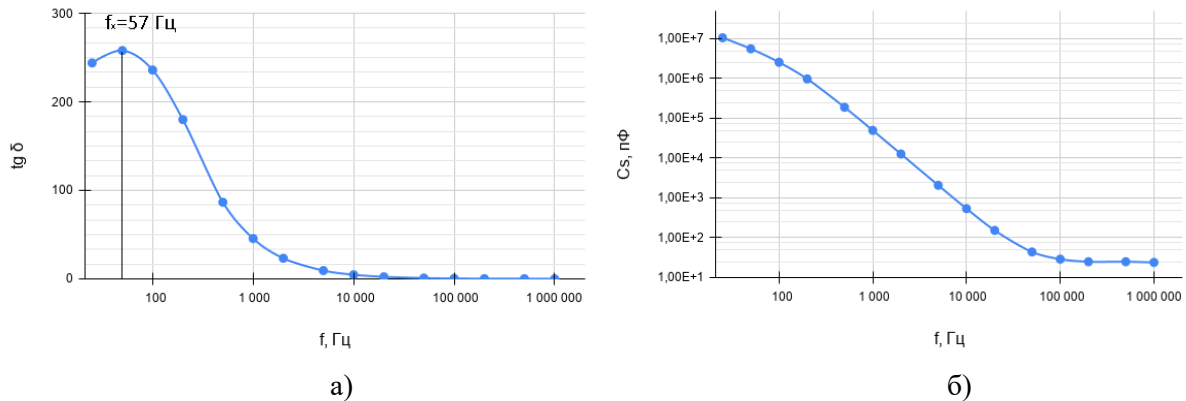


Рисунок 1. Частотные зависимости тангенса угла  $tg\delta$  (а) и эквивалентной емкости  $C_s$  (б) деионизованной воды

Figure 1. Frequency dependences of the loss tangent  $tan\delta$  (a) and the equivalent capacity  $C_s$  (b) of deionized water

Из рисунка 1, а видно, что на характеристической частоте  $f_x=57 \text{ Гц}$  имеется максимум  $tg\delta$ , равный 265 единицам. По положению этого максимума на оси частот можно оценить энергию релаксационного процесса структурных элементов деионизованной воды, которая составляет 0,6 эВ [8, 9].

В таблице 2 и на рисунке 2 приведены частотные зависимости  $tg\delta$  (а) и эквивалентной емкости  $C_s$  (б) для неразбавленных околоплодных вод. Положение максимума  $tg\delta$  на оси частот ( $f_x = 150 \text{ кГц}$ ) при этом свидетельствует о снижении энергии релаксационного процесса до 0,4 эВ. Это позволяет говорить об ослаблении водородных связей в околоплодных водах по сравнению с энергией комплексов в чистой деионизованной воде. При этом в неразбавленных водой околоплодных водах

наблюдается значительное увеличение максимума  $tg\delta$ , снижение  $R_s$  и увеличение  $C_s$  по сравнению с чистой деионизованной водой, что свидетельствует о наличии в околоплодных водах сильно диссоциирующих на ионы частиц.

Следует отметить, что и для деионизованной воды, и для околоплодных вод частотные зависимости емкости  $C_s$  имеют одинаковый характер: с ростом частоты значения  $C_s$  монотонно уменьшаются. На частоте 25 Гц значения  $C_s$  составляют 10,6 мкФ и 26,7 мкФ для деионизованной воды и для околоплодных вод соответственно. Это в совокупности с данными о величине  $R_s$  и, с учетом того, что диэлектрическая проницаемость деионизованной воды и околоплодных вод сопоставимы, свидетельствует о том, что толщина слоя Гуи-Гельмгольца в околоплодных водах примерно в 2,5 раза меньше, чем в деионизованной воде.

Таблица 2. Частотная зависимость электрических параметров неразбавленных околоплодных вод

Table 2. Frequency dependence of the electrical parameters of undiluted amniotic fluid

$f, \text{кГц}$	0,025	0,05	0,1	0,2	0,5	1	2	5	10
$tg\delta$	0,42	0,53	0,74	1,07	1,8	2,77	4,28	7,88	12,8
$C_s, \text{мкФ}$	26,7	23,3	20,3	17,4	13,8	11,8	9,42	7,33	6,11
$R_s, \text{кОм}$	99,2	72,5	58	48,9	41,9	38,4	30	34,2	33,4
$f, \text{кГц}$	20	50	100	200	500	1000		$f_x = 150 \text{ кГц}$	
$tg\delta$	21,3	45,7	116,5	167	24	9,7		$tg\delta_{\text{max}} = 1800$	
$C_s, \text{мкФ}$	5,15	4,43	5,7	-4	-0,244	-0,05		$R_x = 32,4 \text{ Ом}$	
$R_s, \text{кОм}$	33	32,6	32,4	32,2	31,9	31,4		$C_x = 0 \text{ Ф}$	

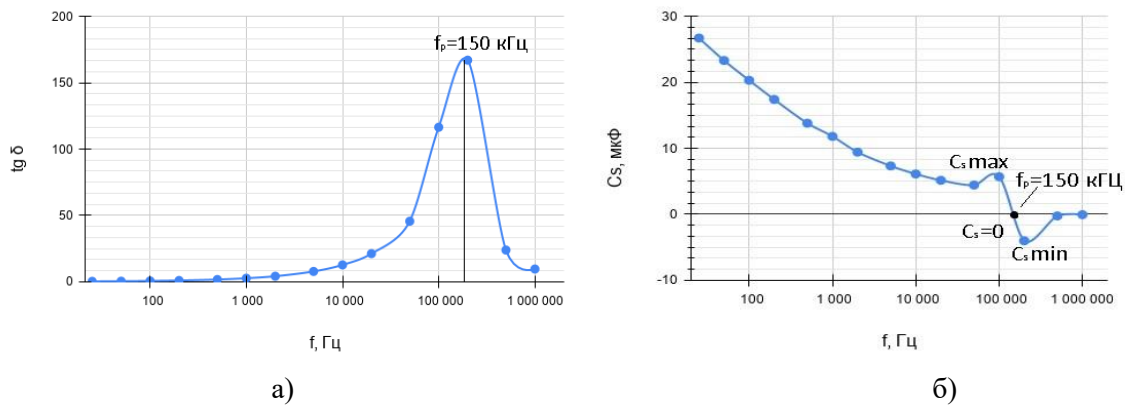


Рис. 2. Частотная зависимость  $tg\delta$  (а) и эквивалентной емкости  $C_s$  (б) для неразбавленных околоплодных вод

Fig. 2. Frequency dependence of  $tg\delta$  (a) and equivalent capacity  $C_s$  (b) for undiluted amniotic fluid

Спецификой в поведении  $C_s$  для околоплодных вод является то, что в области частот 100-200 кГц значения  $C_s$  меняют свой знак с положительного на отрицательный. При этом на частотах ниже 100 кГц значения  $C_s$  положительные, а выше – отрицательные. Объяснить данное явление можно предположив, что слой Гуи-Гельмгольца для околоплодных вод электрически можно представить, как последовательный колебательный LC-контур, для которого на частотах меньших, чем резонансная  $f_p$  значения эквивалентной емкости положительны и проходят через максимум  $C_{s \text{ max}}$  (рисунок 2, б), на резонансной частоте  $f_p$   $C_s$  равно нулю. При частоте, большей, чем  $f_p$ , значения емкости проходят через минимум  $C_{s \text{ min}}$  (рис 2, б) и остаются в дальнейшем отрицательными. Эта особенность околоплодных вод в отличие от деионизованной воды, говорит о том, что в околоплодных водах, не являющихся магнитным материалом, проявляются индуктивные свойства с положительным значением магнитной проницаемости. Не исключена также возможность проявления в околоплодных водах отрицательных значений диэлектрической проницаемости. В принципе понятие отрицательной диэлектрической проницаемости характерно для материалов, которые носят названия метаматериалы. Для метаматериалов характерно отрицательное значение не только диэлектрической проницаемости, но и магнитной проницаемости, причем одновременно.

Данные, приведенные в таблице 3 и на рисунке 3, показывают, что повышение концентрации околоплодных вод в деионизованной воде свыше 30% приводит к стабилизации частоты, при которой наблюдается максимум  $tg\delta$ , на уровне 150 кГц. Ситуация сохраняется вплоть до использования 100%

околоплодных вод. Особенностью иммитансных спектров при концентрации околоплодных вод в диапазоне 30-100% является увеличение тангенса угла потерь на характеристической частоте от сотен до нескольких тысяч единиц. Изменение концентрации смеси «деионизованная вода-околоплодная вода» в диапазоне 30-100% не меняет численного значения частоты  $f_p$ , поэтому этот диапазон концентрации весьма удобен для анализа свойств околоплодных вод.

Таблица 3. Зависимость резонансной частоты от концентрации околоплодных вод в деионизованной воде (С)

Table 3. Dependence of the resonant frequency on the concentration of amniotic fluid in deionized water

$C, \%$	3,375	6,75	12,5	25	50	100
$f_x, \text{кГц}$	40	150	230	155	150	150

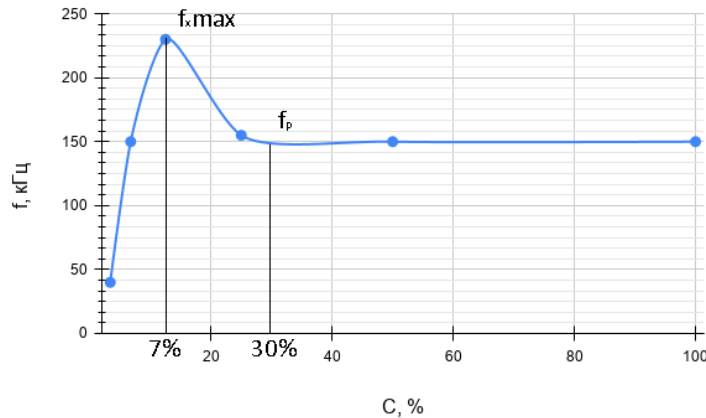


Рис. 3. Зависимость резонансной частоты от концентрации околоплодной воды в деионизованной воде

Fig. 3. Dependence of the resonant frequency on the concentration of amniotic fluid in deionized water

### Заключение

Показано, частотные зависимости иммитансных характеристик  $tg\delta$ ,  $R_s$ ,  $C_s$  могут явиться источником дополнительной информации о свойствах околоплодных вод и перспективны для их экспресс-диагностики.

Установлено, что когда концентрации околоплодных вод не превышает 7% на частотной зависимости тангенса угла потерь характеристическая частота  $f_x$  (частота при которой имеет максимум) значительно увеличивается: от десятка герц до двухсот килогерц. А при концентрации околоплодных вод более 30% характеристическая частота равна 150 кГц и не зависит от концентрации.

Установлен факт наличия в околоплодных водах резонансной частоты  $f_p$  (частоты при которой последовательная эквивалентная емкость  $C_s$  равна нулю), что представляет собой особый интерес с точки зрения установления особенностей строения границы раздела «металл-жидкость». Для объяснения данного явления предложено рассматривать слой Гуи-Гемгольца для раствора околоплодных вод в деионизованной воде как последовательный колебательный LC-контур

### Список литературы:

1. Радзинский В.Е., Милованов А.П., Ордянец И.М., Гагаев Ч.Г., Морозов С.Г. Экстраэмбриональные и околоплодные структуры при нормальной и осложненной беременности // Коллективная моногр. Мед. информ. аген. М. 2004.
2. Артеменко В.В. Диагностическое значение клинично-лабораторного исследования амниотической жидкости при физиологическом и патологическом течении беременности // Здоровье женщины. — 2013. — № 5. — С. 87.
3. glowm.com [Internet]. The Global Library of Women's Medicine. Fischer R. Amniotic Fluid: Physiology and Assessment [cited 2019 Mar 3]. available from: [http://www.glowm.com/section\\_view/heading/Amniotic%20Fluid:%20Physiology%20and%20Assessment/item/208](http://www.glowm.com/section_view/heading/Amniotic%20Fluid:%20Physiology%20and%20Assessment/item/208).

4. Горбенко Е.В. Прогнозирование церебральных поражений у плодов рожениц относительного перинатального риска на основе оценки оксидантно-антиоксидантного статуса амниотической жидкости: Автореф. дис. кан мед. наук. Барнаул 2006; 24.
5. Boylan P, McParland P. Fetal assessment in postterm pregnancy. *Curr Opin Obstet Gynecol.* 2001 Feb;3(1):41-4. Review.
6. Туманова У.Н., Шувалова М.П., Щеголев А.И. Нарушения объема околоплодных вод в генезе мертворождения // *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований.* — 2017. — № 12-1. — С. 94–97.
7. Deshpande TV, Harding PG, Jaco NT. Estimation of gestational age from study of amniotic fluid and clinical assessment. *Can Med Assoc J.* 1977;117(8):886-890.
8. Vladimir Petrovich, Svetlana Volchek, Valentina Yakovtseva, Vitaly Bondarenko, Sergey Redko / Method for determining bond energy in nanostructured water// *MRS Advances* 2020.
9. С.А. Волчек. Метод контроля свойств технологических жидкостей / С.А. Волчек, С.В. Гранько, С.А. Завацкий, А.Н. Петлицкий, В.А. Петрович, В.Ю. Серенков// *Нанотехнологии: разработка, применение – XXI век, №3, Москва 2019 г.-С 5-13.*

#### Вклад авторов:

Все авторы настоящей работы принимали долевое участие в планировании эксперимента, подготовки аппаратуры и исходных материалов для исследований, принимали участие в регистрации свойств иммитансных спектров, обсуждении полученных результатов и оформлении материалов данной статьи.

#### Authors' contributions:

All authors of this work took a share in the planning of the experiment, preparation of equipment and initial materials for research, took part in the registration of the properties of the immitance spectra, discussion of the results obtained and the design of the materials of this article.

УДК 621.38

### ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ПЕРСОНАЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ

А.Н. ОСИПОВ<sup>1</sup>, М.В. ДАВЫДОВ<sup>1</sup>, А.А. БОРИСКЕВИЧ<sup>1</sup>, М.М. МЕЖЕННАЯ<sup>1</sup>,  
Н.С. ДАВЫДОВА<sup>1</sup>, И.О. ХАЗАНОВСКИЙ<sup>1</sup>, А.В. ФРОЛОВ<sup>2</sup>, А.В. ПАЦЕЕВ<sup>2</sup>, С.В. ПАЦЕЕВ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
П. Бровка, 6, Минск, 220013, Беларусь

<sup>2</sup>Республиканский научно-практический центр «Кардиология»  
Ул. Р. Люксембург, 110Б, Минск, 220036, Беларусь

<sup>3</sup>Городской клинический родильный дом №2  
Ул. Бельского, 60, Минск, 220015, Беларусь

**Аннотация.** Электронное здравоохранение, основанное на использовании информационных и коммуникационных технологий, включая анализ больших данных, предоставляет уникальную возможность для улучшения качества и продолжительности жизни человека. Основная проблема заключается в разработке методов контроля и коррекции здоровья, рассчитанных на индивидуальное использование и не требующих участия врача. В данной статье представлен проект интеллектуальной системы персонального мониторинга здоровья человека на основе интернета вещей, облачных вычислений, обработки больших данных и нейросетевого анализа.

**Ключевые слова:** электронное здравоохранение, мониторинг здоровья, интернет вещей, облачные вычисления, обработка больших данных, анализ нейронных сетей.

**Abstract.** E-health based on the use of information and communication technologies including big data analysis provides a unique opportunity for the improvement of life quality and length. The main problem here lies in the development of new, doctor-free methods of health monitoring and correction that are designed for individual use. This article presents the project of smart personal human health monitoring system based on the Internet of Things, cloud computing, BigData processing and neural network analysis.

**Keywords:** e-health, personal health monitoring, Internet of Things, cloud computing, BigData processing, neural network analysis.

**SMART SYSTEM OF PERSONAL HEALTH MONITORING**

A. OSIPOV, A. BORISKEVICH, M. DAVYDOV, M. MEZHENNAYA, N. DAVYDOVA,  
I. KHAZANOVSKY, A. FROLOV, A. PATSEEV, S. PATSEEV

**Введение**

Современный уровень информационно-коммуникационных технологий предоставляет обширные возможности для развития электронного здравоохранения с целью повышения качества и продолжительности жизни людей. В этой области основной проблемой является отсутствие эффективных интеллектуальных средств и медико-методического обеспечения системы дистанционной диагностики состояния органов и функциональных систем человека. В качестве основы для развертывания персональной дистанционной диагностической системы целесообразно использовать повсеместно распространенные, доступные каждому и многофункциональные мобильные операционные системы.

Целью данной работы является проектирование интеллектуальной системы персонального мониторинга здоровья человека на основе интернета вещей, облачных вычислений, обработки больших данных и нейросетевого анализа.

Проектирование интеллектуальной системы персонального мониторинга здоровья человека включает следующие задачи:

1. Разработать смарт-сенсоры контроля физиологического состояния человека (пульсограммы, параметры крови, температуры репрезентативных зон тела, артериальное давление, ЭКГ, ЭЭГ и речевые сигналы и др.).
2. Разработать защищенную телекоммуникационную систему дистанционного мониторинга состояния здоровья человека. С помощью технологии интернета вещей и облачных технологий реализовать передачу информации от смарт-сенсоров в персональное мобильное устройство по беспроводным каналам связи и последующий обмена данными с сервером.
3. Разработать методы интегральной обработки биомедицинской информации с использованием технологии BigData и нейросетевого анализа. На базе облачных сервисов реализовать декомпозицию биомедицинских сигналов и идентификацию диагностически значимых признаков, характеризующих индивидуальное физиологическое состояние пользователя, выполнить оценку динамики изменения этого состояния. Обеспечить извещение пользователя и врача при превышении физиологических показателей границ индивидуально установленной нормы.

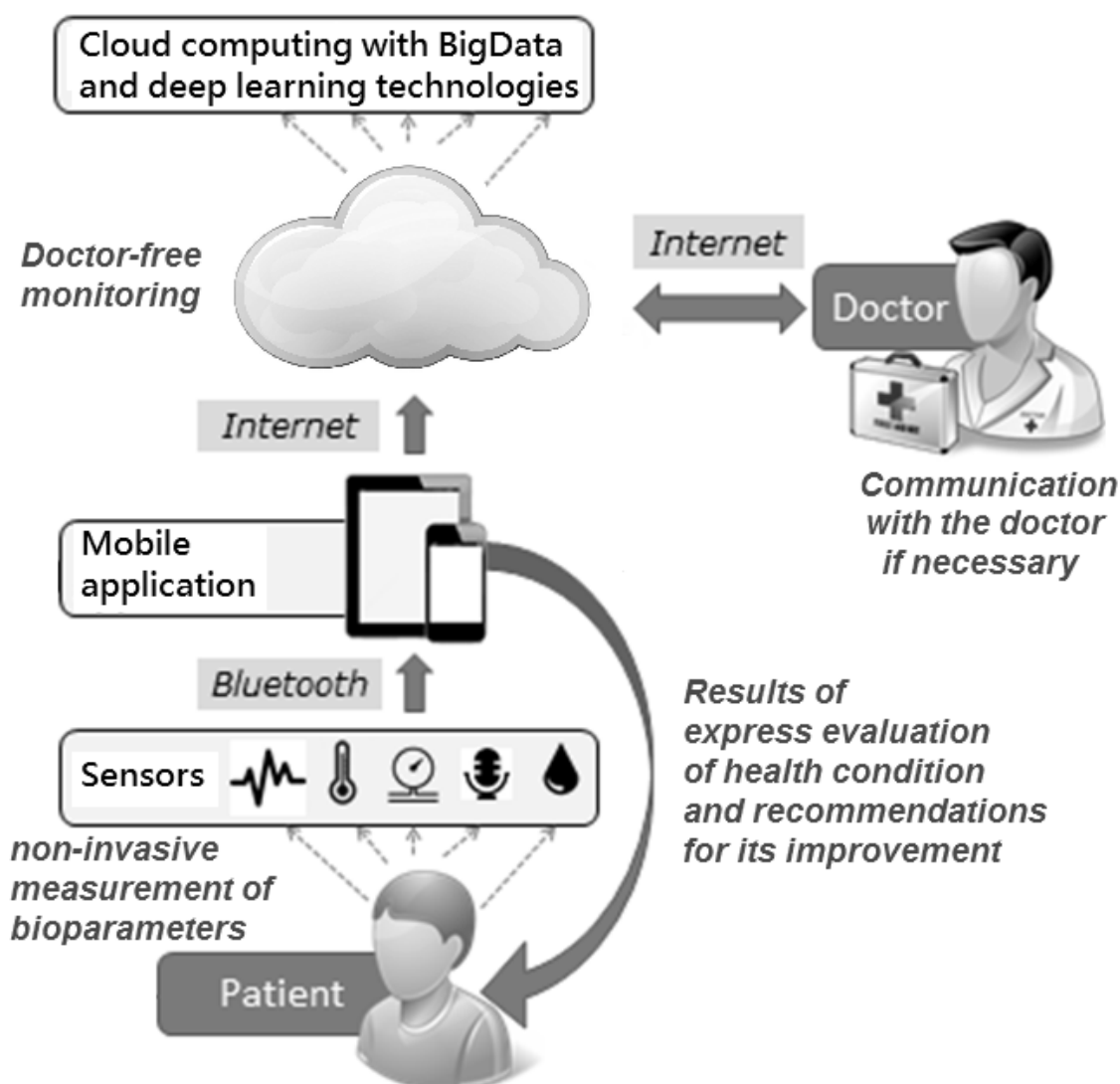
**Основная часть**

Структура интеллектуальной системы персонального мониторинга здоровья человека представлена на рисунке 1.

С функциональной точки зрения система должна обеспечивать:

1. Неинвазивное измерение основных параметров функционального состояния человека с помощью известных биомедицинских датчиков.
2. Передача информации на мобильное устройство пользователя через Bluetooth.
3. Экспресс-оценка состояния здоровья с помощью методов биомедицинской обработки сигналов [1-4] посредством мобильного приложения с возможностью уведомления пользователя, когда его физиологические показатели превышают установленные индивидуально нормальные пределы. Предупредительный сигнал позволит пациенту принять ряд соответствующих мер по нормализации его физиологического состояния и тем самым предотвратить развитие тяжелых дисфункций.
4. Обработка и хранение информации о здоровье пациента на сервере для уведомления врача, если его физиологические параметры приближаются к критическим уровням.

Одним из важнейших вопросов при создании таких систем является выбор параметров, подлежащих мониторингу. Пульсограммы, параметры крови, температуры репрезентативных зон тела, артериальное давление, ЭКГ, ЭЭГ и речевые сигналы будут использоваться с учетом необходимости неинвазивной регистрации, простоты реализации датчиков, информативности и скорости считывания.



**Рис.1.** Структура интеллектуальной системы персонального мониторинга здоровья человека

Периферический импульсный сигнал - один из наиболее информативных физиологических сигналов, характеризующих гемодинамические параметры сердечно-сосудистой системы: внутрисосудистое давление, напряжение в артериальных парах, волновые процессы в артериальной системе, вязкость крови и т.д. Пульсограммы будут регистрироваться с помощью оптоэлектронных методов диагностики, которые будут сочетаться с неинвазивным измерением параметров крови и мониторингом оксигемоглобина.

Более 40% взрослого населения в Европе и США имеют высокое артериальное давление, а некоторые пациенты с гипертонией становятся нечувствительными к воздействию фармакологических агентов. У таких пациентов самый высокий риск перенесенного инсульта, поэтому за их давлением нужно следить.

Температура и ЭКГ будут измеряться, поскольку они обеспечивают основу для оценки общего состояния организма человека и являются достаточно информативными для диагностики и мониторинга ряда заболеваний.

Чрезвычайно важна развивающаяся в настоящее время область ранней диагностики нарушений речи, которая позволяет вовремя выявлять и лечить разнообразные неврологические нарушения (дистония, дисартрия, паркинсонизм, патологии кровообращения, когнитивные нарушения и т.д.), что имеет решающее значение для людей пожилого возраста.

Важным вопросом также является адаптация существующих и разработка новых протоколов, алгоритмов и методов медицинской диагностики в приложении к интернету вещей, которые позволят осуществлять самоконтроль и индивидуальную удаленную медицинскую диагностику пользователей



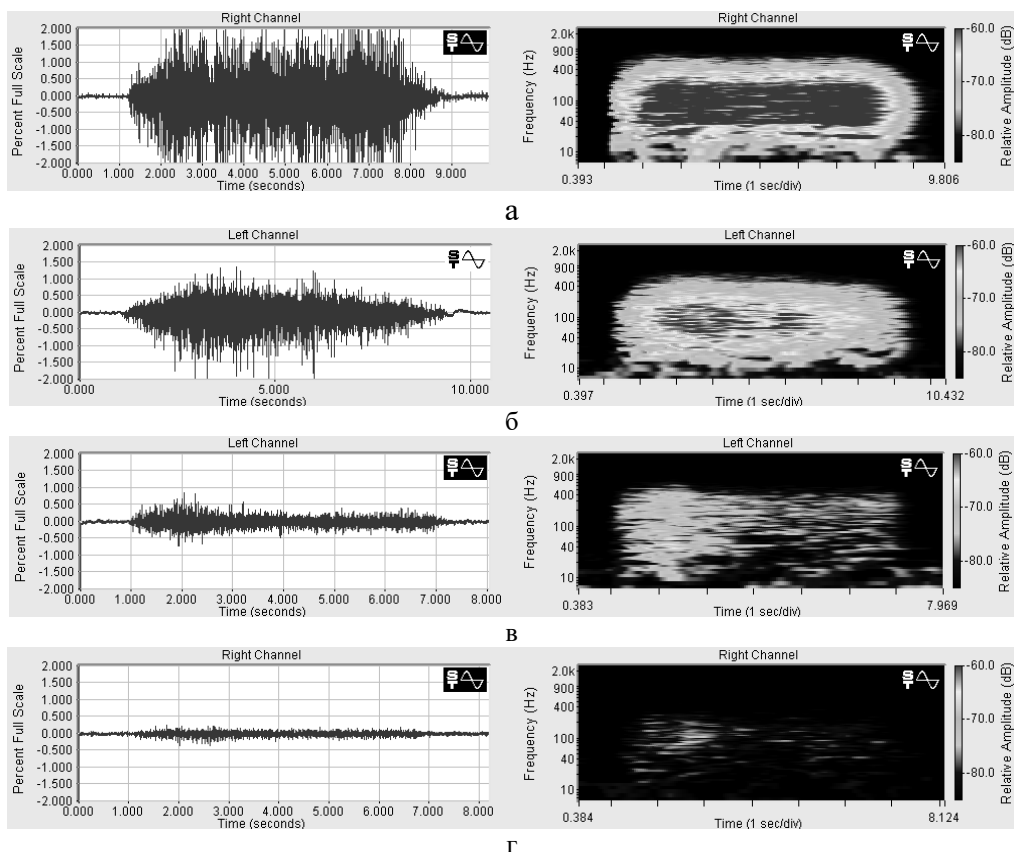
(в том числе пожилых людей, инвалидов, пациентов с хроническими заболеваниями, ведущих активных жизней) на основе предложенной интеллектуальной системы. Авторами уже получены предварительные данные, позволяющие оптимально адаптировать метод цифровой обработки к объекту исследований [5-7].

В рамках проекта будет разработана методология комплексной обработки биомедицинской информации. Это позволит построить более точную математическую модель, которая адекватно описывает поведение медико-биологических функциональных систем, что в конечном счете повысит точность диагностики. Система обеспечит декомпозицию биомедицинских сигналов и расчет диагностически важных параметров, описывающих индивидуальное физиологическое состояние пользователя, а также оценку динамики изменения этого состояния. Результаты экспресс-оценки послужат основой для генерации автоматических рекомендаций по улучшению состояния пользователя.

В качестве примера накопленного авторами опыта цифровой обработки биомедицинских сигналов опишем исследования электромиограмм (ЭМГ).

Проведены клинические исследования суммарной электромиограммы, зарегистрированной в двух группах (здоровые люди и пациенты с патологическими изменениями мышечной ткани вследствие заболеваний суставов). Анализ результатов суммарной ЭМГ с использованием метода частотно-временного анализа показал его эффективность для информативной качественной и количественной оценки функционального состояния нервно-мышечной системы человека.

Качественный анализ нестационарной по своей природе структуры ЭМГ-сигнала (включая временную локализацию его спектральных составляющих) и динамики параметров при сокращении мышц осуществляется на основе спектрограммы, которая представляет собой графическое отображение амплитудной, частотной и временной составляющих биомедицинского сигнала в режим реального времени (рисунок 2). Также можно оценить способность мышцы к концентрическому напряжению с помощью спектрограммы.



**Рис.2.** Суммарные ЭМГ-сигналы и спектрограммы мышцы *m. gastrocnemius medialis* в норме и патологии (а - тренированного испытуемого; б - нетренированного испытуемого; в - в случае ослабленного состояния мышечной ткани; г - при патологических изменениях мышечной ткани)

Для количественной оценки суммарной ЭМГ предложен амплитудно-частотный критерий оценки функционального состояния нервно-мышечной системы человека: показатель отношения средней амплитуды сигнала ЭМГ к эффективной ширине спектра. Данный критерий позволяет учитывать основные параметры нестационарного биомедицинского сигнала (амплитуду и частоту), что дает возможность быстрой и эффективной экспресс-диагностики функционального состояния нервно-мышечной системы с использованием автоматизированных комплексов частотно-временной обработки сигналов ЭМГ.

Предложенные методы качественной и количественной оценки сложных сигналов ЭМГ могут быть использованы для прогнозирования периода восстановления нарушенных двигательных функций; как критерий при выборе средств и методов физической реабилитации; для контроля динамики нарушений функций и объективной оценки эффективности лечения.

Еще один пример разработок авторов - цифровая обработка речевых сигналов в норме и при неврологических расстройствах (рисунок 3). Предложен метод качественной и количественной дифференциальной диагностики бульбарного паралича на основе цифровой обработки речевых сигналов. Для реализации этого метода авторами было разработано программное обеспечение с графическим пользовательским интерфейсом, которое позволяет повысить точность и скорость диагностики.

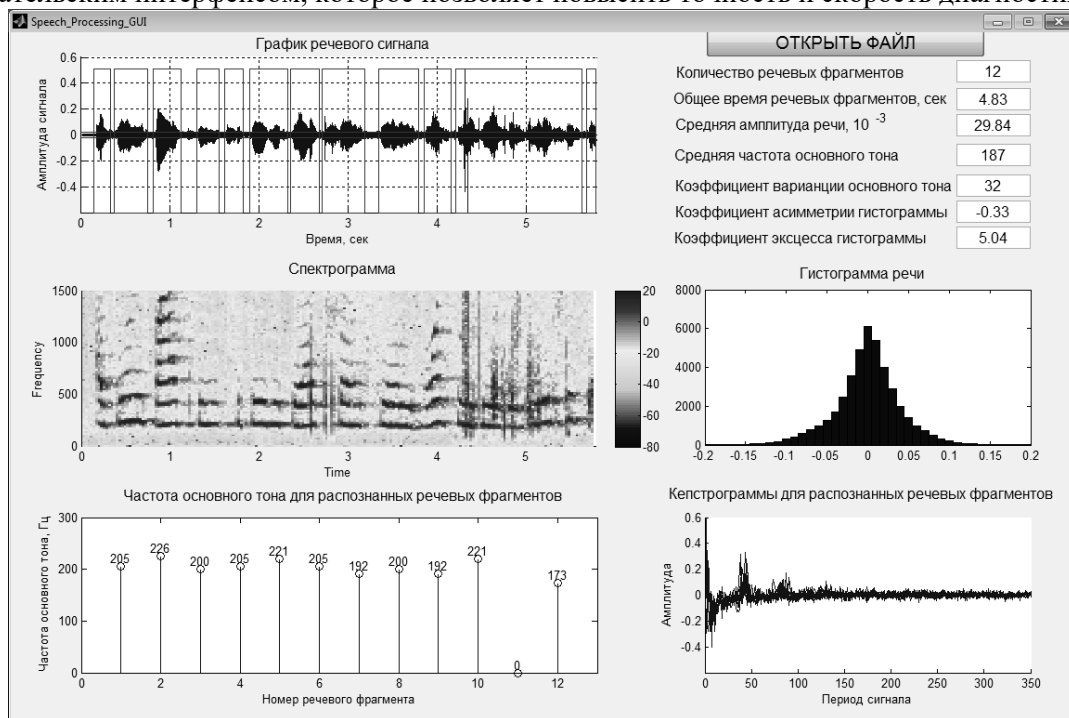


Рис.3. Результаты обработки речевого сигнала при бульбарном синдроме.

### Заключение

В данной статье представлен проект интеллектуальной системы персонального мониторинга здоровья человека. Спроектированная система обеспечивает: неинвазивное измерение основных параметров функционального состояния человека с помощью известных биомедицинских датчиков; передачу информации на мобильное устройство пользователя по Bluetooth; экспресс-оценку состояния здоровья с помощью методов обработки биомедицинских сигналов на базе мобильного приложения; передачу информации на сервер для углубленной обработки с помощью специального программного обеспечения.

### Список литературы

1. Osipov A. Method of time-frequency analysis of compound electromyogram in estimation of neurogenic control efficiency in human skeletal muscles / A. Osipov, M. Mezhennaya, N. Davydova, I. Ilyasevich, M. Davydov, E. Soshnikova, V. Kulchitsky // *Activitas Nervosa Superior Rediviva*. - Volume 57, No.4, 2015. - P.101-107.
2. Mezhennaya M. Time-Frequency Analysis of Global Electromyogram in Qualitative and Quantitative Estimation of Human Neuromuscular System Functional Condition / M. Mezhennaya, A. Osipov, N. Davydova, I. Ilyasevich, M. Davydov, V. Kulchitsky // *Biomedical electronics*. - Moscow, No. 2, 2012. - P. 3-11.

3. Mezhennaya M. The therapy and diagnostic hardware-software complex of total electromyography and electrical stimulation / M. Mezhennaya, A. Osipov, N. Davydova, M. Davydov // Proceedings of Conference "Facilities of Medical Electronics and Novel Medical Technologies – MedElectronics-2014". – BSUIR, 2014. – P.268-272.
4. Davydova N. Estimation of the variability of human motor skill on the basis of electrophysiological and biomechanical parameters of movement / Davydova N., Osipov A., Kulchitsky V., Davydov M., Mezhennaya M. // Reports of BSUIR. - 2014. – No. 1 (63). - P. 40-46.
5. Ruiz L. Algorithm of the calculation adaptive lifting wavelet transform based on the diffusion of prediction error / Ruiz L., Boriskevich A. // Reports of BSUIR. – 2013. – No. 6. – P. 55-61.
6. Boriskevich A. Technology of vector low-speed Fourier coding of a speech signal / A. Boriskevich, A. Antonchik // Special equipment. – 2010. – No. 3. – P. 40-48.
7. Al-Ademi J. Method of evaluating the impact of pulse magnetic fields on the human body tissues / Al-Ademi J., Davydov M., Nasonova N., Palko T., Lynkov L. // Devices. 2014. – No. 12 (174) – P. 45-48.

#### References

1. Osipov A. Method of time-frequency analysis of compound electromyogram in estimation of neurogenic control efficiency in human skeletal muscles / A. Osipov, M. Mezhennaya, N. Davydova, I. Ilyasevich, M. Davydov, E. Soshnikova, V. Kulchitsky // *Activitas Nervosa Superior Rediviva*. - Volume 57, No.4, 2015. - P.101-107.
2. Mezhennaya M. Time-Frequency Analysis of Global Electromyogram in Qualitative and Quantitative Estimation of Human Neuromuscular System Functional Condition / M. Mezhennaya, A. Osipov, N. Davydova, I. Ilyasevich, M. Davydov, V. Kulchitsky // *Biomedical electronics*. - Moscow, No. 2, 2012. - P. 3-11.
3. Mezhennaya M. The therapy and diagnostic hardware-software complex of total electromyography and electrical stimulation / M. Mezhennaya, A. Osipov, N. Davydova, M. Davydov // Proceedings of Conference "Facilities of Medical Electronics and Novel Medical Technologies – MedElectronics-2014". – BSUIR, 2014. – P.268-272.
4. Davydova N. Estimation of the variability of human motor skill on the basis of electrophysiological and biomechanical parameters of movement / Davydova N., Osipov A., Kulchitsky V., Davydov M., Mezhennaya M. // Reports of BSUIR. - 2014. – No. 1 (63). - P. 40-46.
5. Ruiz L. Algorithm of the calculation adaptive lifting wavelet transform based on the diffusion of prediction error / Ruiz L., Boriskevich A. // Reports of BSUIR. – 2013. – No. 6. – P. 55-61.
6. Boriskevich A. Technology of vector low-speed Fourier coding of a speech signal / A. Boriskevich, A. Antonchik // Special equipment. – 2010. – No. 3. – P. 40-48.
7. Al-Ademi J. Method of evaluating the impact of pulse magnetic fields on the human body tissues / Al-Ademi J., Davydov M., Nasonova N., Palko T., Lynkov L. // *Devices*. 2014. – No. 12 (174) – P. 45-48.

#### Сведения об авторах

Осипов А.А., к.т.н., доц., проректор БГУИР по научной работе  
 Давыдов М.В. к.т.н., доц., первый проректор БГУИР  
 Борискевич А.А., д.т.н., проф., профессор БГУИР  
 Меженная М.М., к.т.н., доц., доцент БГУИР  
 Давыдова Н.С., к.т.н., доц., доцент БГУИР  
 Хазановский И.О., зам. начальника Центра 1.9 НИЧ БГУИР  
 Фролов А.В., д.б.н., к.т.н., проф., РНПЦ Кардиология  
 Пацеев А.В., врач кардиолог/аритмолог, РНПЦ Кардиология  
 Пацеев С.В., врач акушер-гинеколог, Городской клинический родильный дом №2

#### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
 г.Минск, ул. П. Бровки, 6  
 Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
 тел. +375 29 3833499  
 e-mail: mezhennaya@bsuir.by  
 Меженная Марина Михайловна

#### Information about the authors

Osipov A.A., PhD, associate professor, Vice-Rector for Research and Development of BSUIR  
 Davydov M.V. PhD, associate professor, First Vice-Rector of BSUIR  
 Boriskevich A.A., PhD, Professor of BSUIR  
 Mezhennaya M.M., PhD, Associate professor of BSUIR  
 Davydova N.S., PhD, Associate professor of BSUIR  
 Khazanovsky I.O., Deputy Head of the Center 1.9 of the BSUIR Research Department  
 Frolov A.V., PhD, Professor, Republican Scientific and Practical Center "Cardiology"  
 Patseev A.V., cardiologist/arrhythmologist, Republican Scientific and Practical Center "Cardiology"  
 Patseev S.V., obstetrician-gynecologist, City Clinic Maternity Hospital No. 2

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
 Minsk, P. Brovka st., 6  
 Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics  
 tel. +375 29 3833499  
 e-mail: mezhennaya@bsuir.by  
 Mezhennaya Marina

УДК 616.517:616.72-002]:615.832.9

**МЕТОД КРИОПУНКТУРЫ В ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ПСОРИАТИЧЕСКИМ АРТРИТОМ**

Л.В.ПОДСАДЧИК, Л.А.МАЛЬКЕВИЧ, А.П.СИВАКОВ С.М.МАНКЕВИЧ, Т.И. ГРЕКОВА

*ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»,**ул. П.Бровки 3, Минск, Беларусь**УО «Белорусский государственный медицинский университет»*

**Аннотация:** Метод криопунктуры предложен для лечения пациентов с псориатическим артритом. Использование криопунктуры способствует улучшению течения заболевания и уменьшает болевой синдром.

*Ключевые слова:* криопунктура, псориатический артрит, лечение

**THE CRYOPUNCTURE METHOD IN TREATING PATIENTS WITH PSORIATIC ARTHRITIS**

L.V. PODSADCHIK, L.A.MALKEVICH, A.P. SIVAKOV A.,

S.M.MANKEVICH, T.I. GREKOVA

*Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk, Belarus**Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus*

**Abstract:** Method of cryopuncture therapy were proposed to treat patients with psoriatic arthritis. The use of cryotherapy contributes to improving the course of the disease, decreasing the pain syndrome.

*Keywords:* cryopuncture, psoriatic arthritis, treatment

**Введение.** Псориатический артрит (ПА) – аутоиммунное хроническое воспалительное заболевание суставов, которое развивается у пациентов страдающих псориазом. Как правило, кожные проявления псориаза предшествуют развитию ПА, иногда артрит и кожные проявления заболевания развиваются одновременно. В 12 % случаев ПА возникает раньше, чем кожный псориаз. Согласно литературным данным распространенность артрита среди пациентов с псориазом колеблется от 12 до 48%. Наиболее часто ПА начинается в возрастном периоде от 20 до 50 лет, причем мужчины и женщины болеют одинаково часто.

Причина ПА в настоящее время не установлена, поэтому лечебные мероприятия носят патогенетический и симптоматический характер, сочетая в себе системные методы воздействия на аутоиммунный воспалительный процесс и локальную терапию псориатических артритов.

В клинической картине заболевания преобладают поражения от моно- и олигоартрита до генерализованного поражения суставов и позвоночника с внесуставными проявлениями. Нередко с самого начала заболевание сопровождается выраженными экссудативными явлениями в пораженных суставах, максимальной активностью воспалительного процесса, быстро прогрессирующим течением с развитием стойкого болевого синдрома, ухудшением общего состояния, быстрой утомляемостью, снижением работоспособности. Морфологические изменения в суставах, выражающиеся в развитии хронического синовита с преобладанием фиброзных изменений, периостит, эрозивные изменения в суставном хряще и эпифизах костей, приводят к анкилозированию суставов и позвоночника. Все это способствует существенному снижению качества жизни пациентов.

Комплекс лечебных и реабилитационных мероприятий при воспалительных заболеваниях суставов и позвоночника должен быть направлен на подавление активности и прогрессирования процесса, купирование болевого синдрома (боли в позвоночнике, крестцово-подвздошных и периферических суставах), скованности, профилактику обострения, поддержку способности пациента к работе и, в конечном итоге, улучшение качества жизни.

Среди лечебных и реабилитационных средств приоритет отдается медикаментозной терапии, которая включает одновременное применение быстродействующих, обладающих отчетливым противовоспалительным эффектом препаратов (стероидных и нестероидных противовоспалительных средств), а также рефлексотерапевтическим и физиотерапевтическим

методам лечения, выбор и направленность которых зависит от степени активности воспалительного процесса и стадии заболевания. При высокой степени активности физиотерапия применяется ограниченно, однако, в последние годы актуальным становится воздействие физическими факторами на точки акупунктуры (физиопунктура).

**Целью исследования** нашего исследования явилась оценка эффективности методов физиопунктуры (криопунктуры и лазеромагнитопунктуры) в комплексном лечении пациентов с псориатическим артритом.

**Материалы и методы:** Под наблюдением находились 30 пациентов с ПА, амбулаторных и находящихся на стационарном лечении в ревматологических отделениях УЗ г. Минска в 2017-2019гг.

Исследуемые группы оказались однородными по половому и возрастному признаку, клиническому течению заболевания. Средний возраст - 42,5±0,1 лет. Давность заболевания в исследуемых группах составила от 5 до 10 лет (62-74%). Поражение дистальных межфаланговых суставов пальцев отмечалось у 40% пациентов, плюснефаланговые, проксимальный и дистальный межфаланговый суставы одного и того же пальца были вовлечены у 80 % больных, у 20 % пациентов отмечались поражение локтевых, коленных суставов и крестцово-подвздошных сочленений, наличие псориатических фокусов на коже и ногтях наблюдались у 60 % пациентов.

Все пациенты получали традиционное медикаментозное лечение, которое включало в себя нестероидные противовоспалительные препараты. Пациентам основной группы на фоне медикаментозного лечения проводилась криопунктура. Пациенты контрольной группы получали только медикаментозную терапию.

Криопунктура осуществлялась от аппарата «Криоджет С200» воздушной струей. Использовались акупунктурные точки (АТ) каналов печени (F) - F3, F7, почек (R)-R3, селезенки-поджелудочной железы (RP)-RP6, канала мочевого пузыря (V) – V31-32, V27, V28, заднесрединного меридиана (VG) - VG3, VG4, канала трех обогревателей (TR) – TR5, толстого кишечника (GI) – GI4. На одну процедуру криопунктуры использовалось 6-8 АТ, комбинировались локальные и точки широкого спектра действия, курс лечения 10 процедур, ежедневно.

До и после лечения оценивались клинические проявления заболевания, а также определялись сроки купирования болевого синдрома по визуальной аналоговой шкале (ВАШ), эффективность лечения пациентов ПА. После проведенного лечения пациентам предлагалось оценить эффективность лечения по пятибалльной шкале: отличный – 5 баллов, хороший – 4 балла, удовлетворительный – 3 балла, без изменений – 2 балла, ухудшение – 1 балл. В последующем для сравнительного анализа рассчитывался средний балл.

Сравнительный анализ относительных величин осуществлялся с помощью методов вариационной статистики с использованием встроенных функций электронно-вычислительной таблицы Excel фирмы Microsoft.

**Результаты и обсуждение.** В период обострения ведущим клиническим проявлением у пациентов ПА является болевой синдром и ограничение движений в пораженных суставах.

В результате проведенного лечения отмечалось заметное уменьшение болевого синдрома (уменьшение интенсивности боли по визуальной аналоговой шкале на 50% и более от исходного уровня) в группе с применением криопунктуры от 80 баллов до 30 к пятой процедуре. В контрольной группе болевой синдром сохранялся в течение всего периода наблюдения и составил 52 балла.

Оценивая динамику псориатических фокусов на коже у пациентов с ПА, следует отметить, что уменьшение интенсивности кожных проявлений псориаза отмечалось после окончания курса криопунктуры к 25 – 30 дню в основной группе и без динамики – у пациентов контрольной группы.

Критериями оценки эффективности комплексного лечения пациентов с ПА с использованием криопунктуры явились: ослабление болевого синдрома, увеличение объема движе-

ний в пораженных суставах. Следует отметить, что в процессе лечения в группе пациентов, которым назначались методы криопунктуры не отмечалось категории «ухудшение».

Показатели периферической крови, биохимические показатели в контрольной и исследуемых группах оказались без достоверных изменений.

При проведении методов криопунктуры не наблюдалось неблагоприятных побочных явлений и осложнений ни во время проведения процедуры, ни после их завершения.

После окончания курса КП все пациенты отмечали улучшение сна и состояние «психологического комфорта».

**Выводы.** Таким образом, включение в комплексную терапию пациентов с псориатическим артритом метода криопунктуры повышает эффективность лечения, что подтверждается достоверным уменьшением болевого синдрома, позволяет уменьшить кожные проявления псориаза, увеличивает двигательную активность, способность к самообслуживанию, снижает степень функциональной недостаточности и отодвигает сроки наступления инвалидности.

#### Литература

1. Гаваа Лувсан. Традиционные и современные аспекты восточной рефлексотерапии.–М.:–Наука.–1986.–576с.
2. Cryotherapy. Theoretical bases, biological effects, clinical applications /Edited by: A Sieron, G. Cieslar, A. Stanek. - Alfamedica press, 2010. - 158 p.
3. Marino, F.E. Methods, advantages, and limitations of body cooling for exercise performance./ British Journal of Sports Medicine, 36 (1), p.89-94, 2000.

#### References

- 1.Gavaa Luvsan. Traditsionnye i sovremennyye aspekty vostochnoy refleksoterapii.–М.:–Nauka.–1986.–576s.
2. Cryotherapy. Theoretical bases, biological effects, clinical applications /Edited by: A Sieron, G. Cieslar, A. Stanek. - Alfamedica press, 2010. - 158 p.
3. Marino, F.E. Methods, advantages, and limitations of body cooling for exercise performance./ British Journal of Sports Medicine, 36 (1), p.89-94, 2000.

### СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К КАЧЕСТВУ СПИРОМЕТРИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ: АППАРАТНАЯ ПОДДЕРЖКА, ЭКСПЕРТНЫЕ СИСТЕМЫ МАНИЧЕВ И.А.<sup>1</sup>, Т.И. ГРЕКОВА<sup>2</sup>, А.П. СИВАКОВ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ООО «Белинтелмед», ул.Геологическая, 117-8, г.Минск, 220138, Республика Беларусь.

<sup>2</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, ул.П.Бровки, 3, г.Минск, 220039, Республика Беларусь.

**Аннотация.** В рамках данного сообщения изложены основные нововведения стандартизации спирометрии ATS/ERS-2019 по отношению к предыдущей ATS/ERS-2005. Рассмотрены вопросы аппаратной поддержки и особенностей и программного обеспечения (ПО), регламентируемые вышеупомянутым отчётом и позволяющие повысить диагностическую значимость спирометрического тестирования.

**Ключевые слова:** Новые стандарты спирометрии.

### MODERN APPROACHES TO THE QUALITY OF SPIROMETRY TESTING: HARDWARE SUPPORT AND EXPERT SYSTEMS

MANICHEV I.A.<sup>1</sup>, GREKOVA T.I.<sup>2</sup>, SIVAKOV A.P.<sup>2</sup>

**Abstract.** The main innovations of spirometry standardization of ATS/ERS-2019 in respect to the previous ATS/ERS-2005 are presented in these theses. The issues of hardware support and expert systems are considered, which are regulated by the above-mentioned report and permitting to raise diagnostic significance of spirometry testing.

**Keywords:** The main innovations of spirometry standardization.

#### Введение

Спирометрия рассматривается отдельно в ряду методов функциональной диагностики – её диагностическая значимость результатов кардинально зависит от сотрудничества с пациентом при тестировании, а также от подготовленности и мотивации медицинского персонала, проводящего исследование функции внешнего дыхания (ФВД). Корректная интерпретация результатов спирометрии в силу наличия различных систем должных величин («predicted values»), границ нормы и патологических отклонений спирометрических показателей зачастую представляет сложность, особенно для врачей общей практики, терапевтов и педиатров.

В силу указанных выше обстоятельств в клинической практике широко распространено не корректное проведение исследований ФВД, а также не корректная интерпретация их данных. По данным ряда исследователей [1-3], к некачественным можно отнести от 30 до 60% выполненных тестов. Недостаточное внимание к калибровке приборов может вызывать существенное увеличение погрешности выполняемых измерений [4]. В таких обстоятельствах помимо значительных финансовых расходов, а также затрат времени пациентов и медицинского персонала, спирометрия может быть бесполезной и даже нанести вред пациенту при проведении лечебных и реабилитационных мероприятий в результате недостоверной диагностики [5, 6].

Вышеизложенное иллюстрирует важность стандартизации спирометрии, требований к техническим характеристикам оборудования, и, что менее известно, к его программному обеспечению (экспертным системам).

Европейское Респираторное Общество (ЕРО/ERS) и Американское Торакальное Общество (АТО/ATS) в 2019 году представили новый технический отчёт, регламентирующий как порядок выполнения тестов, так и существенно возросшие технические требования к спирометрическому оборудованию [7]. В рамках данного сообщения мы обратим внимание именно на аппаратную поддержку и особенности программного обеспечения (ПО), регламентируемые вышеупомянутым отчётом.

#### **Требования к оборудованию**

Новый подход возлагает на производителя ответственность за соответствие всех вновь выпускаемых спирометров, а также модернизацию уже эксплуатирующихся текущему обновлению стандарта ISO 26782-2016 [8], в соответствии с которым спирометрическое оборудование должно иметь максимально допустимую погрешность по объёму  $\pm 2,5\%$  и  $\pm 0,5\%$  для калибровочного шприца. Спирометры должны предоставлять исследователю возможность ежедневной трёхпоточковой калибровки с формированием протокола калибровки и указанием корректирующих действий в случае неудовлетворительных результатов выполненной калибровки. Такой же принцип информирования исследователя, как критически важного звена получения диагностически значимых результатов спирометрии, о технически приемлемых измерениях должен быть реализован и в процессе тестирования пациентов. В качестве предпочтительной системы должных величин отчёт предписывает использование нормы в соответствии с GLI-2012, мультиэтнические и позволяющие тестировать пациентов в возрасте от 3 и до 95 лет.

#### **Выполнение измерения ФЖЕЛ**

Должна быть обеспечена запись и анализ 3-х различных фаз измерения ФЖЕЛ:

- максимальный вдох;
- форсированный выдох на продолжении не менее 15 с;
- форсированный вдох до уровня общей ёмкости лёгких (ОЕЛ).

Запись 3-й фазы особенно важна при проведении исследования экстраторакальной обструкции. Экспертная система спирометра должна информировать оператора как о достижении плато на кривой объём-время, так и о превышении максимально рекомендуемой длительности форсированного выдоха.

#### **Оценка качества измерений**

Помимо приемлемых измерений стандартизация 2019 г. вводит понятие «usability» - возможность использования, пригодность. Тем самым стандартизация поворачивается лицом к реальной практике спирометрического тестирования и признаёт тот факт, что не каждый пациент в силу разных причин в состоянии добиться идеального выполнения тестов – как минимум трёх технически приемлемых и воспроизводимых измерений. Тем важнее использовать даже частично приемлемые попытки – может быть, при повторном тестировании не удастся добиться более приемлемых результатов.

Термин ЕОТ («end of test» - конец теста) заменён на ЕОФЕ («end of forced expiration» - конец форсированного выдоха), что подчёркивает важность заключительного в тестировании ФЖЕЛ

этапа форсированного вдоха. Отметим также признание стандартизацией 2019 г. той реальной ситуации, когда дети и молодые люди с высокой эластичной отдачей, а также пациенты с рестриктивными нарушениями ФВД не способны выдыхать достаточно долго для достижения плато на кривой объём-время. При этом результат тестирования считается приемлемым, если пациент неоднократно достигает одной и той же величины ФЖЕЛ с учётом требуемой воспроизводимости (150 мл для взрослых и детей старше 6 лет; 100 мл – для пациентов младше 3 лет).

Новая стандартизация не требует достижения конкретной длительности выдоха Тфжел для признания теста технически приемлемым, тем самым устраняя довольно нелепое требование ATS/ERS-2005 об обязательности достижения длительности форсированного выдоха в 6 секунд и более для любых пациентов старше 6 лет; более 3 секунд – для детей младше 6 лет. Для детей младше 6 лет новая стандартизация допускает использование показателя ОФВ<sub>0,75</sub> наравне с показателем ОФВ<sub>1</sub> в случае недостижения маленьким пациентом длительности форсированного выдоха 1 секунда и более с учётом обратной экстраполяции. Отметим также, что исключение из стандартизации минимального необходимого значения Тфжел требует повышенного внимания исследователя, а также доктора, интерпретирующего спирограмму, к анализу завершающей части измерения на предмет досрочного прекращения выдоха – особенно при использовании спирометров с отсутствием ПО для анализа качества тестов.

Новая стандартизация прямо указывает, что экспертная система спирометра должна обеспечивать явную обратную связь оператору и указывать приемлемость ОФВ<sub>1</sub> и ФЖЕЛ при завершении каждого измерения в виде текстовых сообщений на экране прибора и в печатном протоколе, а также сигнализировать о неприемлемом уровне нулевого потока до начала тестирования.

Все приемлемые и пригодные измерения должны быть сохранены в долговременной памяти прибора (не менее 5 измерений в тесте ЖЕЛ и 8 измерений в тесте ФЖЕЛ) и быть доступными для последующего анализа, поскольку диагностически значимые значения показателей могут быть достигнуты не в самых лучших с точки зрения технической приемлемости попытках. При тестировании детей может понадобиться и большее количество попыток, поскольку дети зачастую выполняют не все измерения с надлежащим усилием. Новая стандартизация обращает внимание на тот факт, что приемлемые значения ОФВ<sub>1</sub> и приемлемые значения ФЖЕЛ могут быть записаны в разных измерениях.

### **Градации качества тестов**

Система оценки качества исполнения спирометрических измерений, возможно, является самым важным нововведением стандартизации 2019 года. Измерения, исполненные при максимальном объёме лёгких с максимальным усилием, более повторяемы и воспроизводимы, чем выполненные с субмаксимальными объёмами и субмаксимальными усилиями. Соответственно, первые диагностически значимы, а диагностическая значимость других может вызывать сомнения. Предложенная система оценки от уровня достоверности А – в наличии 3 или более технически приемлемые и воспроизводимые попытки (максимально возможный уровень достоверности) – до уровня достоверности F – в наличии нет ни одной приемлемой или пригодной попытки (исследование не имеет диагностической значимости, хотя может содержать целый набор неприемлемых измерений) позволяет врачу, интерпретирующему спирограмму, получить представление не только о том, каких результатов добились в процессе тестирования, но, что более важно, каким образом это тестирование проводилось, является ли оно диагностически значимым.

### **Заключение.**

Таким образом, стандартизация спирометрии ATS/ERS-2019 возводит на соответствующий времени качественно новый уровень требования к достоверности выполнения спирометрических исследований, оборудованию для проведения спирометрии, а также его программному обеспечению. Вместе с тем, ATS/ERS-2019 устраняет некоторые утратившие актуальность, вносившие неоправданные затруднения в реальную практику спирометрии положения предыдущей стандартизации ATS/ERS-2005. Новая стандартизация 2019 года повышает достоверность и диагностическую значимость спирометрического тестирования, повышает уровень доверия к её функциональным заключениям, позволяет своевременно диагностировать и проводить адекватную контролируемую терапию бронхолегочных заболеваний.

Отметим также, многие положения ATS/ERS-2019 уже воплощены в экспертных системах спирометров автономных запоминающих MAC2 производства компании Белинтелмед модельного ряда начиная с 2017 г., ([www.belintelmed.com](http://www.belintelmed.com)), причём некоторые из них – ещё до появления самих



рекомендаций ATS/ERS-2019. В начале 2021 г. планируется выпуск версий ПО для всего модельного ряда спирометров MAC2, в полном объеме реализующих рекомендации ATS/ERS-2019.

#### Список литературы

1. Чучалин А. Г. Современная модель врача-пульмонолога // Пульмонология. — 2012. — №4. — С. 5–15. DOI: 10.18093/0869-0189-2012-0-4-5-15
2. Müller-Brandes C., Krämer U., Gappa M. et al. LUNOKID: can numerical American Thoracic Society/European Respiratory Society quality criteria replace visual inspection of spirometry? // Eur. Respir. J. — 2014. — Vol.43. — P.1347–1356. DOI: 10.1183/09031936.00058813
3. Hegewald M. J., Gallo H. M., Wilson E. L. Accuracy and quality of spirometry in primary care offices // Ann. Am. Thorac. Soc. — 2016. — Vol.13, — P.2119–2124. DOI: 10.1513/AnnalsATS.201605-418OC.
4. Schermer T. R. J., Verweij E. H. A., Cretier R. et al. Accuracy and precision of desktop spirometers in general practices // Respiration. — 2012. — Vol.83. — P. 344–352. DOI: 10.1159/000334320
5. Спирометрия: руководство для врачей/ П.В. Стручков, Д.В. Дроздов, О.Ф. Лукина. – 2-е изд., испр. и доп.- М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018.- 112 с.: ил.
6. Стандарты проведения и оценка результатов спирометрии/ В.С. Никифоров, М.Д. Лунина, Е.И. Давидовская, И.А. Маничев, В.Г. Щербицкий. – Учебное пособие. – СПб.: Издательство «КультИнформПресс», 2017. – 56 с.
7. 2019 Update. An Official American Thoracic Society and European Respiratory Society Technical Statement // Am. J. Respir. Crit. Care. Med. — 2019. — Vol.200. — №4. — e70–e88. DOI: 10.1164/rccm.201908-1590ST
8. Спирометры, предназначенные для измерения параметров форсированного выдоха человека. Технические требования и методы испытаний. Национальный стандарт Российской Федерации. ГОСТ Р ИСО 26782 — 2016. [Электронный ресурс] // URL: [https://standartgost.ru/g/ГОСТ\\_Р\\_ИСО\\_26782-2016](https://standartgost.ru/g/ГОСТ_Р_ИСО_26782-2016). (дата обращения: 12.01.2020)

УДК 617.546-009.7:[615.847:615.814.1

#### АНАЛГЕЗИРУЮЩАЯ ЭЛЕКТРОРЕФЛЕКСОТЕРАПИЯ ДОРСАЛГИЙ В СТРУКТУРЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПЕРИФЕРИЧЕСКОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

С.М. МАНКЕВИЧ, А.П. СИВАКОВ, Л.В. ПОДСАДЧИК, Т.И. ГРЕКОВА

*Белорусская медицинская академия последипломного образования  
г. Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** Использование электрорефлексотерапии (электроаку-пунктуры) при заболеваниях периферической нервной системы значительно повышает терапевтическую эффективность борьбы с болевым синдромом. Разработана методика нейротропной электроакупунктурной анальгезии, изучалось ее дифференцированное использование при дорсалгиях различной локализации. Апробированы параметры тормозного воздействия на основе подбора частоты следования импульсов. Эффективность методики при различных формах дорсалгий составила: 87%- при цервикалгии, торакалгии, люмбагии и 65% при цервикобрахиалгии, люмбоишалгии. Преимущества электрорефлексотерапии: сокращение сроков лечения, стойкий пролонгированный эффект анальгезии, снижение зависимости от фармакотерапии.

**Ключевые слова:** электрорефлексотерапия, электроакупунктурная анальгезия, дорсалгии, параметры частоты следования импульсов, терапевтическая эффективность, преимущества

**Abstract.** Using of electroreflexotherapy (electroacupuncture) at diseases of peripheral nervous system increases therapeutic efficacy of the fight against pain. A methodology of neutropic electroacupuncture analgesia has been developed, differentiated use at dorsalgia of various localization has been studied. Parameters of braking action based on the selection of pulse repetition frequency have been approved. An efficiency of analgesia at various forms of dorsalgias amounted 87% (cervicalgia, thoracalgia, lumbalgia) and 65% at cervicobrahialgia, lumboishalgia. Advantages of electroreflexotherapy: treatment periods are shortened, a long lasting effect of analgesia is providing, dependence on pharmacotherapy is reducing.

**Keywords:** elektrorefleksotherapy, elektroakupuncture analgesia, dorsalgias, parameters, pulse repetition frequency, efficiency, advantags.

#### Введение

Оптимизация лечения заболеваний периферической нервной системы (ПНС) является важнейшей задачей современной рефлексотерапии. Большое внимание уделяется анальгезирующей терапии при дорсалгиях различной локализации.

Электрорефлексотерапия (ЭРТ) как метод электропунктурной, электроakupунктурной нейротерапии в соответствии с принципами традиционной китайской медицины и неврологии решает поставленную задачу наиболее полноценно.

### **Теоретическая часть**

По определению электропунктура (ЭП) – это поверхностная чрезкожная (транскутанная) электронейростимуляция точек акупунктуры (ТА). Электроakupунктура (ЭАП) – глубокая электрорецептивная нейростимуляция через введенные иглы.

Механизм лечебного действия ЭРТ реализуется посредством формирования функциональных систем антиноцицептивной направленности, а именно, системы кратковременного реагирования, связанной с опиатными рецепторами нейронов и системы долговременного реагирования, формирующейся при оптимальном подборе параметров ЭРТ, адекватном выборе объекта нейростимуляции (комбинация зон и ТА), определенной экспозиции.

Анальгезирующий эффект ЭРТ реализуется в большей степени через серотонин-, адренэргический механизмы на сегментарном и центральном уровнях. Импульсы электрического тока, параметры и форма которых сравнимы с параметрами и формой нервных импульсов, создают дополнительный поток импульсации в толстых миелинизированных волокнах, оказывающих влияние на функциональное состояние различных структур спинного мозга (прежде всего желатинозной субстанции) и центральной нервной системы.[4,5]

Вызываемые электрическими импульсами фибрилляции гладких мышц артериол и других сосудов, выброс сосудорегулирующих веществ способствует усилению микроциркуляции, локального и коллатерального кровотока, активизирует местные обменные процессы и защитные реакции. Происходящее при этом усиление венозного оттока обеспечивает удаление продуктов метаболизма, ликвидирует тканевую гипоксию и отек.

Параметры электронейрорефлексотерапии – важнейшая составляющая метода. При воздействии на ТА выбор значений таких параметров, как частота следования импульсов, их длительность, форма и полярность определяется с одной стороны, необходимостью получения желаемого результата, с другой – физиологией процесса возбуждения невралных мембран.[2,3]

Для ЭРТ в различных аппаратах используется биполярная прямоугольная, пилообразная (треугольная), трапецевидная, синусоидальная форма импульса, «спайк-волна» в виде прямоугольного с переходом в треугольный плавнотухающий импульс, воспроизводящий потенциал действия перехвата Ранвье. Его отличает большая крутизна переднего фронта с длительностью 1-3 миллисекунды, что оптимально для возбуждения невралной мембраны.

Изменяя частоту следования импульсов можно достичь некоторой избирательности возбуждения нервных окончаний разных видов (двигательных, чувствительных, вегетативных). Так, оптимальная частота для возбуждения симпатических нервов 1-15 Гц., парасимпатических – 20-100 Гц. Импульсный ток с частотой 100 Гц угнетает деятельность симпатического отдела ВНС, а частота 80-200 Гц эффективно и быстро подавляет ноцицепцию.

Однако, пролонгирование ноцицептивного действия максимально достигается при частоте 5-12 Гц и длительной экспозиции.

Для терапии болевого синдрома наиболее эффективна схема ЭРТ, когда сеанс начинается с воздействия низкой частотой (2-5 Гц), продолжается при частоте 10-12 Гц с переходом к более высоким частотам (от 70 до 200 Гц) и заканчивается при низкой частоте (2-5 Гц). Такой порядок обеспечивает включение всех основных механизмов антиноцицепции. Общая экспозиция при ЭП в среднем составляет 20-30 минут при ЭАП – 10-12 мин, то есть сокращается вдвое.

Анальгезирующая ЭРТ, как правило, осуществляется по тормозной методике. Возникающие афферентные потоки носят диффузный, неспецифический характер, распространяясь центростремительно по мультисинаптическим и медленно проводящим путям в соматовисцеральные структуры на спинальном, стволовом, подкорковом и корковом уровнях, вызывая ряд местных, сегментарных и общих реакций. Такая стимуляция обеспечивает включение эндогенной антиноцицептивной опиатэргической системы. Для, тормозного варианта афферентации необходимо возбудить тонические рецепторы и вызвать депрессию фазных. Это достигается путем пространственно локализованной длительной стимуляции с постепенно нарастающей силой (до возникновения ощущения умеренного зу-

да, распространяющегося на значительную область между электродами) . Эффект торможения наиболее выражен при продолжительности стимуляции более 5 мин.

Цель исследования: разработка и оценка эффективности анальгезирующей методики ЭРТ дорсалгий.

### Материалы и методы

На кафедре рефлексотерапии на базе Клинического Центра традиционной китайской медицины разработана методика нейротропной импульсной ЭРТ для лечения болевого синдрома при заболеваниях ПНС(дорсалгии различной локализации).

Использовались современные аппараты для электронейрорефлексотерапии, позволяющие реализовать вышеизложенные теоретические принципы в полной мере: программно-аппаратный комплекс «Кадр-16», «Рефтон 01-РФ- ТЛС» и аппараты серии «Пролог-02» (Пролог 02Р, Пролог 02М), зарегистрированные в РБ.

Процедура начинается воздействием при частоте 1,14 (1,2)-4,56 (4,6) Гц в течение 2-3 мин., продолжая при частоте 9,125 (10-12) - 36,5 Гц – 2-3 мин с переходом к более высокой частоте в диапазоне 77-146 Гц – 2-3 мин и заканчивая сеанс при начальной низкой частоте – 2-3 мин. Общая суммарная экспозиция составляет 8-12 мин.

Базовый алгоритм методики ЭРТ при заболеваниях ПНС включает проведение ЭАП, ЭП по нейросегментарному принципу: [1,2]

1. симметрично, гомолатерально, контрлатерально на ТА сегментарного соответствия области поражения (паравертебрально, по ходу нервных стволов в зоне иррадиации боли);
2. на отдаленные ТА анальгезирующий, седативной, вегетативной направленности, щелевые сегментарные точки «се» на верхних и нижних конечностях;
3. на триггерные ТА;
4. на аурикулярные ТА.

### Результаты и их обсуждение

Изучалась эффективность анальгезирующей ЭРТ по разработанной методике у пациентов с дорсалгией различной локализации: цервикалгия-15 пациентов, брахиалгия-20, торакалгия-10, люмбалгия-10, дискогенная люмбоишалгия-15.

Процедуры переносились всеми больными без побочных реакций. Подавление болевого синдрома достигалось в течении первого сеанса ЭАП. Анальгезия (гипоальгезия) продолжалась в течении 4-6 часов. Стабилизация результата отмечалась после 3-4 процедуры в 87% случаев дорсалгий (цервикалгия, торакалгия, люмбалгия), к 6-7 сеансу в 65% случаев (при цервикобрахиалгии, люмбоишалгии). Эффективность ЭП была на 15% ниже.

### Заключение

Таким образом, нейротропная импульсная анальгезирующая ЭРТ позволяет повысить эффективность лечения дорсалгий, оптимизировать результаты лечения заболеваний ПНС за счет сокращения сроков лечения, обеспечения стойкого пролонгированного анальгезирующего эффекта; снижения зависимости от фармакорексотерапии.

### Список литературы

1. Гаваа Лувсан. Традиционные и современные аспекты восточной медицины.-М., АО «Московские учебники и картография».-2000.-400с.
2. Самосюк И.З., Лысенюк В.П. Функциональная медицина: Медицинская энциклопедия.- М.: АСТ-Пресс.2004.-526с.
3. Шапкин В.И. Рефлексотерапия: практическое руководство для врачей/В.И.Шапкин.-2-изд., стер.-М.: ГЭОТАР-Медиа.2015.-650с.
4. Мачерет Э.Л., Коркушко О.О. Основы электро- и акупунктуры.-Киев, «Здоровья».1993.-386с.
5. Улащик В.С., Лукомский И.В. Общая физиотерапия: Учебник/В.С.Улащик, И.В.Лукомский. И.В. Общая физиотерапия : Учебник/В.С.Улащик, И.В.Лукомский.Мн., Интерпресссервис; Книжный Дом.2003.-512с.

УДК 004.932.2

## АЛГОРИТМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ЗАДАЧАХ КОМПЬЮТЕРНОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ДИАГНОСТИКИ

КОЗАРЬ Р. В., НАВРОЦКИЙ А. А

*УО Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,  
г. Минск, Республика Беларусь*

**Аннотация.** В данной работе представлены результаты анализа существующих алгоритмов распознавания медицинских изображений. Также предложена модификация алгоритма Собеля, которая учитывает ключевые особенности медицинских изображений. Данная работа имеет существенную научную ценность, поскольку медицинские изображения имеют большое количество особенностей, которые необходимо учитывать на стадии проектирования и создания системы распознавания. Также в данной работе было установлено то, что для получения качественных результатов необходимо решить проблему улучшения качества изображения, проблему улучшения качества распознавания отдельных элементов и, наконец, проблему выбора оптимального метода машинного обучения для последующего анализа и обработки. В данной работе также было выяснено то, что определение оптимальных методов параметрического описания объектов, представляющих интерес, непосредственно связаны с качеством их классификации, что определяет точность последующего анализа таких изображений с минимальной вероятностью ошибки определения патологических процессов и то, что основная задача распознавания медицинских изображений – получение четкого контура исследуемой области. При распознавании был выяснен и учтен тот факт, что качество работы нейронной сети сильно зависит от предъявляемого ей в процессе обучения набора учебных данных. В ходе написания работы в качестве базового алгоритма для его последующей модификации был взят оператор Собеля, поскольку он позволяет вычислять приближенное значение градиента яркости изображения. Однако в ходе работы было выяснено, что матрица, которую использует данный алгоритм, не подходит для распознавания медицинских изображений и было принято решение изменить вариант матрицы на диагональную. Проведенные опыты показывают, что для медицинских изображений фильтр с матрицей маски диагонального вида имеет лучшие показатели по сравнению с оригинальной матрицей-фильтром.

**Ключевые слова:** медицинские изображения, метод Собеля, градиентный фильтр.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## ALGORITHMS FOR RECOGNITION OF MEDICAL IMAGES IN COMPUTER AUTOMATED DIAGNOSTICS TASKS

RAMAN V. KOZAR, ANATOLIY A. NAVROTSKY

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus*

**Abstract.** This paper presents the results of the analysis of existing algorithms for the recognition of medical images. A modification of Sobel's algorithm is also proposed, which takes into account the key features of medical images. This work is of significant scientific value, since medical images have a large number of features that must be taken into account at the stage of design and creation of a recognition system. Also in this work, it was established that in order to obtain high-quality results, it is necessary to solve the problem of improving the image quality, the problem of improving the quality of recognition of individual elements, and, finally, the problem of choosing the optimal machine learning method for subsequent analysis and processing. In this work, it was also found that the determination of optimal methods for the parametric description of objects of interest is directly related to the quality of their classification, which determines the accuracy of the subsequent analysis of such images with a minimum probability of error in determining pathological processes and that the main task of recognizing medical images is obtaining a clear outline of the area of interest. During the recognition, the fact was found out and taken into account that the quality of the neural network is highly dependent on the set of training data presented to it in the learning process. In the course of writing the work, the Sobel operator was taken as the basic algorithm for its subsequent modification, since it allows calculating the approximate value of the image brightness gradient. However, during the work it was found out that the matrix used by this algorithm is not suitable for recognition of medical images and it was decided to change the matrix version to a diagonal one. Experiments have shown that for medical images, a filter with a diagonal mask matrix has better performance compared to the original filter matrix.

**Keywords:** medical imaging, Sobel method, gradient filter.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

### Введение

Медицинские изображения имеют большое количество особенностей, которые необходимо учитывать на стадии проектирования и создания системы распознавания. Основными проблемами при работе с изображениями, полученные путем оптической эндоскопии являются низкое качество и плохой контраст, также на таких изображениях могут наблюдаться различные артефакты и засветки, которые обусловлены ручным способом их получения.

Точный анализ и корректная обработка результатов исследований, полученных методом оптической эндоскопии, позволяют наиболее эффективно выделять патологические процессы. Проблему

повышения качества необходимо решать абсолютно на всех этапах распознавания изображений: сегментации, выделении, анализе распознаваемых объектов, а также их параметрическом описании, классификации.

Классификация позволяет дать ответ на вопрос: являются ли выделенные объекты отражением патологического процесса (см. [1, с. 1]).

Для классификации объектов могут быть применены различные методы машинного обучения, такие как нейронные сети, метод опорных векторов, дискриминантного анализа и т.д. Однако, несмотря на все это, задача автоматизированной диагностики патологических процессов по данным медицинских изображений далека от своего разрешения.

В данной работе был проанализирован опыт, накопленный ведущими исследователями в этой области. Было рассмотрено порядка 50 источников, включающих в себя научные статьи, диссертации и авторефераты диссертаций, книги, научно-популярные статьи, а также материалы научных конференций.

Установлено, что для получения качественных результатов необходимо решить следующие проблемы:

- улучшение качества изображения;
- улучшение качества распознавания отдельных элементов;
- выбор оптимального метода машинного обучения для последующего анализа и обработки.

#### **Выделение критериев обработки медицинских изображений**

Определение оптимальных методов параметрического описания объектов, представляющих интерес, непосредственно связаны с качеством их классификации, что определяет точность последующего анализа таких изображений с минимальной вероятностью ошибки определения патологических процессов. Для определения локальных признаков используются так называемые признаки или каскады Хаара, которые до сих пор являются эффективными (см. [2, с. 145]). Для более точного и правильного выбора метода распознавания медицинских изображений в будущем, а также анализа методов классификации сформулированы критерии для сравнения и обработки изображений:

- форма представления результата (матрица интенсивностей или набор признаков и атрибутов);
  - анализируемый параметр. Определяет, какой из параметров изображения или его части (например, это может быть яркостная, цветовая, градиентная или текстурная информация) будет использоваться при обработке;
  - алгоритм обработки;
  - формат изображения. Определяет цветность изображения, необходимую для работы алгоритма.
- Важно отметить, что алгоритмы Собеля и Канны получают на выходе изображение. А все остальные методы получают на выходе лишь числовые данные. Области изображения, которые прошли через весь каскад, классифицируются тогда, когда правильно классифицируются все прецеденты (см. [3, с. 21]). Параметры, используемые для анализа изображений у всех методов различные, поэтому используются различные методы обработки. Как правило, требуется предварительная обработка изображения.

Результаты сравнения используемых для распознавания медицинских изображений методов представлены в табл. 1.

**Таблица 1.** Обзор методов распознавания медицинских изображений

**Table 1.** Overview of medical image recognition methods

Метод (method)	Форма представления результата (results presentation form)	Анализируемый параметр (analyzed parameter)	Используемый алгоритм (algorithm used)	Тип изображения (image type)
Алгоритм Канны	Изображение	Разрывность яркости, интенсивность	Пороговая обработка	Нет ограничений
Алгоритм Собеля	Матрица интенсивностей	Разрывность яркости	Вычисление градиентов от функции яркости	Полутоновое изображение
Размерность Реньи	Числовые значения	Фрактальная размерность	Обученная нейросеть	Нет ограничений
Метод локальной бинарной текстуры	Числовые значения	Локальный бинарный шаблон	Геометрическая интерпретация, евклидово расстояние	Полутоновое изображение

## Продолжение таблицы 1

Метод (method)	Форма представления результата (results presentation form)	Анализируемый параметр (analyzed parameter)	Используемый алгоритм (algorithm used)	Тип изображения (image type)
Метод Харалика	Числовые значения	Текстурные признаки статистики разностей серого тона в двух соседних точках Харалика по квадратному окну		Полутоновое изображение

**Базовый метод Собеля и его модификация при распознавании медицинских изображений**

Основная задача распознавания медицинских изображений заключается в получении четкого контура исследуемой области. Качество работы нейронной сети сильно зависит от предъявляемого ей в процессе обучения набора учебных данных (см. [4, с. 27]). Один из наиболее точных алгоритмов выделения границ является оператор Собеля – дискретный дифференциальный оператор. Оператор позволяет вычислять приближенное значение градиента яркости изображения. Результатом применения оператора Собеля в каждой точке изображения является либо вектор градиента яркости в этой точке, либо его норма. Результат показывает, насколько «резко» или «плавно» меняется яркость изображения в каждой точке, а значит, вероятность нахождения точки на грани, а также ориентация границы, а также то, представляют ли они плотность в явном виде. (см. [5, с. 345]). Точки изображения, в которых яркость изменяется особенно сильно, называют краями. (см. [6, с. 247]). Для точного выделения краев необходимо правильное определение порога(ограничения). Чем меньше порог, тем больше границ будет находиться, но тем более восприимчивым к шуму станет результат. Высокий порог может потерять слабые края или получить фрагментированную границу. Для выделения границ используется два порога фильтрации: если значение пикселя выше верхней границы – он принимает максимальное значение (граница считается достоверной), если ниже – пиксель подавляется, точки со значением, попадающим в диапазон между порогов, принимают фиксированное среднее значение. В результате задача сводится к выделению групп пикселей, получивших на предыдущем этапе промежуточное значение, и отнесению их к границе (если они соединены с одной из установленных границ) или их подавлению (в противном случае). Пиксель добавляется к группе, если он соприкасается с ней по одному из 8-ми направлений. Оригинальный алгоритм Собеля в большинстве случаев использует область изображения 3x3. Для выделения контуров объектов на изображении может быть использован метод линейной фильтрации, основанный на вычислении аперидической свертки фрагмента изображения со специальным ядром в пространственной области. Для сравнения контуров обычно используются статистические критерии (см. [7, с. 375]). Используемое для вычислений ядро определяет тип линейного фильтра. Для выделения контуров методом линейно фильтрации часто фильтр Собеля (1), имеющий следующий вид:

$$y_{ij} = \sqrt{\left( (a_{i,j} - a_{i,j+2}) + 2 \times (a_{i+1,j} - a_{i+1,j+2}) + (a_{i+2,j} - a_{i+2,j+2}) \right)^2 + \left( (a_{i,j} - a_{i+2,j}) + 2 \times (a_{i,j+1} - a_{i+2,j+1}) + (a_{i,j+2} - a_{i+2,j+2}) \right)^2} \quad (1)$$

Для оси  $ox$  (2):

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Для оси  $oy$  (3):

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Существует такой подход к решению задач распознавания как усиление простых классификаторов (см. [8, с. 21]). Фильтр Собеля основан на обработке изображения специальными масками для различных осей, действие которых фактически равносильно дискретному дифференцированию функции распределения интенсивностей пикселей, находящихся под ней. Матрицы для осей взаимно транспонированные. Изображение представляет собой матрицу интенсивностей пикселей. Первая матрица собирает информацию вокруг пикселя  $a_{ij}$  на строке  $i$  и строке  $j$  изображения в виде следующей суммы (4):

$$X = \sum_{k=1}^3 \sum_{m=1}^3 A_{1,km} b_{km} \quad (4)$$

Аналогичную сумму, имеющую смысл дискретной производной по направлению, ортогональному первому собирает вторая транспонированная матрица (5):

$$Y = \sum_{k=1}^3 \sum_{m=1}^3 A_{2,km} b_{km} \quad (5)$$

Для более качественного распознавания медицинских изображений предлагается использовать модифицированный диагональный вариант масок.

Для оси  $ox$  альтернативная маска будет иметь следующий вид (6):

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & 0 \\ -2 & 0 & 2 \\ 0 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Для оси  $oy$  альтернативная маска будет иметь следующий вид (7):

$$\begin{bmatrix} 0 & 2 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & -2 & 0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Выделение дискретных производных здесь производится не вдоль осей ( $ox$ ) и ( $oy$ ), а под углом 45 градусов к ним.

Матрицы при этом не будут являться взаимно транспонированными. Следовательно, интенсивность линий в модифицированном фильтре больше, а точность контура выше. Чем выше точность контура – тем более достоверной будет выделенная граница.

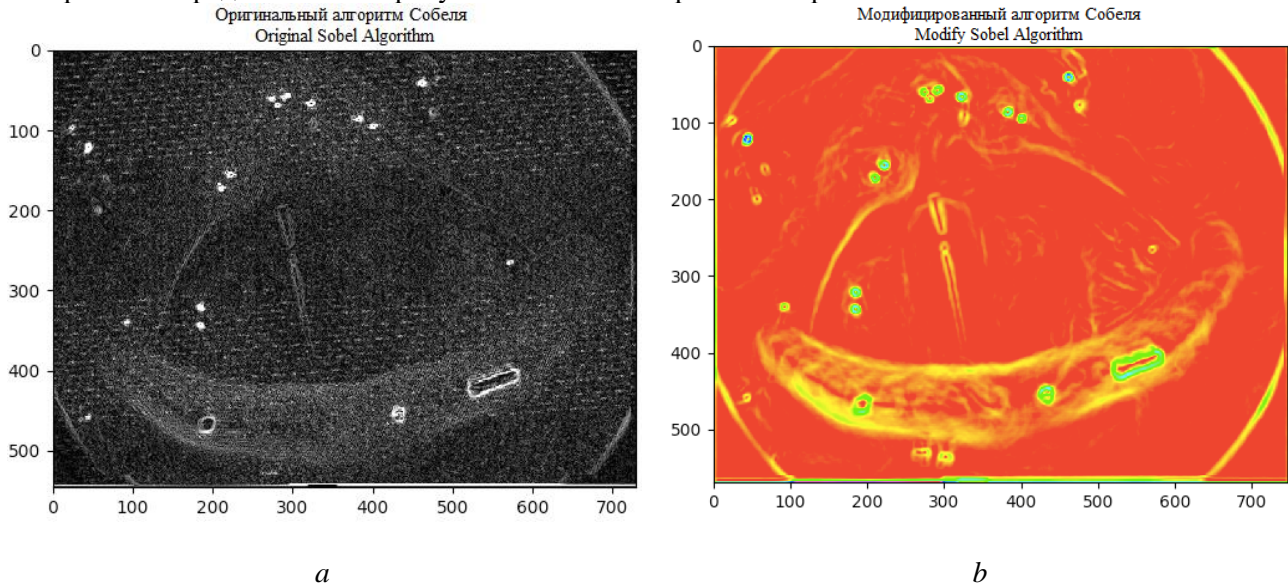
При расчете, для более точного сопоставления результатов, можно внести корректировочный коэффициент  $4/5$  для всех пикселей изображения. За меру сравнения качества фильтра Собеля с различными видами масок можно принять параметр концентрации (8), имеющий смысл среднего минимума интенсивности по  $h$  строкам. Также отметим, что число столбцов матрицы интенсивности изображения равно  $w$  (предполагаем, что черный цвет имеет интенсивность равную нулю).

$$\gamma = \frac{1}{h} \sum_i^k \min_{j=1..w} \alpha_{ij} \quad (8)$$

Опыт показывает, что для медицинских изображений фильтр с матрицей маски диагонального вида имеет лучшие (меньшие) показатели по сравнению с оригинальной матрицей-фильтром. Для медицинских изображений, шириной  $w = 200 \text{ px}$ ,  $\gamma_{(orig)} = 0,295$ ,  $\gamma_{(mod)} = 0,218$ . Для медицинских изображений большого размера, шириной  $w = 500 \text{ px}$ ,  $\gamma_{(orig)} = 0,212$ ,  $\gamma_{(mod)} = 0,2515$ .

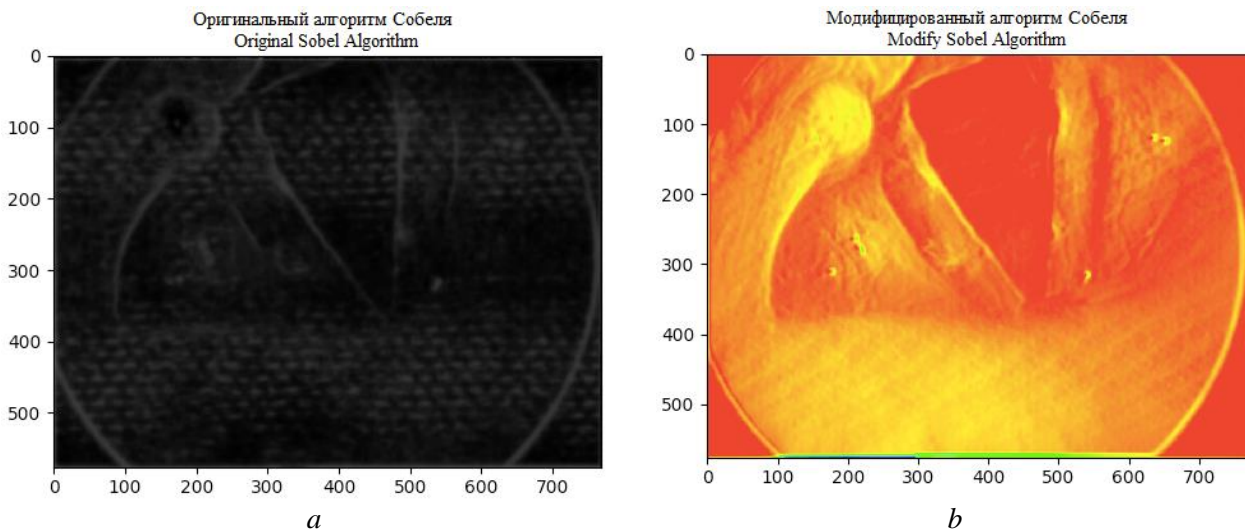
### Результаты, оценка и анализ полученных результатов

Результаты работы модифицированного алгоритма Собеля обработки и распознавания медицинского изображения представлены на рисунках 1 и 2. Это первый и второй опыт соответственно.



**Рис. 1.** Результаты работы распознавания медицинского изображения: *a* – базовым методом Собеля; *b* – модифицированным методом Собеля

**Fig. 1.** Medical Image Recognition Results: *a* – the basic Sobel method; *b* – modified Sobel method



**Рис. 2.** Результаты работы распознавания медицинского изображения: *a* – базовым методом Собеля; *b* – модифицированным методом Собеля

**Fig. 2.** Medical Image Recognition Results: *a* – the basic Sobel method; *b* – modified Sobel method

Предложенная модификация метода Собеля предназначена для анализа медицинских изображений, которые отличаются от обычных высокой вариабельностью характеристик, довольно слабой контрастностью и достаточно сложной геометрической организации объектов. Полученный результат доказывает эффективность фильтра с новой маской. На рисунке 2 представлены результаты обработки медицинского изображения с достаточно большим количеством шумов.

Для оценки проведенных исследований были использованы агрегационные операторы. Проблема агрегации заключается в группировке  $n$ -рядов объектов, принадлежащих одному множеству, в отдельные объекты из этого множества. Таким образом агрегационный оператор может быть определен, как функция, назначающая действительному числу  $u$   $n$ -ряд действительных чисел, описанных выражением (9):



$$y = \text{Agg}(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (9)$$

Данный оператор обладает следующими свойствами:

- идентичность
- монотонность (10):

$$(x_1, \dots, x_n) \leq (y_1, \dots, y_n) \Rightarrow \text{Agg}(x_1, \dots, x_n) \leq \text{Agg}(y_1, \dots, y_n) \quad (10)$$

- граничные условия (11):

$$\text{Agg}(0, \dots, 0) = 0, \text{Agg}(255, \dots, 255) = 255 \quad (11)$$

Все описанные выше условия являются базовыми. В качестве агрегационных операторов, для сравнения результатов, рассмотрены основные числовые характеристики случайных величин для описания среднего – математическое ожидание, арифметическое среднее, медиана, максимум.

Самый простой способ агрегации состоит в том, чтобы использовать простое среднее арифметическое, которое является оценкой математического ожидания. Это доказано в знаменитой теореме Чебышева. Математическое ожидание является одной из основных числовых характеристик, описывающих результат в совокупности. Аналитическое выражение описывается формулой (12):

$$\text{Agg}_{AM}(x_1, \dots, x_n) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (12)$$

Одним из свойств математического ожидания состоит в том, что оно меньше максимального аргумента и больше минимального. В результате получается агрегат – статистическая оценка «среднего значения». Это свойство известно, как свойство компенсации.

Другой оператор, который представляет собой статистическую оценку «среднего значения» – это медиана. Медиана также является одной из основных числовых характеристик для оценки «среднего». Ее значение определяется серединным элементом из упорядоченного ряда аргументов, т.е. значение квантиля медианы равно 0,5. Если количество аргументов четное, то медиана – это среднее значение пары «серединных» аргументов. Данное выражение описано формулой (13):

$$\text{Agg}_{Med}(x_1, \dots, x_n) = \text{Med}(x_1, \dots, x_n) \quad (13)$$

Минимум и максимум – основные агрегационные операторы. Минимум дает наименьшее значение выборки, в то время, как максимум дает самое большое. Выражения минимума и максимума описаны следующими формулами (14):

$$\begin{aligned} \text{Agg}_{-\infty}(x_1, \dots, x_n) &= \min(x_1, \dots, x_n) \\ \text{Agg}_{+\infty}(x_1, \dots, x_n) &= \max(x_1, \dots, x_n) \end{aligned} \quad (14)$$

В данной статье не рассматривается агрегационный оператор «минимум», так как нет необходимости определять минимальный перепад яркости.

В текущем исследовании распознавание контуров изображений обычно интерпретируется как случайный процесс двух переменных, т.е. как случайные поля. Следствием чего является возможность применения статистических методов обработки информации для оценки качества полученных распознанных изображений. Также данная модификация алгоритма использует вейвлеты Хаара единичного масштаба и нулевого смещения (см. [9, с. 74]).

Для каждого из полученных изображений были определены математическое ожидание, дисперсия и избыточность (относительная энтропия). Дисперсия, как и другие параметры, измеряет, как будет изменяться оценка, вычисленная по данным, при независимой повторной выборке из набора данных,

генерируемого порождающим процессом (см. [10, с. 119]). Относительная энтропия показывает степень близости закона распределения к равномерному (15):

$$D = 1 - \frac{I}{I_0} \quad (15)$$

Результаты сравнения представлены в табл. 2.

**Таблица 2.** Результат сравнительного анализа оригинального и модифицированного алгоритма распознавания изображения и выделения контура

**Table 2.** The result of a comparative analysis of the original and modified algorithm for image recognition and contour selection.

Способ определения градиента (gradient definition method)	Оператор дифференцирования Собеля базовый (basic Sobel differentiation operator)	Оператор дифференцирования Собеля модифицированный (modified Sobel differentiation operator)
Стандартный	$M = 74, \sigma = 82,8, D = 0,25$	$M = 60, \sigma = 72,8, D = 0,27$
$Agg_{AM}$	$M = 55, \sigma = 68,9, D = 0,28$	$M = 42, \sigma = 58,5, D = 0,33$
$Agg_{Med}$	$M = 41, \sigma = 61,8, D = 0,42$	$M = 33, \sigma = 54,0, D = 0,60$
$Agg_{+\infty}$	$M = 89, \sigma = 89,1, D = 0,23$	$M = 72, \sigma = 79,6, D = 0,24$

Анализ таблицы 2 показывает, что при среднем уровне математического ожидания и дисперсии выделяется большее количество границ с более низкой избыточностью. При увеличении значения математического ожидания и дисперсии, количество границ также увеличивается, в следствие чего изображения и его контуры кажутся засвеченным и теряют четкость.

#### Заключение

Предложена модификация алгоритма Собеля для медицинских изображений. Высокий уровень избыточности продифференцированного медицинского изображения доказывает появление избыточного количества границ. Средние значения математического ожидания и дисперсии для оптимального выделения границ медицинского изображения должны составлять 40-60 для математического ожидания, – 50-70 для среднеквадратического отклонения. Это необходимо лишь потому, что при этих значениях достигается минимальное значение энтропии, что указывает на возможность более четкого определения границ исследуемой области. Данным условиям удовлетворяет модифицированный алгоритм Собеля, что доказывает его эффективность при выделении контуров для медицинских изображений.

#### Список литературы

1. Бондаренко А.Н., Кацук А.В. Нейросетевая классификация медицинских изображений на основе спектра размерностей Ренье. *Сб. науч. ст. Новосиб. гос. техн. ун-т.* 2005;1(39):5-6.
2. Viola P., Jones M.J. Robust real time face detection. *International Journal of Computer Vision.* 2004;2(57):137–154. DOI: 10.1023/B:VISI.0000013087.49260
3. Местецкий Л.М. *Математические методы распознавания образов.* Москва: МГУ; 2004.
4. Каллан Р. *Основные концепции нейронных сетей.* Москва: Вильямс; 2003.
5. Николенко С.И., Кадуринов А.А., Архангельская Е.О. *Глубокое обучение.* Санкт-Петербург: Питер; 2018.
6. Форсайт Д., Понс Ж. *Компьютерное зрение. Современный подход.* Москва: Вильямс; 2004.
7. Шапиро Л., Стокман Д. *Компьютерное зрение.* Москва: Лаборатория знаний; 2015.
8. Цветков А.А., Шорох Д. К., Зубарева М. Г., Юрсков С. В., Шуклин А. В., Хамуш А. Л., Ануфриев И. Б. Алгоритмы распознавания объектов. *Технические науки: проблемы и перспективы.* 2016;62(01):20-27.
9. Буй Тхи Тху Чанг, Спицын В.Г. Разложение цифровых изображений с помощью двумерного дискретного вейвлет-преобразования и быстрого преобразования. *Известия Томского политехнического университета.* 2011;318(5):73–76.
10. Гудфеллоу Я., Бенджио И., Курвилль А. *Глубокое обучение.* Москва: ДМК Пресс; 2018.

#### References

1. Bondarenko A.N., Katsuk A.V. [Neural network classification of medical images based on the Renyi spectrum of dimensions] *Sb. nauch. st. Novosib. gos. techn. un-t= Sat. scientific. Art. Novosib. state tech. un-t.* 2005;1(39):5-6. (In Russ.)

2. Viola P., Jones M.J. Robust real time face detection. *International Journal of Computer Vision*. 2004;2(57):137–154. DOI: 10.1023/B:VISI.0000013087.49260
3. Mestetsky L.M. [*Mathematical methods of pattern recognition*]. Moscow: MGU; 2004. (In Russ.)
4. Kallan R. [*Basic concepts of neural networks*]. Moscow: Vyllyams; 2003. (In Russ.)
5. Nikolenko S.I., Kadurin A.A., Arkhangel'skaya E.O. [*Deep learning*]. Saint-Petersburg: Piter; 2018. (In Russ.)
6. Forsait D., Pons G. [*Computer vision. Modern approach*]. Moscow: Vyllyams; 2004. (In Russ.)
7. Shapiro L., Stockman D. [*Computer mirror*]. Moscow: Laboratoriya znaniy; 2015. (In Russ.)
8. Tsvetkov A.A., Shorokh D.K., Zubareva M.G., Yurskov S.V., Shuklin A.V., Khamush A.L., Anufriev I.B. [Object recognition algorithms]. *Technicheskyye nauki: problem I perspektivy=Technical science: problems and perspectives*. 2016;62(01):20-27. (In Russ.)
9. Bui Thi Thu Chang, Spitsyn V.G. [Decomposition of digital images using 2D discrete wavelet transform and fast transform]. *Izvestiya Tomskogo politechnicheskogo universiteta=Bulletin of the Tomsk Polytechnic University*. 2011;318(5):73–76. (In Russ.)
10. Goodfellow Y., Benjio I., Courville A. [*Deep learning*]. Moscow: DMK Press; 2018. (In Russ.)

#### **Вклад авторов**

Вклад Козарь Р.В. заключается в создании модификации алгоритма Собеля для задачи распознавания изображений с учетом специфики медицинских изображений.

Вклад Навроцкого А. А. заключается в помощи и сборе всей необходимой информации, предоставления снимков с эндоскопической медицинской камеры для исследования, анализа, а также для написания настоящей статьи.

#### **Authors contribution**

Contribution of R.V. Kozar is to create a modification of Sobel's algorithm for the problem of image recognition, taking into account the specifics of medical images.

The contribution of A.A. Navrotsky is to help and collect all the necessary information, provide images from endoscopic medical camera for research, analysis, and also for writing this article.

#### **Сведения об авторах**

Козарь Р. В., магистр технических наук, аспирант кафедры Информационных технологий автоматизированных систем факультета Информационных технологий и управления БГУИР.

Навроцкий А. А., зав. Кафедрой Информационных технологий автоматизированных систем факультета Информационных технологий и управления БГУИР, доцент, кандидат физико-математических наук.

#### **Адрес для корреспонденции**

220000, Республика Беларусь,  
г. Минск, проспект Партизанский, д. 60, кв. 13  
УО Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники,  
+375297301380  
pozitr0n.kozarroman@gmail.com  
Козарь Роман Вячеславович

#### **Information about the authors**

Kozar R.V., master of technical sciences, post-graduate student of the Department of Information Technologies of Automated Systems, Faculty of Information Technologies and Management, BSUIR.

A.A. Navrotsky, head. Department of Information Technologies of Automated Systems, Faculty of Information Technologies and Management, BSUIR, Associate Professor, Candidate of Physical and Mathematical Sciences.

#### **Address for correspondence**

220000, Republic of Belarus,  
Minsk, 60 Partizansky avenue, apt. 13  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics,  
+375297301380  
pozitr0n.kozarroman@gmail.com  
Kozar Raman Vyachaslavovich

УДК 616-7

**ШЕСТИКАНАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ**

ГОРДИЕВИЧ А.В., КАМЛЯЧ П.В.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (Минск, Беларусь)*

**Аннотация.** Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях.

**Ключевые слова:** электрокардиограф, ЭКГ, электрокардиограмма.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**SIX-CHANNEL ELECTROCARDIOGRAPH**

GARDZIEVICH A.V, KAMLACH P.V.

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Belarus)*

**Abstract.** A six-channel electrocardiograph has been developed, which is designed to amplify and record bioelectric potentials simultaneously in 12 standard leads.

**Keywords:** electrocardiograph, ECG, electrocardiogram.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

Современная функциональная диагностика располагает самыми различными инструментальными методами исследования. Некоторые из них доступны только узкому кругу специалистов. Самым распространенным и доступным методом исследования является электрокардиография, используемая в основном в кардиологии. Однако она с успехом применяется и при исследовании больных с заболеваниями легких, почек, печени, эндокринных желез, системы крови, а также в педиатрии, гериатрии, онкологии, спортивной медицине.

Одним из важных моментов этапа сбора данных о состоянии здоровья пациента является снятие и анализ электрокардиограммы (ЭКГ). Существует большая гамма приборов для снятия, а в ряде приборов и анализа, ЭКГ. Следует отметить, что особенно эффективное использование медицинской аппаратуры на современном этапе стало возможно благодаря появлению микрокомпьютеров, поскольку приборы на основе микро-ЭВМ способны производить сложную математическую обработку данных. Кроме того, такие приборы позволяют представить большой объем информации различной степени сложности в ясной и доступной для медицинского персонала форме, что является непременным условием для быстрого принятия необходимых решений.

Электрокардиография — электрофизиологическая методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Электрокардиография представляет собой относительно недорогой, но ценный метод электрофизиологической инструментальной диагностики в кардиологии. Сегодня ЭКГ является одним из самых популярных методов исследования в медицине, накопивших громадный опыт.

Основная проблема электрографического метода диагностики заболеваний заключается в том, что традиционные методы анализа электрокардиограмм не всегда позволяют диагностировать сердечные заболевания с высокой достоверностью. Зачастую достаточно серьезные сердечные заболевания отражаются на ЭКГ лишь незначительным изменением амплитуды и формы пиков. Во многих случаях точность диагноза зависит от опыта и уровня классификации врача. Чтобы исключить «человеческий фактор», нужно автоматизировать анализ ЭКГ, и найти такой метод, который был бы способен распознавать наиболее характерные изменения ЭКГ при тех или иных заболеваниях, с учетом того, что даже при одном и том же заболевании ЭКГ могут отличаться друг от друга.

Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях (рисунок 1):

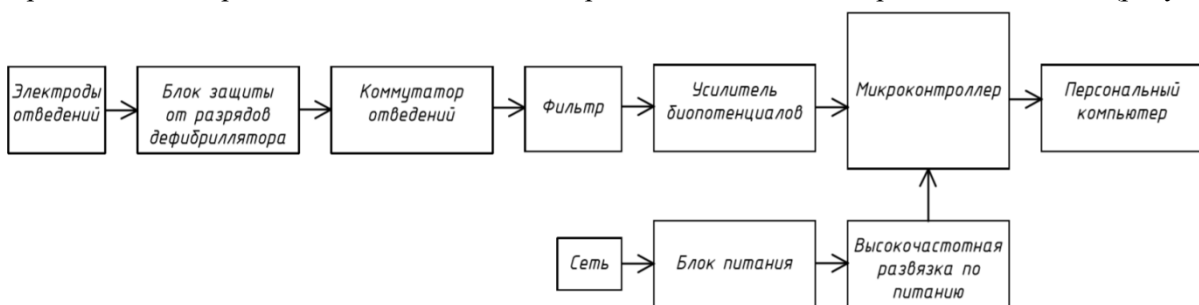


Рисунок 1 – Электрическая структурная схема электрокардиографа

Электроды снимают с кожи человека биопотенциалы сердечной мышцы. Электрический сигнал от электродов через блок защиты от разрядов дефибриллятора поступает на коммутатор отведений. Коммутатор передает сигналы с датчиков в соответствии с выбранным отведением. Фильтр дрейфа изолиний обеспечивает устранение синфазной помехи, присутствующей на теле пациента. Полосовой фильтр убирает сетевую помеху 50 Гц. Усилитель осуществляет масштабирующее преобразование сигнала с датчиков до необходимого уровня. Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) преобразует исследуемый сигнал в цифровую форму. Микроконтроллер осуществляет управление АЦП, а также передает полученную электрокардиограмму на ПК. Блок питания формирует из сетевого напряжения 230 В необходимые напряжения питания для работы других блоков. Высокочастотная развязка по питанию шунтирует питание микросхемы и действует как местный источник питания.

Защита от разрядов дефибриллятора является стандартной функцией электрокардиографов и медицинских мониторов. Достаточно большие амплитуды импульсов дефибриллятора (до 5 кВ) способны вывести от строя микросхемы усилительных каскадов.

Данный блок ограничивает величины токов, протекающих через тело человека. Это осуществляется за счет установки на вход электрокардиографа резисторов, уменьшающих импульс тока во входной цепи в 50-100 раз. Уменьшение тока пропорционально снижает напряжение поляризации.

Блок коммутатора отведений (рисунок 2) осуществляет выбор из сигналов, приходящих с датчиков, сигналы, соответствующие одному из трех стандартных биполярных отведений, и передает их на усилитель, через определенные фильтры.

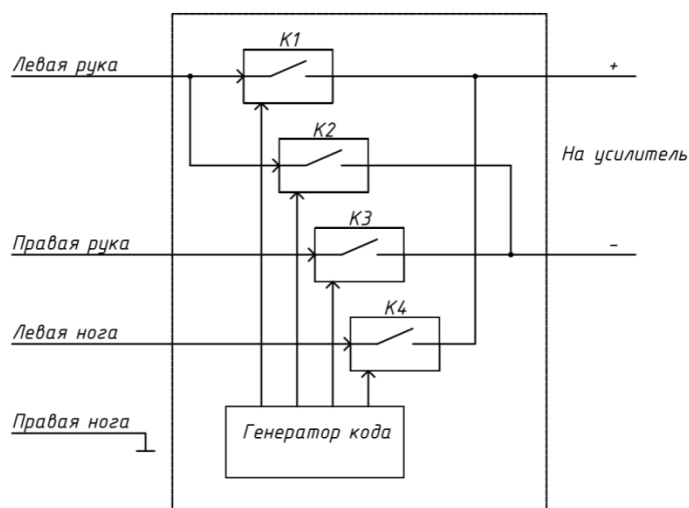


Рисунок 2 – Структурная схема блока коммутатора отведений

Блок фильтра (рисунок 3) состоит из фильтра дрейфа изолиний, фильтра низких частот и полосового фильтра. Фильтр дрейфа изолиний устраняет дрейф изоэлектрической линии электрокардиосигнала (ЭКС).

На ЭКС в каждом цикле сердечных сокращений выделяют на ТР-сегменте (электрическая активность сердца отсутствует) отсчеты ЭКС. Амплитуда каждого выделенного на ТР-сегменте отсчета ЭКС запоминается до начала следующего отсчета, далее полученный сигнал подается на вход фильтра нижних частот, сигнал с выхода фильтра нижних частот вычитается из исходного сигнала смеси ЭКС с аддитивной помехой, который предварительно задерживается на время запаздывания фильтра нижних частот. Полосовой фильтр убирает сетевые наводки от оборудования – шум 50 (60) Гц.

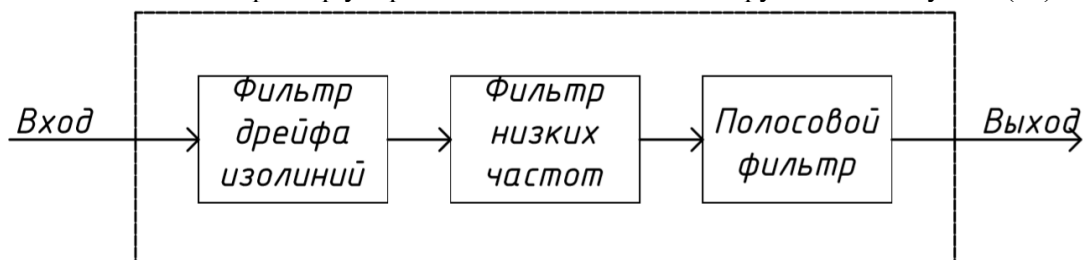


Рисунок 3 – Структурная схема блока фильтра

Блок высокочастотной развязки по питанию осуществляет защиту от высоких напряжений. Высокочастотная развязка также используется для повышения помехоустойчивости систем. Одним из основных источников помех в радиоэлектронной аппаратуре является так называемый общий провод, часто это корпус устройства. При передаче информации без гальванической развязки общий провод обеспечивает необходимый для передачи информационного сигнала общий потенциал передатчика и приемника. Поскольку обычно общий провод служит одним из полюсов питания, подключение к нему разных электронных устройств, в особенности силовых, приводит к возникновению кратковременных импульсных помех. Они исключаются при замене «электрического соединения» на соединение через изоляционный барьер.

Разработанное устройство обладает функцией передачи полученной ЭКГ по Bluetooth-интерфейсу, что является преимуществом, перед существующими аппаратами. Данная функция позволит оптимизировать медицину, сделает возможным ведение электронной карты, без использования бумажных носителей. Следует заметить, что электрокардиограф можно усовершенствовать, установив дисплей с показаниями электрокардиограммы в режиме реального времени, либо добавив в него функцию контроля артериального давления.

#### Список литературы

- [1] Руководство по электрокардиографии / Орлов В.Н. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2017 — 560 с. : ил.
- [2] Электрокардиография высокого разрешения / Иванов Г.Г. – М.: Триада-Х, 2003. – 304 с.
- [3] Биотехнические системы медицинского назначения: учебник / Корневский Н. А., Попечителей Е. П. — Старый Оскол: ТНТ, 2017. — 688 с.

*Научное издание*

**МЕДЭЛЕКТРОНИКА–2020.  
СРЕДСТВА МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ  
И НОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ**

СБОРНИК НАУЧНЫХ СТАТЕЙ  
XII МЕЖДУНАРОДНОЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ

(Минск, Республика Беларусь, 10 декабря 2020 года)

В авторской редакции  
Ответственный за выпуск *М. В. Давыдов*  
Компьютерная верстка: *В. В. Смирнова, П.В. Камлач, И.И. Ревинская*

Подписано в печать 02.12.2020. Формат 60x84 1/8. Бумага офсетная. Гарнитура «Таймс».  
Отпечатано на ризографе. Усл. печ. Л. Уч.-изд. л. Тираж 90 экз. Заказ.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования  
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники».  
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,  
распространителя печатных изданий №1/123 от 24.03.2014,  
№2/113 от 07.04.2014, №3/615 от 07.04.2014.  
ЛИ № 02330/264 от 14.04.2004.  
220013, Минск, П. Бровки, 6