
ДОКЛАДЫ БГУИР

Выходит шесть раз в год

Научный журнал издается с января 2003 года

*Журнал зарегистрирован в Министерстве информации Республики Беларусь,
свидетельство о регистрации № 1087 от 23.01.2010*

Входит в Перечень научных изданий Республики Беларусь
для опубликования результатов диссертационных исследований,
включен в базу данных Российского индекса научного цитирования

Главный редактор

Вадим Анатольевич Богуш

ректор Белорусского государственного университета
информатики и радиоэлектроники

Редакционная коллегия

Л. М. Лыньков (зам. главного редактора),
В. Р. Стемпицкий (зам. главного редактора),
О. В. Бойправ (ответственный секретарь редколлегии),
М. П. Багура, В. Е. Борисенко, М. Г. Гасанов, С. В. Козлов,
В. А. Лабунов, Ю. В. Писецкий, А. С. Сигов,
А. Г. Смирнов, М. М. Татур, В. Ю. Цветков

Редакционный совет

И. И. Абрамов, В. Е. Агабеков, И. С. Азаров, А. И. Белоус, С. В. Гапоненко,
Н. В. Гапоненко, В. В. Голенков, В. Ф. Голиков, А. Л. Гурский, А. П. Достанко,
В. А. Емельянов, А. А. Иванюк, Ф. Ф. Комаров, В. К. Конопелько, А. П. Кузнецов,
А. А. Кураев, В. И. Курмашев, В. Л. Ланин, Н. И. Листопад, В. Е. Матюшков,
Ф. И. Пантелеенко, В. А. Пилипенко, С. Л. Прищепа, Н. К. Толочко,
А. А. Хмыль, В. В. Цегельник, Г. П. Яблонский, В. Н. Ярмолик

СОДЕРЖАНИЕ

ЭЛЕКТРОНИКА, РАДИОФИЗИКА, РАДИОТЕХНИКА, ИНФОРМАТИКА

| | |
|---|----|
| Осипов А. Н., Пацеев А. В., Пацеев С. В. Алгоритм анализа биомедицинских сигналов в системах дистанционного мониторинга состояния здоровья человека..... | 5 |
| Синицына В. В., Прудник А. М. Проектирование алгоритмов реколоризации для помощи людям с аномалиями цветового зрения..... | 12 |
| Ревинская И. И. Математическая модель для оценки объемных параметров дыхания..... | 19 |
| Калискарров В. Ю., Зелковский Е. А., Радюк Д. В. Электромагнитная активизация салициловой кислоты в комплексе с оксидированной цинк-графеновой структурой..... | 26 |
| Гусейнов Д. И. Сравнительный анализ биомеханических показателей в системах маркерного и безмаркерного видеозахвата движений..... | 35 |

| | |
|---|----|
| Лемешко Е. В., Васюкевич С. Н., Губкин С. В. Разработка электродов нового поколения для регистрации биоэлектрических потенциалов сердца..... | 43 |
| Алексеев В. Ф., Пискун Г. А. Особенности проектирования медицинских электронных устройств | 51 |
| Козловский Д. И., Сулова Е. А., Дубик И. Ю., Козловская Ю. И., Сулова В. А., Артемова Н. А., Тарутин И. Г. Способ подведения дозы при проведении брахитерапии рака шейки матки | 58 |
| Косарева А. А. Алгоритм подготовки набора данных для обучения нейронных сетей на примере задачи анализа радиологических изображений лёгких | 66 |
| Дадыкин А. К., Аль-Субаи А. К., Аль-Масоуди М. А. Психолингвистические аспекты обучения иностранному языку в электронной системе формирования речевых навыков | 74 |
| Ади Аль-Ассам, Алхамд М. В. Оптические характеристики галогенной лампы для лечения коронавируса, опухолей, тромбов и зубной боли | 83 |

КРАТКИЕ СООБЩЕНИЯ

| | |
|---|-----|
| Федосенко В. С., Иджи М. М., Лозовенко А. А., Горох Г. Г. Матричные наносистемы на основе оксида висмута для рентгеноконтрастной диагностики и защиты от ионизирующего излучения | 89 |
| Козарь Р. В., Конойко Н. С., Навроцкий А. А. Методы кластеризации данных при распознавании эндоскопических снимков в задачах компьютерной медицинской диагностики..... | 94 |
| Раджабов А. Г. Система поддержки принятия решений для диагностики патологий сердечно-сосудистой системы по рентгеновским изображениям грудной клетки | 98 |
| Камлач П. В., Куприянов Н. И., Бондарик В. М., Лихачевский Д. В., Слижѐва А. В. Имитационная модель аппарата искусственной вентиляции лёгких | 104 |

Ответственный секретарь Т. В. Мироненко

Подписано в печать 13.02.2023. Формат бумаги 60×84½. Бумага офисная. Отпечатано на ризографе. Гарнитура Таймс. Усл. печ. л. 13,02. Уч.-изд. л. 11,0. Тираж 80 экз. Заказ 22.

Адрес редакции: ул. П. Бровки, 6, к. 326, г. Минск, 220013, Республика Беларусь
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-88-41. E-mail: doklady@bsuir.by; http://:doklady.bsuir.by

Отпечатано в БГУИР. ЛП № 02330/264 от 24.12.2020. 220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 6

Учредитель – учреждение образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»
Индекс для индивидуальной подписки 00787. Индекс для ведомственной подписки 007872

DOKLADY BGUIR

Published 6 times a year

The journal is being published since January, 2003

The journal was registered on January 23, 2010 by the Ministry of Information of the Republic of Belarus in the State Registry of Mass Media, reg. No 1087.

The journal is included in the List of Scientific Editions for Publication of the Results of Dissertation Research in the Republic of Belarus and in the Database of Russian Science Citation Index

Chief Editor

Vadim Bogush

Rector of the Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics

CONTENTS

ELECTRONICS, RADIOPHYSICS, RADIOENGINEERING, INFORMATICS

| | |
|---|----|
| Osipov A. N., Patseev A. V., Patseev S. V. Analysis Algorithm of Biomedical Signals in Remote Monitoring Systems of Human Health | 5 |
| Sinitsyna V. V., Prudnik A. M. Designing Recolorization Algorithms to Help People with Color Vision Anomalies | 12 |
| Revinskaya I. I. Mathematical Model for Estimation of Volume Respiratory Parameters | 19 |
| Kaliskarov V. Y., Zialkouski Y. A., Radziuk D. V. Electromagnetic Activation of Salicylic Acid in a Complex with Oxidized Zinc-graphene Structure | 26 |
| Guseinov D. I. Comparative Analysis of Biomechanical Variables in Marker-based and Markerless Motion Capture Systems..... | 35 |
| Lemeshko Y. V., Vasukevich S. N., Goubkin S. V. Development of New Generation Electrodes for Registration of Heart Bioelectric Potentials..... | 43 |
| Alexeev V. F., Piskun G. A. Features of Design of Medical Electronic Devices | 51 |
| Kazlouski D. I., Suslava A. A., Dubik I. Y., Kazlouskaya Y. I., Suslava V. A., Artemova N. A., Tarutin I. H. Method of Dose Delivery in Brachytherapy for Cervical Cancer..... | 58 |
| Kosareva A. A. The Algorithm for Preparing a Set of Data for Teaching Neural Networks on the Example of the Task to Analyze the Radiological Images of Lungs | 66 |

| | |
|--|----|
| Dadykin A. K., Al-Subaih A. K., Al-Masoodi M. A. Psycholinguistic Aspects of Teaching a Foreign Language in an Electronic System for the Formation of Speech Skills | 74 |
| Al A'assam Adi, Alhamd M. W. Optical Characteristics of Halogen Lamp for Coronavirus, Tumors, Thrombus and Toothache Treatment. | 83 |

SHORT NOTES

| | |
|--|-----|
| Fedosenko V. S., Iji M. M., Lozovenko A. A., Gorokh G. G. Bismuth Oxide-based Matrix Nanosystems for X-ray Contrast Diagnostics and Protection from Ionizing Radiation..... | 89 |
| Kozar R. V., Konoiko N. S., Navrotsky A. A. Data Clustering Methods for Recognition of Endoscopic Images in the Problems of Computer Medical Diagnosis | 94 |
| Radzhabov A. G. Decision Making Support System for the Diagnostics of the Cardiovascular System Pathologies by the X-ray Images of the Chest..... | 98 |
| Kamlach P. V., Kuprianau M. I., Bandarik V. M., Likhacheuski D. V., Slizhova A. V. Simulation Model of the Artificial Lung Ventilation Apparatus | 104 |

Responsible Secretary Tatiana Mironenka

Approved for printing 13.02.2023. Paper dimensions 60×84%. Office paper. Printed on a risograph. Type face Times. Conventional printed sheet 13,02. An edition of 80 copies. Order list 22.

Address: 6, P. Brovki St., Off. 326. Minsk, 220013, Republic of Belarus
 Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics
 Tel.: +375 17 293-88-41. E-mail: doklady@bsuir.by; http://:doklady.bsuir.by

Printed in BSUIR. License to carry out printing activities No 02330/264 dated December 24, 2020
 220013, Minsk, P. Brovki St., 6

Founder – Educational Establishment “Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics”
 Index for individual subscription 00787. Index for departmental subscription 007872



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-5-11>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 612.087.1

АЛГОРИТМ АНАЛИЗА БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ В СИСТЕМАХ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

А. Н. ОСИПОВ¹, А. В. ПАЦЕЕВ², С. В. ПАЦЕЕВ³

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
(г. Минск, Республика Беларусь)

²Республиканский центр медицинской реабилитации и бальнеолечения (г. Минск, Республика Беларусь)

³1-я городская клиническая больница (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Рассмотрены задачи адаптации существующих и разработки новых диагностических алгоритмов и методик дистанционного мониторинга физиологического состояния человека применительно к технологии интернета вещей. Для снижения энергопотребления носимого блока и датчиков биомедицинских сигналов, сокращения избыточности регистрируемой и передаваемой диагностической информации процесс распознавания критической ситуации разделен на два этапа. На первом контролируются основные показатели (частота сердечных сокращений и сигнал, информирующий о падении человека). В случае их несоответствия норме выполняется анализ дополнительных сигналов (второй этап) для подтверждения критической ситуации и определения степени тревоги.

Ключевые слова: дистанционный мониторинг, биомедицинские сигналы, алгоритм работы системы.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Осипов, А. Н. Алгоритм анализа биомедицинских сигналов в системах дистанционного мониторинга состояния здоровья человека / А. Н. Осипов, А. В. Пацеев, С. В. Пацеев // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 5–11. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-5-11>.

ANALYSIS ALGORITHM OF BIOMEDICAL SIGNALS IN REMOTE MONITORING SYSTEMS OF HUMAN HEALTH

ANATOLY N. OSIPOV¹, ALEXANDER V. PATSEEV², SERGEY V. PATSEEV³

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

²Republican Center for Medical Rehabilitation and Balne Treatment (Minsk, Republic of Belarus)

³1st City Clinical Hospital (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. The article considers the problems of adaptation of existing and development of new diagnostic algorithms and methods of remote monitoring of the physiological state of a person in relation to the Internet of Things technology. In order to reduce the energy consumption of the wearable unit and biomedical signal sensors, reduce the redundancy of the recorded and transmitted diagnostic information, the critical situation recognition process is divided into two stages. At the first stage, the main indicators (heart rate and human fall signal) are monitored. If they do not comply with the norm, additional signals are analyzed (the second stage) to confirm the critical situation and determine the degree of alarm.

Keywords: remote monitoring, biomedical signals, system operation algorithm.

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

For citation. Osipov A. N., Patseev A. V., Patseev S. V. (2023) Analysis Algorithm of Biomedical Signals in Remote Monitoring Systems of Human Health. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 5–11. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-5-11> (in Russian).

Введение

Современный уровень информационно-коммуникационных технологий, основанных на технологиях 5G, анализа больших данных, искусственного интеллекта и интернета вещей (IoT), предоставляет обширные возможности для развития электронного здравоохранения и, в частности, для дистанционной диагностики состояния органов и функциональных систем человека. Уже к 2013 году с помощью носимых устройств 60 % взрослых американцев отслеживали свой вес, диету или режим физических упражнений, 33 % – такие показатели здоровья, как артериальное давление, уровень гликемии в крови, характер сна, 8 % взрослых американцев специально используют носимые глюкометры [1]. Перечень задач [2] и показателей, отслеживаемых устройствами, прогрессивно увеличивается в связи с заинтересованностью не только систем здравоохранения [3], но и крупных страховых компаний [4]. Разработка систем дистанционного мониторинга пациентов (СДМП) считается одним из самых важных направлений в мобильном здравоохранении [5]. В соответствии с современной классификацией системы индивидуального дистанционного мониторинга (remote patient monitoring) являются составной частью областей телемедицины (tele-medicine) и мобильной медицины (m-medicine), входящих в область электронного здравоохранения (e-health) [6].

В обзорных исследованиях по теме IoT медицинских систем обсуждались подходы к анализу данных, сравнительный анализ медицинских сенсорных устройств, результаты программно-аппаратной реализации систем мониторинга [7–11]. Системы удаленного мониторинга имеют, как правило, трехуровневую структуру [12]. Первый уровень включает в себя миниатюрные биосенсоры, которые могут быть как носимыми, так и имплантируемыми, и носимый мобильный блок. Второй уровень состоит из шлюзовых устройств, таких как смартфоны и ноутбуки. Функция шлюза заключается в обеспечении связи между сенсорной сетью и глобальной сетью (третьего уровня). Третий уровень представляет собой сеть, которая включает медицинский сервер хранения и обработки данных, соединенный с различными пользователями (больницей, скорой помощью, врачами, близкими родственникам, аптеками и т. д.). Для обнаружения аномального поведения используются два подхода. Первый основан на простом пороговом методе, а второй – на машинном обучении прогностических моделей для выявления аномального поведения на базе прошлых исторических данных. В [13] сформулированы общие требования к системам индивидуального мониторинга: низкое энергопотребление нательных систем, доступная стоимость обслуживания и ремонта, применение стандартных телекоммуникационных протоколов и устройств, возможность масштабируемости системы и развития ее для диагностики других заболеваний, самонастройка системы, конфиденциальность и безопасность передаваемой и хранимой информации, персональный доступ, режим реального времени, надежность.

Условия функционирования СДМП являются более жесткими в сравнении с условиями работы устройств клинического мониторинга (передвижение пациента и пр.). Кроме того, недостаточно исследованы вопросы, лежащие на стыке выбора медицинской методики диагностирования разработки, разработки алгоритмов выявления критичных ситуаций и оптимизации вычислительных ресурсов системы. Таким образом, в предлагаемом исследовании представлены разработки методик и алгоритмов индивидуальной дистанционной диагностики применительно к технологии интернета вещей.

Обоснование методики (врачебной) дистанционного мониторинга

Естественно, что стратегическими задачами мониторинга жизненно важных (витальных) параметров являются идентификация предкризовых и критических состояний (гипертонический криз, инфаркт миокарда, нарушения сердечного ритма, инсульт, сахарная кома, внезапная сердечная смерть) и выработка тревожной сигнализации как для пациента, так и для медицинского

персонала с целью принятия неотложных мер. При этом важно выделять хронические состояния и степень их тяжести (артериальную гипертензию, ишемическую болезнь сердца, сердечную недостаточность, обструктивную болезнь лёгких, сахарный диабет и др.). Контроль параметров исследуемых сигналов осуществляется на основе принципа контроля резервов регуляторных систем организма по обеспечению гомеостаза. Он, в частности, основан на том, что дисфункции и патологические состояния любой нозологии отражаются на эффективности системы обеспечения тканей и органов кислородом, осуществления газообмена. При этом возникает трудность в определении порогов предкризисных состояний и резервов регуляторных систем с учетом индивидуальных особенностей пациента. В связи с чем сложно обеспечить точность диагностированного результата без проведения дополнительных и повторных исследований.

В настоящем исследовании предлагается другой подход. При критических состояниях организма в наиболее выраженном варианте отклонений система направлена на регистрацию и реагирование процессов, характерных для танатогенеза (или процесса умирания), – это последовательность структурно-функциональных нарушений, вызванных взаимодействием организма с повреждающими факторами, которая приводит к смерти. Знание основных закономерностей танатогенеза и выявление изменений, запускающих его, необходимы для своевременной адекватной диагностики и коррекции критических состояний, возникающих у больных. Основные варианты танатогенеза включают мозговой, сердечный и лёгочный. Также выделяют печёночный, почечный, коагулопатический и эпинеуральный механизмы. Если имеет место несколько подобных поражений, то это комбинированный танатогенез. Печёночный, почечный, коагулопатический и эпинеуральный механизмы характеризуются, как правило, низкой скоростью протекания процессов. Кроме того, диагностику недостаточности печени, почек и эндокринных органов в настоящее время невозможно осуществить в условиях удаленного (дистанционного) наблюдения пациентов.

Сердечный вариант танатогенеза может развиваться при ишемической болезни сердца, кардиомиопатиях, пороках сердца, остром миокардите, аномалиях развития коронарных артерий, синдроме короткого интервала QT, катехоламин-чувствительной полиморфной желудочковой тахикардии, синдроме Бругада, синдроме удлинённого интервала QT, лекарственной проаритмии, кокаиновой интоксикации, выраженном электролитном дисбалансе, идиопатической желудочковой тахикардии, амилоидозе, опухолях сердца и пр. Ключевыми параметрами гемодинамики, подлежащими мониторингованию, являются: ЭКГ (частота сердечных сокращений (ЧСС), пульс), систолическое и диастолическое давление, определение степени насыщения тканей кислородом; дополнительными параметрами – общее периферическое сопротивление сосудов, пульсовое артериальное давление, поверхностная температура тела. Кроме указанных крайних степеней патологических изменений, нарушения гемодинамики встречаются при многочисленных заболеваниях и симптомах: наджелудочковой тахикардии, частой желудочковой и предсердной экстрасистолии и прочих нарушениях проводимости, гипертрофии миокарда левого желудочка, диагностируемых посредством указанных показателей.

Лёгочный механизм смерти (первичная остановка дыхания) встречается значительно реже сердечного механизма: при истинном утоплении, крупозной пневмонии, острой постгеморрагической анемии, остром респираторном дистресс-синдроме и др. Параметрами для удаленного мониторингования являются частота и характер дыхания, степень насыщения крови кислородом.

Мозговой механизм смерти подразумевает повреждение или поражение структур центральной нервной системы (острые нарушения мозгового кровообращения, травмы), интоксикацию, что проявляется, прежде всего, в нарушении сознания. Удаленное мониторингование может осуществляться проверкой уровня сознания вербальными и невербальными методами, фактом быстрого изменения положения тела в сочетании с проверкой уровня сознания. Таким образом, для целей дистанционного мониторингования пациентов наиболее предпочтительным является контроль сердечно-сосудистой и лёгочной деятельности.

Алгоритм работы системы дистанционного мониторинга

Существует множество медицинских приложений на основе IoT, разработанных для удаленного мониторинга состояния здоровья пациентов. Алгоритмы функционирования для обеспечения

устойчивости системы дистанционного мониторинга к ошибкам и обеспечения требуемой диагностической достоверности являются избыточными, что приводит к значительному энергопотреблению и сокращению длительности автономной работы носимых блоков, к неэффективному использованию полосы пропускания передачи и возможностей хранения диагностической информации и, как следствие, к снижению быстродействия системы и оперативности разрешения критических ситуаций медперсоналом. Для уменьшения данных издержек и реализации эффективной системы дистанционного мониторинга авторы предлагают строить ее работу на основе принципов:

- контроля и анализа параметров биосигналов, используемых для оценки состояния витальных функций, которые в крайне критических ситуациях отражают процесс танатогенеза;
- выделения основных и дополнительных сигналов и соответственно параметров для анализа;
- организации обратной связи путем формирования запроса к пациенту;
- распределения функций мониторинга на различных уровнях с учетом вычислительных ресурсов системы.

Для обеспечения высокой достоверности регистрируемых параметров и требуемых пользовательских свойств (удобство фиксации датчиков на теле, периодичность контроля и т. д.) применен принцип минимума контролируемых сигналов с достаточной информацией о состоянии пользователя. Контролируемые системой сигналы делятся на два типа: основные и дополнительные. В качестве основных используются сигналы ЭКГ и положения тела, как дополнительные – сигналы насыщения крови кислородом и частота дыхания. Для каждого биосигнала выбираются основные и дополнительные параметры, применяемые соответственно на этапах порогового и нейросетевого распознавания ситуации. При пороговом распознавании для каждого вида сигнала формируются индивидуально несколько допустимых диапазонов значений сигналов по типу «зеленый» (нормальные показатели), «оранжевый» (тревожные), «красный» (критичные).

Для оперативного контроля функционального состояния вычисляются ЧСС на основе анализа кардиограммы и сигнал падения тела. ЧСС определяется при вычислении измеренных значений R-R интервалов. Сигнал падения формируется при обнаружении одновременно некоторых значений ускорения и наличия удара. На рис. 1 представлен концептуальный алгоритм функционирования системы, разработанный на основе приведенных выше принципов.

Регистрация и вычисление параметров основных биомедицинских сигналов (БМС) в носимом блоке (НБ) (рис. 1) выполняются со скоростью, сопоставимой с изменениями контролируемых физиологических процессов пациента. Если анализируемый параметр находится в «зеленой» зоне, то система реагирует пассивно: с требуемой периодичностью информация пересылается в медицинский сервер (МС) хранения и обработки данных. Частота периодичности регистрации БМС намного выше частоты периодичности передачи информации. Соответственно объем информации, считываемой датчиками-сенсорами, существенно больше объема информации, передаваемой на сервер. Это позволяет уменьшить требования к скорости обмена данными между различными уровнями в системе мониторинга и минимизировать объем диагностической информации, хранимой в МС.

При увеличении пороговых значений параметров основных биосигналов выполняются распознавание степени критичности ситуации и определение уровня тревоги; для этого регистрируются и вычисляются параметры дополнительных (коррелирующих) сигналов. Выделяется несколько уровней тревог:

- запись в досье в медицинском сервере;
- связь с доверенным лицом;
- связь с врачом/кол-центром;
- вызов срочной медицинской помощи;
- связь с милицией.

Алгоритм предусматривает также организацию обратной связи: при необходимости в автоматическом режиме формируются запросы пациенту, с учетом ответа на которые (или при отсутствии ответа) система корректирует уровень тревоги. Предлагается использовать два вида запроса: запрос на ввод вспомогательной информации (например, данные об артериальном давлении, уровне глюкозы и т. д.) и запрос, предполагающий ответ пользователя типа «да-нет». Это позволяет уточнить обрабатываемую информацию, а в ряде случаев исключить ложные или ошибочные срабатывания сенсоров. Например, вероятность определения падения современными датчи-

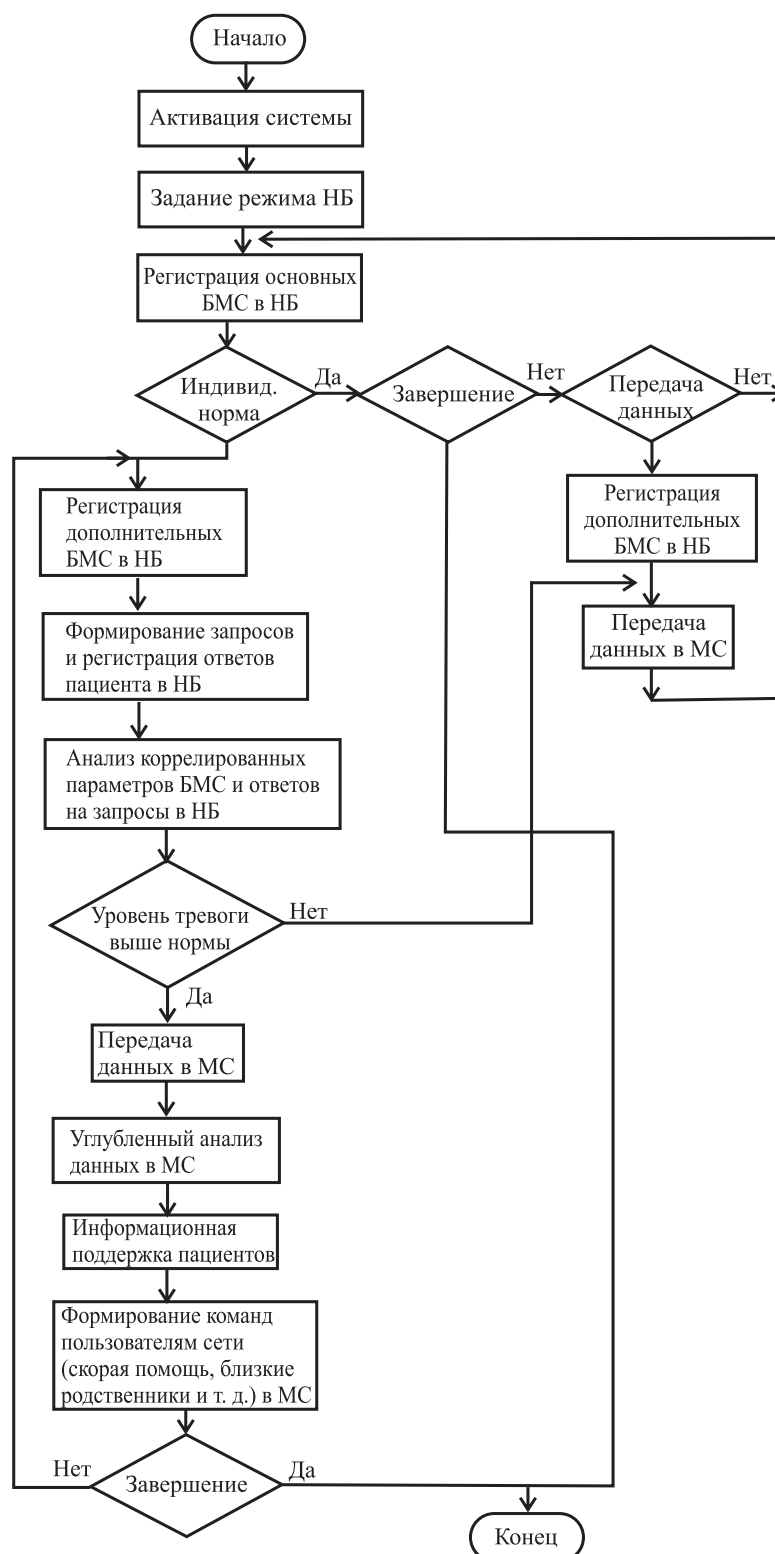


Рис. 1. Концептуальный алгоритм функционирования системы
Fig. 1. A conceptual algorithm of the system functioning

ками составляет около 85 %. При срабатывании датчика падения и в случае нормы параметров ЭКГ уточнение может быть осуществлено посредством запроса пользователю. Отсутствие ответа либо отрицательный ответ являются подтверждением ошибочного срабатывания датчика падения. Аналогичные запросы могут быть сформированы медицинским сервером. Информация о ложных срабатываниях регистрируется наряду с информацией о БМС в медицинском сервере.

В случае превышения пороговых значений или перехода из одной области значений в другую информация об этом пересылается в МС медицинского центра. В центре осуществляются хранение и обработка данных, принятие решений в экстренных ситуациях и выработка оптимального протокола лечения на основе анализа данных за предыдущий период.

Важная задача при проектировании систем дистанционного мониторинга – распределение функций мониторинга по уровням системы. В предлагаемой системе в мобильном блоке реализуются:

- регистрация основных и при необходимости дополнительных БМС, формирование запроса пользователю;
- распознавание тревожной ситуации на основе анализа основных параметров исследуемых сигналов и ответов на запросы;
- формирование и передача данных о состоянии пользователя в медицинский сервер для текущего мониторинга состояния и в случае выявленной тревожной ситуации;
- прием и индикация команд или рекомендаций пользователю из медицинского сервера.

В медицинском сервере реализуются:

- хранение данных БМС, их углубленный анализ на основе предыдущих историй с использованием в том числе программ машинного обучения для определения динамики заболевания, выбора оптимального протокола лечения и т. д.;
- при поступлении информации о тревожной ситуации уточнение (детализация) ее с помощью специализированных программ и формирование команд и рекомендаций пользователю и другим участникам сети (медперсоналу, скорой помощи, родственникам и т. д.).

Таким образом, согласование вычислительных ресурсов, имеющихся на различных уровнях системы, со степенью сложности выполняемых функций обеспечивает повышение энергоэффективности и производительности систем мониторинга.

Заключение

Рассмотрены вопросы разработки методик и алгоритмов индивидуальной дистанционной диагностики на основе механизмов танатогенеза применительно к технологии интернета вещей. Обосновано использование в качестве основных сигналов, постоянно контролируемых системой, сигналов ЭКГ и положения тела, в качестве дополнительных – сигналов насыщения крови кислородом и частоты дыхания. Отличительной особенностью предлагаемого алгоритма является наличие обратной связи, реализованной в виде запроса пациенту, формируемой мобильным блоком. Предложенное разделение исследуемых биомедицинских сигналов на основные и дополнительные, выделение основных признаков экстренной ситуации в мобильном блоке, детализирование и принятие решений в медицинском компьютерном центре позволят создать систему индивидуального врачебного мониторинга, работающую в реальном масштабе времени, характеризующуюся высокой достоверностью диагностирования, простотой реализации и удобством эксплуатации.

References

1. Fox S. (2013) The Self-Tracking Data Explosion. *Pew Research Center*. <https://www.pewresearch.org/internet/2013/06/04/the-self-tracking-data-explosion/>.
2. Sharon T. (2016) Self-Tracking for Health and the Quantified Self: Re-Articulating Autonomy, Solidarity, and Authenticity in an Age of Personalized Healthcare. *Philos Technol.* 30 (1), 93–121. doi: 10.1007/s13347-016-0215-5. <http://www.jbc.org/cgi/pmidlookup?view=long&pmid=5441>.
3. Fratt L. (2013) Medical Device Integration: a Look Past the EHR. *Innovate HealthCare. HealthExec*. <https://healthexec.com/topics/patient-care/digital-transformation/medical-device-integration-look-past-ehr>.
4. Dinh-Le C., Chuang R., Chokshi S., Mann D. (2019) Wearable Health Technology and Electronic Health Record Integration: Scoping Review and Future Directions. *JMIR Mhealth Uhealth.* 7 (9). doi: 10.2196/12861. PMID: 31512582; PMCID: PMC6746089.
5. Ullah S., Khan P., Ullah N., Saleem S., Higgins H., Kwak K. S. (2009) A Review of Wireless Body Area Networks for Medical Applications. *International Journal of Communications, Network and System Sciences.* 2 (8), 797–803.
6. Mahmoud N., El-Sappagh Sh., Abdelrazek S. M., El-Bakry H. M. (2020) A Real-time Framework for Patient Monitoring Systems Based on a Wireless Body Area Network. *International Journal of Computer Applications.* 12–21.

7. Fuller D., Colwell E., Low J., Orychock K., Tobin M. A., Simango B., Buote R., Van Heerden D., Luan H., Cullen K., Slade L., Taylor N. G. A. (2020) Reliability and Validity of Commercially Available Wearable Devices for Measuring Steps, Energy Expenditure, and Heart Rate: Systematic Review. *JMIR Mhealth Uhealth*. 8 (9). doi: 10.2196/18694. PMID: 32897239; PMCID: PMC7509623.
8. Md. Milon Islam, Ashikur Rahaman, Md. Rashedul Islam (2020) Development of Smart Healthcare Monitoring System in IoT Environment. *SN Computer Science*. (1), 185. <https://doi.org/10.1007/s42979-020-00195-y>.
9. Niknejad N., Ismail W. B., Mardani A., Liao H., Ghani I. (2020) A Comprehensive Overview of Smart Wearables: the State of the Art Literature, Recent Advances, and Future Challenges. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*. (90), 103529. doi: 10.1016/j.engappai.2020.103529.
10. Lu L., Zhang J., Xie Y., Gao F., Xu S., Wu X., Ye Z. (2020) Wearable Health Devices in Health Care: Narrative Systematic Review. *JMIR Mhealth Uhealth*. 9 (8). doi: 10.2196/18907. PMID: 33164904; PMCID: PMC7683248.
11. Imran, Iqbal N., Ahmad S., Kim D. H. (2021) *Health Monitoring System for Elderly Patients Using Intelligent Task Mapping Mechanism in Closed Loop Healthcare Environment*. 357. <https://doi.org/10.3390/sym13020357>.
12. Avrajit Ghosh, Arnab Raha, Amitava Mukherjee (2020) *Energy-Efficient IoT-Health Monitoring System using Approximate Computing*. <https://doi.org/10.1016/j.iot.2020.100166>.
13. Bikash Pradhan, Saugat Bhattacharyya, Kunal Pal (2021) IoT-Based Applications in Healthcare Devices. *Journal of Healthcare Engineering*. 18. <https://doi.org/10.1155/2021/6632599/>.

Вклад авторов

Осипов А. Н. разработал алгоритм работы системы дистанционного мониторинга человека.
Пацеев А. В. обосновал (врачебную) методику дистанционного мониторинга на основе тана-тогенеза.

Пацеев С. В. провел анализ известных методик и алгоритмов работы систем дистанционного мониторинга и предложил двухэтапный алгоритм.

Authors' contribution

Osipov A. N. has developed an algorithm for the operation of a remote human monitoring system.

Patseev A. V. has justified (medical) remote monitoring techniques based on thanatogenesis.

Patseev S. V. has analyzed the well-known methods and algorithms of remote monitoring systems and proposed a two-stage algorithm.

Сведения об авторах

Осипов А. Н., к. т. н., доцент, начальник Центра междисциплинарных исследований «Центр плазменного и биомедицинского инжиниринга» Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Пацеев А. В., главный врач Республиканского центра медицинской реабилитации и бальнеолечения

Пацеев С. В., врач 1-й городской клинической больницы

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-86-41
E-mail: osipov@bsuir.by
Осипов Анатолий Николаевич

Information about the authors

Osipov A. N., Cand. of Sci., Associate Professor, Head of the Center for Interdisciplinary Researches "Center for Plasma and Biomedical Engineering" of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Patseev A. V., Chief Physician of the Republican Center for Medical Rehabilitation and Balne Treatment

Patseev S. V., Doctor at the 1st City Clinical Hospital

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-86-41
E-mail: osipov@bsuir.by
Osipov Anatoly Nikolaevich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-12-18>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 612.845.5:004.421

ПРОЕКТИРОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ РЕКОЛОРИЗАЦИИ ДЛЯ ПОМОЩИ ЛЮДЯМ С АНОМАЛИЯМИ ЦВЕТОВОГО ЗРЕНИЯ

В. В. СИНИЦЫНА, А. М. ПРУДНИК

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

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Сегодня проблема восприятия визуальной информации людьми с аномалиями цветового зрения остается достаточно актуальной, что подтверждается наличием интереса к изучению этого вопроса не только в медицине, но и в области технических наук. В частности, исследователи по всему миру занимаются задачами создания алгоритмов и программ, дающих возможность преобразовывать изображения и видео в соответствии с корректным восприятием их людьми с цветовой слепотой. Однако в настоящее время не существует алгоритмов, позволяющих людям с любым видом, формой и степенью аномалии цветового зрения корректно воспринимать окружающую их визуальную информацию. На основании рассмотренных преимуществ и недостатков существующих алгоритмов сделаны выводы о требованиях к проектируемым рекolorизирующим алгоритмам, которые планируется реализовать в программном обеспечении для помощи людям с особенностями цветовосприятия. Такие алгоритмы не просто позволят корректно преобразовывать видео для людей с дихромазией и монохромазией, но и предоставят возможность пользователям с любой степенью аномальной трихромазии наиболее точно воспринимать окружающий мир. Кроме того, данные алгоритмы будут отличаться высокой скоростью выполнения процесса рекolorизации и «натуральностью» получившихся в процессе преобразований цветов.

Ключевые слова: цветовая слепота, особенность цветовосприятия, визуальная информация, аномальная трихромазия, дихромазия, монохромазия, цветовое пространство, рекolorизация, «натуральность» цвета, алгоритмы.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Синицына, В. В. Проектирование алгоритмов рекolorизации для помощи людям с аномалиями цветового зрения / В. В. Синицына, А. М. Прудник // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 12–18. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-12-18>.

DESIGNING RECOLORIZATION ALGORITHMS TO HELP PEOPLE WITH COLOR VISION ANOMALIES

VLADA V. SINITSYNA, ALEKSANDER M. PRUDNIK

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. The problem of perception of visual information by people with color vision anomalies remains quite relevant, as evidenced by the interest in studying this problem not only in medicine, but also in the field of medical technology. Researchers around are working on the task to create algorithms and software that can transform images and videos in accordance with their correct perception by people with color blindness. However, today there are no algorithms that allow people with any type, form, and degree of color vision anomaly to correctly perceive the visual information surrounding them. Based on the considered advantages and disadvantages of existing algorithms, conclusions were drawn about the requirements for the designed recoloring algorithms, which

are planned to be implemented in software to help people with color perception issues. Such algorithms will not only allow correct video conversion for people with dichromacy and monochromacy but will also enable users with any degree of anomalous trichromacy to perceive the world around them most accurately. In addition, these algorithms will be distinguished by the high speed of the recolorization process, and the “naturalness” of the colors obtained in the process of transformations.

Keywords: color blindness, color perception feature, visual information, anomalous trichromacy, dichromacy, monochromacy, color space, recolorization, color “naturalness”, algorithms.

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

For citation. Sinitsyna V. V., Prudnik A. M. Designing Recolorization Algorithms to Help People with Color Vision Anomalies. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 12–18. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-12-18> (in Russian).

Введение

Зрение представляет собой главный канал восприятия информации, посредством которого человек может овладеть 90 % знаний, представленных в виде текстов, картинок, жестов. Особая значимость обладания визуальной информацией делает необходимой разработку различных методов и средств, помогающих людям с проблемами зрения адаптироваться и комфортно существовать в мире постоянно циркулирующего потока данных.

Аномалии цветового зрения представляют собой такие нарушения зрения, которые мешают людям корректно воспринимать окружающую их визуальную информацию. Чаще всего такие аномалии имеют генетическое происхождение и свойственны 5–8 % мужского и 0,5 % женского населения [1]. Это означает наличие данной врожденной особенности у 200–320 млн мужчин и примерно у 20 млн женщин. Стоит отметить, что аномалии цветового зрения могут быть не только врожденными, но и приобретенными, что увеличивает количество людей с цветовой слепотой. Внушительные цифры статистики заставляют многих исследователей и разработчиков задумываться о том, каким образом можно сделать взаимодействие людей с аномалиями цветового зрения и окружающего мира более комфортным.

Сегодня многие существующие устройства предназначены для людей с достаточно хорошими показателями здоровья (в частности, с хорошими показателями зрительного восприятия информации). Но в современном все более и более развивающемся мире важное значение приобретает возможность управления машинами как можно большим количеством людей. В связи с этим возникает необходимость обеспечить доступность устройств для всех пользователей. Благодаря управлению различными устройствами и вовлечению в производственный процесс, люди с особенностями цветовосприятия смогут социализироваться, беспрепятственно общаясь с большим количеством людей.

В случае наличия у человека каких-либо особенностей цветовосприятия он чаще всего не может рассчитывать на возможность взаимодействия с некоторыми устройствами в определенной профессиональной сфере. Известны случаи, когда, например, во время футбольного матча у комментатора не получилось отличить членов разных команд друг от друга по той простой причине, что формы у них были красного и зеленого цветов, а сам комментатор имел цветовую слепоту [2]. Возникали определенные сложности и у пилотов разнообразных летательных объектов, когда те не могли верно определить цвет моргающей на панели управления лампочки. Схожая проблема имела также у машинистов поездов и электричек [2].

Совершенствование технических возможностей обеспечивает развитие безграничного доступа людей к любому типу информации, а также возможность вовлечения в профессии тех, кто проявляет интерес к ним, но испытывает трудности с подобного рода деятельностью в силу каких-либо проблем со здоровьем. Определенно, есть особенности людей, которые не поправимы не только тем или иным видом лечения, но даже технические устройства пока не в силах исправить существующее положение вещей. Что же касается группы людей с аномалиями цветового зрения, то такие недостатки человеческого организма в определенной мере могут быть компенсированы совершенствованием технических устройств. На данный момент помочь людям с особенностями цветовосприятия выполнять повседневные и профессиональные задачи возможно благодаря наличию специальных приложений с соответствующими алгоритмами реколоризации.

Исследователи по всему миру занимаются вопросами проектирования и разработки алгоритмов, производящих преобразование изображений и видео для их корректного восприятия людьми с цветовой слепотой. Однако каждый из ныне реализованных алгоритмов имеет как достоинства, так и недостатки. Наличие характеристик, которые можно улучшить, сделав алгоритмы

наиболее комфортными для использования людьми с аномалиями цветового зрения, позволяет спроектировать в высшей мере комфортные для лиц с цветовой слепотой любого вида, формы и степени алгоритмы.

Цель исследований авторов – определение особенностей и характеристик проектируемых алгоритмов реколоризации для помощи людям с аномалиями цветового зрения в визуальном восприятии информации. Среди задач выделены следующие:

- изучение существующих видов и форм аномалий цветового зрения;
- определение преимуществ, недостатков и особенностей имеющихся алгоритмов реколоризации для людей с аномалиями цветового зрения;
- формулирование требований к проектируемым алгоритмам.

Виды и особенности аномалий цветового зрения

В настоящее время выделяют такие аномалии цветового зрения, как аномальная трихромазия, дихромазия, монохромазия. Аномальная трихромазия (трианомалия, протаномалия, дейтераномалия) характеризуется недостаточным количеством фотопигмента определенного цвета (синего, красного или зеленого) в колбочках глаз. Дейтераномалия встречается у 5 % мужского населения Земли, что представляет собой более половины всех возможных случаев аномалий цветового зрения (8 %).

На данный момент аномальная трихромазия является наиболее распространенным видом цветовой слепоты, особенно такие формы, как дейтераномалия и протаномалия. Особенность данных болезней состоит в недостаточном количестве фотопигментов зеленого и красного цветов в колбочках глаз соответственно. Кроме того, данная недостаточность может быть выражена в различной степени. Так, по тяжести аномалии можно выявить три степени аномальной трихромазии: А, В и С. Степень А – наиболее тяжелая форма аномальной трихромазии, С – наиболее легкая. Определить, какая именно форма аномальной трихромазии характерна для человека, можно благодаря имеющемуся у него порогу цветоразличения, ведь для каждой степени аномалии данные показатели варьируются.

Дихромазия возникает в случае отсутствия красного, синего или зеленого фотопигментов в колбочках глаз и включает в себя протанопию, трианопию, дейтеранопию. При монохроматии восприятие цвета либо отсутствует полностью, тогда люди видят мир как черно-белую фотографию (палочковая монохроматия), либо в колбочках глаз присутствует фотопигмент какого-то одного вида (колбочковая монохроматия), тогда человек видит мир в одном воспринимаемом им цвете.

Анализ существующих алгоритмов

Функция алгоритмов (коррекция, тестирование или симуляция) и вид обрабатываемой информации. Прежде всего, следует определить назначение проектируемых алгоритмов. Так, предполагается, что алгоритмы предназначены для коррекции видео, поступающего в реальном времени на вход устройства с алгоритмами, для людей с аномалиями цветового зрения.

Стоит отметить, что для тестирования наличия аномалии цветового зрения и симуляции цветовой слепоты применяли уже существующие алгоритмы. В частности, приложения с алгоритмами тестирования использовали для выявления особенностей цветовосприятия у пользователей, а также степеней аномальной трихромазии при наличии соответствующей аномалии. Приложения же с алгоритмами симуляции позволили протестировать спроектированное и реализованное приложение с алгоритмами реколоризации. Например, в качестве приложений с алгоритмами тестирования применяются такие, как Ishihara Test, Farnsworth D-15 Test, Farnsworth-Munsell 100-Hue Test, для симуляции цветовой слепоты используются алгоритмы, разработанные Н. Brettel, F. Vienot, G. M. Machado [3].

Виды аномалий. Следующей важной задачей является определение предназначения алгоритмов: какие виды, формы, степени аномалий цветового зрения проектируемые алгоритмы будут корректировать. Для этого нужно рассмотреть каждый отдельный вид цветовой слепоты, а также возможные пути коррекции видео для всех существующих аномалий цветового зрения.

В зависимости от количества присутствующего фотопигмента аномальная трихроматия может быть выражена в тяжелой форме при отсутствии большого количества фотопигмента, а также в более легких формах при меньшем количестве отсутствующего пигмента. В связи с этим можно сделать вывод о наличии возможности воспринимать объекты того цвета, количество фотопигмента которого не является достаточным; стоит отметить, что такой цвет будет представляться

человеку искажено. Но фактическая возможность восприятия данного цвета, хотя и в искаженной форме, сохраняется, что несколько облегчает задачу разработки алгоритма реколоризации для людей с данной аномалией. Однако при тяжелой степени аномальной трихромазии, а тяжелая форма будет близка к практически полному отсутствию фотопигмента в колбочках глаз (то есть к дихромазии), задача реколоризации видео будет сводиться к задаче реколоризации для людей с дихромазией.

Поскольку известно, что степень аномальной трихромазии для каждой конкретной формы цветовой слепоты лежит в пределах от 0,1 до 0,9, где 0,1 представляет собой практически полное отсутствие аномалии цветового зрения, а близкое к единице значение сообщает о наличии определенной формы дихромазии, можно сделать вывод о достаточно серьезной необходимости определения степени аномальной трихромазии при использовании того или иного корректирующего алгоритма [4]. В большинстве используемых алгоритмов реколоризации коррекция аномальной трихромазии осуществляется посредством изменения показателей насыщенности, цветового тона, яркости цветов кадров видео, что позволяет улучшить восприятие видео лишь для легких степеней аномальной трихромазии [3–5].

Дихромазия представляет собой аномальную трихромазию, но с тяжелой степенью аномалии, которая равна единице. Так, при дихромазии у человека в колбочках глаз полностью отсутствует фотопигмент синего, красного или зеленого цветов, различение объектов данных цветов представляется невозможным. В этих случаях исследователи обычно ставят перед собой задачу не столько достижения возможности корректного восприятия цвета, сколько получения возможности отличить невидимый человеком с особенностями цветовосприятия цвет от иных цветов, представленных в видео [3, 5].

При наличии палочковой монохромазии человек воспринимает мир как черно-белую фотографию, что можно лишь немного улучшить, изменив контраст той или иной части видео. Колбочковая монохромазия предполагает наличие у человека одного вида фотопигмента в колбочках, тогда мир представлен в каком-то одном цвете. В данном случае единственной возможной помощью людям с колбочковой монохромазией представляется изменение насыщенности отдельных участков видео с целью отличить одни объекты от других [5]. Таким образом, проектируемые алгоритмы предназначены для коррекции видео для людей со всеми аномалиями цветового зрения с учетом особенностей каждой аномалии. При этом для каждого типа цветовой слепоты будет разработан свой алгоритм реколоризации.

Реколоризация наиболее важных деталей видео. При просмотре видео человек в первую очередь обращает внимание на наиболее интересующие его детали: конкретный объект, устройство, сигнал и пр. Кроме того, иногда возникает необходимость не просто в распознавании какого-либо объекта, но и в распознавании данного объекта на определенном фоне, а также возможности прочтения текстовых данных, которые особенно важно рассмотреть в той или иной ситуации. Так, внимание при просмотре видео чаще всего бывает обращено на:

- наиболее важные части видео (конкретный объект);
- сам объект и его фон;
- текстовые данные.

Для полноты восприятия окружающего мира в проектируемых алгоритмах необходимо иметь возможность корректно воспринимать как все изображенные объекты, фон за объектами, так и текстовые данные.

Зависимость распознавания наиболее важных деталей видео от профессии пользователя. Стоит отметить, что выбор важного распознаваемого объекта или же объектов на видео зависит не только от конкретной ситуации, в которой оказался пользователь, но также и от той профессиональной деятельности, которой он при этом занимается. Так, для врача особенно важно иметь возможность не только различать какие-то крупные органы по цвету, но и мелкие артерии и капилляры во время операции. Ошибка в данном случае будет стоить оперируемому жизни, поэтому необходимо уметь отличить органы друг от друга, даже если они самых малых размеров. Для машиниста поезда, водителя транспорта важно различать сигналы светофора, а также дорожные знаки, текст на дорожных указателях. У дизайнера задача усложняется в связи с необходимостью не просто различать несколько цветов, но и очень много цветов и их оттенков, находить гармонию цветов. Данные особенности в распознавании тех или иных объектов следует учитывать в процессе разработки алгоритмов, стараясь сделать любую информацию максимально корректной.

Восприятие цвета с разных точек зрения. Известно, что восприятие цвета происходит с физической (определение качества света без помощи наблюдателя), психофизической (исследование реакции зрительного механизма в данных конкретных условиях) и психологической (наме-

ренное внимание наблюдателя, реакция наблюдателя изменяется под влиянием его отношения к восприятию) точек зрения [6]. В данном случае важнее всего рассмотреть цвет с психофизической точки зрения, то есть восприятия цвета пользователем с аномалией цветового зрения в конкретных условиях.

Характеристики цвета. Цвет оценивают по разным показателям, но часто используемыми характеристиками являются цветовой тон, яркость и насыщенность. Данные свойства помогут не только однозначно охарактеризовать цвет, но и рассмотреть, улучшение каких из данных параметров способствует повышению качества видео для людей с аномалиями цветового зрения.

Зависимость характеристик цвета от освещения. Цвет и его характеристики зависят не только от наблюдателя, но и того, какое количество света падает на наблюдаемый человеком с аномалией цветового зрения объект. Так, от освещения зависят насыщенность цвета, его яркость. Кроме того, существуют стандартные источники света со своими цветовыми температурами [7]. Но в повседневной жизни далеко не всегда источники света близки к стандартным или желательным для того или иного пользователя, а потому алгоритмы реколоризации должны корректировать видео наилучшим для пользователя с тем или иным видом, формой или степенью аномалии цветового зрения образом при любом освещении.

Зависимость характеристик цвета от времени суток. В ночное время различать цвета становится сложнее. Несмотря на наличие возможности использовать различные источники света, следует при проектировании алгоритмов принимать во внимание тот факт, что даже при использовании для освещения объекта в ночное время, к примеру, фонаря цвет освещаемого объекта может быть искажен, что воспрепятствует его корректному восприятию. Проектируемые алгоритмы должны учитывать данные особенности и корректно представлять реколоризованную информацию вне зависимости от освещения распознаваемого объекта в любое время суток.

Используемые в алгоритмах реколоризации цветовые пространства. Известно, что цветовая информация представлена в устройствах в пространстве RGB. Хотя данное цветовое пространство и является очень наглядным, но все же цветовой охват системы RGB составляет меньше половины площади, изображающей все существующие цветности, почти 70 % площади цветности лежит в области отрицательных значений координаты r , что сильно усложняет колориметрические расчеты [7]. Именно по этой причине преобразования координат выполняют в этом пространстве очень редко, чаще всего происходит конвертация в иные цветовые пространства, к координатам которых применяют тот или иной метод, после чего координаты вновь преобразуют в RGB, чтобы вывести изображение на экран [5, 8]. В качестве так называемых промежуточных цветовых пространств, используемых в процессе реколоризации кадров видео, применяются такие пространства, как LMS, XYZ, $L^*a^*b^*$, HSI, HSL, HSV, YCbCr. Каждое из цветовых пространств имеет свои преимущества и недостатки, в связи с чем необходимо рассмотреть применение промежуточных цветовых пространств для всех конкретных видов аномалий цветового зрения и определить наиболее приемлемое пространство для каждого конкретного вида цветовой слепоты.

Технические требования к проектируемым алгоритмам

Основные критерии оценки реколоризованной информации. В качестве критериев оценки итогового реколоризованного видео чаще всего используют [8]:

- контраст кадров видео;
- «натуральность» цветов кадров, которая является характеристикой изменения цветовой составляющей таким образом, что цвет реколоризованного объекта стал как можно ближе к тому цвету, который видит нормальный трихромат;
- консистентность пикселей кадров после процесса реколоризации.

Во многих источниках указывается необходимость именно различения объектов, при этом «натуральность» преобразованного видео отходит на второй план. Однако лишь при наиболее удовлетворительных показателях всех трех критериев получится наиболее корректное для людей с цветовой слепотой реколоризованное видео.

Возможность сохранить цветовую «натуральность» видео после реколоризации. При аномальной трихромазии сохранение «натуральности» после процесса реколоризации представляется выполнимой задачей, так как некоторое количество фотопигмента все же присутствует в колбочках глаз человека. В случае тяжелой степени аномальной трихромазии фотопигмента в колбочках становится слишком мало, что делает зрение такого человека сравнимым со зрением дихромата, в данном случае сохранить «натуральность» становится не так просто, ведь фотопиг-

мент практически отсутствует, а это значит, что человек практически не способен воспринимать красный, зеленый либо синий цвета (зависит от того, какого фотопигмента не хватает в колбочках глаз человека) хотя бы примерно так же, как нормальный трихромат. При монохроматии «натуральность» сохранить не получится, поскольку человек видит мир либо только в черно-белых тонах, либо в зеленых, красных, синих, желтых.

Оценка алгоритмов реколоризации. Для оценки применяемых реколоризирующих алгоритмов чаще всего используются следующие показатели:

- эффективность, представляющая собой показатель возможности различения объектов, которые нельзя было различить до реколоризации, после данного процесса;
- «натуральность» цветов кадров видео;
- скорость реколоризации кадров видео;
- сложность алгоритмов реколоризации;
- возможность различения как можно большего количества цветов на видео человеком с аномалиями цветового зрения;
- субъективное сравнение видео, реколоризованного данным алгоритмом, с иными видео, которые были перекрашены другими ныне существующими алгоритмами [3, 5, 8].

Проектируемые алгоритмы должны быть оценены по вышеуказанным показателям и представить при этом удовлетворительные результаты.

Проблемы существующих алгоритмов реколоризации. На данный момент у большинства существующих алгоритмов конвертации видео и изображений имеются следующие проблемы:

- 1) различение цветоаномалом после реколоризации информации очень простых комбинаций цветов, например сигналов светофора, но возникновение трудностей при необходимости отличить друг от друга более сложные цвета;
- 2) сильное изменение цветов в процессе преобразования для людей с аномалиями цветового зрения относительно их оригинального представления для нормальных трихроматов;
- 3) очень низкая скорость процесса конвертации цветов, которая напрямую связана с существующей сложностью алгоритмов;
- 4) для аномальных трихроматов также существует проблема отсутствия учета степеней аномалии в процессе реколоризации, в связи с чем кадры видео различимы чаще всего лишь для людей со слабой степенью аномалии [3–5, 8].

Таким образом, в проектируемых алгоритмах необходимо увеличить число различаемых цветов, улучшить показатель «натуральности» реколоризованных цветов, повысить скорость обработки видео, а для аномальных трихроматов учесть степени аномалий в процессе реколоризации.

Заключение

1. Проектируемые алгоритмы должны корректировать видео для людей со всеми видами аномалий цветового зрения. После процесса реколоризации необходимо сохранить контраст кадров видео, «натуральность» цветов и постоянство пикселей, возможность различения объектов на видео. Одинаково хорошо алгоритмы должны преобразовывать как фон и объекты на кадрах видео, так и текстовую информацию. Применять программное обеспечение с данными алгоритмами будет возможно в повседневной и профессиональной деятельности большинства людей. Результат реколоризации не должен зависеть от падающего на рассматриваемые объекты освещения и времени суток, при котором происходит распознавание объектов и их цветов.

2. Оценить проектируемые алгоритмы следует на предмет эффективности, скорости обработки и реколоризации видео, сложности применяемых алгоритмов, количества различаемых цветов. Кроме того, необходимо решить существующие проблемы схожих алгоритмов: сделать возможным различение большего количества цветов, увеличить скорость обработки кадров видео, сохранить «натуральность» используемых в видео цветов, учесть степень аномальной трихроматии при преобразовании кадров видео для людей с соответствующей аномалией.

Список литературы

1. Шиффман, Х. Р. Ощущение и восприятие / Х. Р. Шиффман. СПб.: Питер, 2003.
2. Chaparro, A. Applications of Color in Design for Color-deficient Users / A. Chaparro, M. Chaparro // Journal of Ergonomics in Design: the Quarterly of Human Factors Applications. 2017. Vol. 25. P. 23–30. DOI: 10.1177/1064804616635382.
3. Personalized Image Recoloring for Color Vision Deficiency Compensation / Z. Zhu [et al.] // IEEE Transactions on Multimedia. 2021. Vol. 24. P. 1721–1734. DOI: 10.1109/TMM.2021.3070108.

4. Yang, S. Quantification and Standardized Description of Color Vision Deficiency Caused by Anomalous Trichromats. Part II: Modeling and Color Compensation / S. Yang, E. K. Wong // *EURASIP Journal on Image and Video Processing*. 2008. Vol. 2008. P. 1–12. DOI: 10.1155/2008/246014.
5. Zhu, Z. Image Recoloring for Color Vision Deficiency Compensation: a Survey / Z. Zhu, X. Mao // *The Visual Computer*. 2021. Vol. 37. P. 2999–3018. DOI: 10.1007/s00371-021-02240-0.
6. Ивенс, Р. М. Введение в теорию цвета / Р. М. Ивенс. М.: Мир, 1964.
7. Батай, Л. Е. Измерения в лазерных и оптоэлектронных системах. В 3 ч. / Л. Е. Батай, А. Л. Гурский, В. В. Мирончик. Минск: БГУИР, 2015. Ч. 1. Фотометрические и колориметрические измерения.
8. Ribeiro, M. Recoloring Algorithms for Colorblind People: a Survey / M. Ribeiro, A. J. P. Gomes // *ACM Comput. Surv.* 2019. Vol. 52. P. 1–37. DOI: 10.1145/3329118.

References

1. Shiffman H. R. (2003) *Sensation and Perception*. Saint Petersburg, Piter Publ. (in Russian).
2. Chaparro A., Chaparro M. (2017) Applications of Color in Design for Color-deficient Users. *Journal of Ergonomics in Design: the Quarterly of Human Factors Applications*. 25, 23–30. DOI: 10.1177/1064804616635382.
3. Zhu Z., Toyoura M., Go K., Kashiwagi K., Fujishiro I., Wong T.-T., Mao X. (2021) Personalized Image Recoloring for Color Vision Deficiency Compensation. *IEEE Transactions on Multimedia*. 24, 1721–1734. DOI: 10.1109/TMM.2021.3070108.
4. Yang S., Wong E. K. (2008) Quantification and Standardized Description of Color Vision Deficiency Caused by Anomalous Trichromats. Part II: Modeling and Color Compensation. *EURASIP Journal on Image and Video Processing*. 2008, 1–12. DOI: 10.1155/2008/246014.
5. Zhu Z., Mao X. (2021) Image Recoloring for Color Vision Deficiency Compensation: a Survey. *The Visual Computer*. 37, 2999–3018. DOI: 10.1007/s00371-021-02240-0.
6. Evans R. M. (1964) *An Introduction to Color*. Moscow, Mir Publ. (in Russian).
7. Batai L. E., Gursky A. L., Mironchik V. V. (2015) *Measurements in Laser and Optoelectronic Systems. In 3 p. P. 1: Photometric and Colorimetric Measurements*. Minsk, BGUIR Publ. (in Russian).
8. Ribeiro M., Gomes A. J. P. (2019) Recoloring Algorithms for Colorblind People: a Survey. *ACM Comput. Surv.* 52, 1–37. DOI: 10.1145/3329118.

Вклад авторов

Прудник А. М. осуществил постановку задачи для проведения исследования.

Синицына В. В. выполнила анализ существующих алгоритмов, сформулировала технические требования к проектируемым алгоритмам.

Authors' contribution

Prudnik A. M. carried out the formulation of the task for the research.

Sinitsyna V. V. performed an analysis of existing algorithms, formulated technical requirements for the designed algorithms.

Сведения об авторах

Синицына В. В., аспирант кафедры инженерной психологии и эргономики Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Прудник А. М., к. т. н., доцент, доцент кафедры инженерной психологии и эргономики Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 44 770-85-18
E-mail: vldasinitina1@gmail.com
Синицына Влада Владиславовна

Information about the authors

Sinitsyna V. V., Postgraduate at the Engineering Psychology and Ergonomics Department of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Prudnik A. M., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Engineering Psychology and Ergonomics Department of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 44 770-85-18
E-mail: vldasinitina1@gmail.com
Sinitsyna Vlada Vladislavovna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-19-25>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 612.21:510.589

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ОЦЕНКИ ОБЪЕМНЫХ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ

И. И. РЕВИНСКАЯ

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

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Разработана математическая модель биомеханики дыхания человека. Для верификации этой модели предлагается использовать фотооптический метод регистрации биомеханики грудной клетки и живота совместно со спирометрией. Проведены экспериментальные исследования среди десяти мужчин 20–22 лет. Индекс массы тела испытуемых варьировался от 19,3 до 21,5 кг/м², рост – от 169 до 182 см, вес – от 55 до 70 кг. Корреляционно-регрессионный анализ результатов показал сильную взаимосвязь биомеханических движений грудной и брюшной стенок и изменений диаметров воздухоносных путей во время непрерывного процесса дыхания (коэффициент корреляции $r = 0,89$, уровень значимости $p \leq 0,05$). Предложенная математическая модель может быть использована при косвенной оценке объема лёгких.

Ключевые слова: математическая модель, биомеханика, дыхание, дыхательные пути, спирометрия, видеорегистратор, объем лёгких.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Благодарность. Научная работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований и Министерства образования Республики Беларусь в рамках научных проектов Т22МВ-017 «Методы и средства транскутанного мониторинга объемных и скоростных показателей дыхания» и ГБЦ № 22-3163М «Транскутанные методы и средства регистрации параметров дыхания» (§ 57.99.00).

Для цитирования. Ревинская, И. И. Математическая модель для оценки объемных параметров дыхания / И. И. Ревинская // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 19–25. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-19-25>.

MATHEMATICAL MODEL FOR ESTIMATION OF VOLUME RESPIRATORY PARAMETERS

INA I. REVINSKAYA

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. A mathematical model of the biomechanics of human respiration has been developed. To verify the proposed mathematical model, it is suggested to use a photo-optical method for recording the biomechanics of the chest and abdomen together with spirometry. Pilot studies were carried out among 10 men aged 20–22. The body mass index of the subjects ranged from 19.3 to 21.5 kg/m², height – from 169 to 182 cm, weight – from 55 to 70 kg. Correlation-regression analysis of the results showed a strong relationship between biomechanical movements

of the chest and abdominal walls and changes in the diameters of the airways during continuous breathing (correlation coefficient $r = 0.89$, statistically significant test result $p \leq 0.05$). The proposed mathematical model can be used for indirect estimation of lung volume.

Keywords: mathematical model, biomechanics, respiration, respiratory tract, spirometry, videocamera, lungs volume.

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

Gratitude. The scientific work was supported by the Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research and Ministry of Education of the Republic of Belarus (projects T22MB-017 “Methods and means of transcutaneous monitoring of volumetric and velocity parameters of respiration” and No 22-3163M “Transcutaneous methods and means of recording respiratory parameters” (§ 57.99.00)).

For citation. Revinskaya I. I. (2023) Mathematical Model for Estimation of Volume Respiratory Parameters. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 19–25. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-19-25> (in Russian).

Введение

Биомеханические движения грудной и брюшной стенок во время дыхания тесно связаны с объемами вдыхаемого/выдыхаемого воздуха [1]. В дыхательных движениях участвуют три анатомо-функциональных образования:

- 1) дыхательные (воздухоносные) пути, которые по своим свойствам являются слегка растяжимыми, сжимаемыми и создают поток воздуха;
- 2) лёгочная ткань, в состав которой входят эластичные волокна;
- 3) грудная клетка, состоящая из пассивно-хрящевой основы, которая объединена соединительными связками и дыхательными мышцами [2, 3].

Биомеханика дыхания обусловлена работой дыхательных мышц и диафрагмы. На вдохе объем грудной клетки и находящиеся в ней лёгкие увеличиваются; при этом давление в лёгких понижается, и воздух через воздухоносные пути входит в лёгочные альвеолы. Во время вдоха дыхательные мышцы человека преодолевают ряд сил:

- 1) тяжесть приподнимаемых сверху рёбер;
- 2) эластическое сопротивление рёберных хрящей;
- 3) сопротивление стенок живота и брюшных внутренностей, отдавливаемых книзу опускающимся куполом диафрагмы.

Выдох осуществляется пассивно: дыхательные мышцы расслабляются, под влиянием указанных сил рёбра опускаются, и купол диафрагмы приподнимается. Объем грудной клетки вследствие этого уменьшается. Мышцы живота сокращаются и оттесняют органы брюшной полости и купол диафрагмы вверх. При выдохе объем грудной клетки, а, следовательно, и лёгких уменьшается, давление в альвеолах повышается и воздух выходит из лёгких наружу.

Современные методы записи биомеханики дыхания используются для косвенной оценки объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Запись движений грудной клетки и живота может осуществляться с помощью датчиков деформации (резистивных, емкостных, индуктивных, оптических, тензометрических) [4, 5], датчиков импеданса [6] и ускорения [4, 7]. Однако при использовании косвенных методов необходимо решать различные проблемы: соскальзывание датчика, неплотный контакт с кожей, чувствительность к движению (ходьба, бег) и т. д. Кроме этого, для каждого метода необходима калибровочная модель, которая будет описывать взаимосвязь измеряемой величины датчиков (например, значение перемещения, импеданса, сопротивления и т. д.) и соответствующие им объемные параметры дыхания. При изучении косвенных методов следует использовать стандартные методы измерения объема дыхания (спирометрию).

В статье рассмотрена математическая модель биомеханики дыхания, описывающая взаимосвязь биомеханических движений грудной и брюшной стенок с изменениями диаметров воздухоносных путей во время непрерывного процесса дыхания. Модель может быть использована при оценке объема лёгких (жизненной емкости лёгких, дыхательного объема) фотооптическим методом записи биомеханики грудной и брюшной стенок.

Математическая модель биомеханики дыхания

Согласно исследованиям морфометрии лёгких человека Вейбеля, воздухоносные пути лёгких человека могут быть рассмотрены как ряд ответвляющихся трубок [8]. Начиная с трахеи – родительской ветви, увеличивается число воздухоносных путей по типу дихотомии. Различают два типа

дихотомии: правильную и неправильную. При правильной дихотомии две конъюгаты (дочерние ветви) имеют одинаковые размеры и ответвляются под равными углами. При неправильной дихотомии длина и диаметр двух конъюгат не одинаковы по размеру, а также различны углы ответвления. Предлагаемая модель учитывает разветвление воздухоносных путей по правильной дихотомии.

Вся система рассматривается как ряд разветвляющихся поколений, порядок которых обозначается как i . Трахея соответствует поколению $i = 0$, два бронха – поколению $i = 1$ и т. д. При этом число ветвей $n(i)$ в поколении i составит

$$n(i) = 2^i. \quad (1)$$

Воздухоносные пути модели лёгких разветвляются на 23 поколения. Кондуктивная зона включает в себя поколения с 0 по 16-е, поколения 17–19 – это транзиторная зона (дыхательные бронхиолы), поколения 20–23 (альвеолярные ходы и мешочки) – респираторная зона.

Для оценки биомеханики грудной клетки и живота во время дыхания предлагается математическая модель, учитывающая при увеличении и уменьшении объема лёгких соответствующие изменения диаметров воздухоносных путей. Элемент воздухоносного пути приблизительно имеет форму полого цилиндра со скошенными концами в виде клина. Диаметр D_i и длина L_i отдельно взятого цилиндрического элемента определяются парой эмпирических уравнений, полученных по результатам морфометрического исследования тканей лёгкого по Вейбелю [8]:

$$D_i = \begin{cases} D_0 e^{-0,388i}, & \text{если } i \leq 3 \quad D_0 = 1,8 \text{ см;} \\ D'_0 e^{(0,2929-0,00624i)i}, & \text{если } i > 3 \quad D'_0 = 1,3 \text{ см;} \end{cases} \quad (2)$$

$$L_i = \begin{cases} L_0 e^{-0,92i}, & \text{если } i \leq 3 \quad L_0 = 12 \text{ см;} \\ L'_0 e^{-0,17i}, & \text{если } i > 3 \quad L'_0 = 2,5 \text{ см.} \end{cases} \quad (3)$$

Объем воздуха, заключенный в единичном цилиндрическом элементе, и общий объем воздухоносных путей в каждом поколении запишутся в виде:

$$V = \frac{\pi D_i^2 L_i}{4}; \quad (4)$$

$$V_i = \frac{2^i \pi D_i^2 L_i}{4}, \quad (5)$$

где i – номер поколения.

Примем, что в процессе дыхания длины воздухоносных путей в каждом поколении изменяются незначительно, то есть это неизменные величины ($L_i = \text{const}$). Полный объем воздуха в лёгких рассчитывали как суммарный объем всех поколений

$$V_\Sigma = \sum_{k=0}^i V_k.$$

Вклад k_V каждого поколения в общий объем

$$k_V = \frac{V_i}{V_\Sigma}. \quad (6)$$

С учетом (7) выразим диаметр $d_i(x)$ воздухоносных путей в каждом поколении, изменяющийся в процессе дыхания, подставив в конечную формулу объем V_i из (8)

$$d_i(x) = \sqrt{\frac{4V_i}{\pi L_i 2^i}} = \sqrt{\frac{4k_V V_\Sigma}{\pi L_i 2^i}}. \quad (7)$$

Суммарный диаметр воздухоносных путей

$$d_\Sigma(x) = \sum_{k=0}^i d_k(x). \quad (8)$$

Методика проведения эксперимента

Для исследования биомеханических движений грудной и брюшной стенок во время дыхания одновременно использовали фотооптический метод исследования и спирометрию. Спирометрия – эталонный метод измерения объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Снятые видеофайлы разделяли на видеофрагменты, по которым рассчитывали отклонения Δx_i стенок грудной клетки и живота. Структурная схема измерений представлена на рис. 1 (видеокамера – для записи движений грудной клетки и живота).

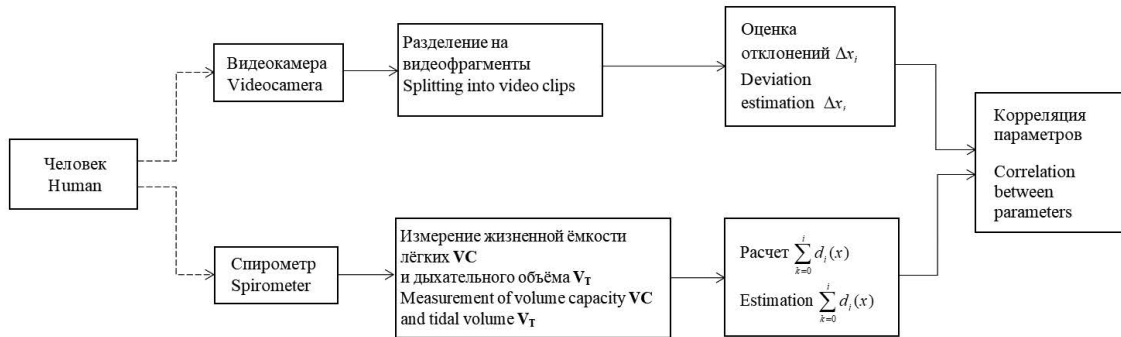


Рис. 1. Структурная схема исследований для верификации математической модели
Fig. 1. Structural diagram of research for verification of a mathematical model

Методика исследований включала несколько этапов.

1. Сбор информации о пациенте (возраст, рост, вес, наличие заболеваний дыхательной системы и т. п.).
2. Установка маркеров (меток) на теле человека. Первая метка крепилась на средней точке относительно линии подмышек и сосков; вторая – на уровне солнечного сплетения; третья – на уровне живота (тали). Метки помогают правильно определить места, на уровне которых рассчитывались значения отклонений габаритных размеров грудной клетки и живота.
3. Испытуемого перед измерениями необходимо правильно усадить. Руки не должны закрывать обзор крайних точек спины и грудной клетки (либо живота).
4. Установка видеокамеры и калибровочной доски. Высота установки видеокамеры и доски может регулироваться в зависимости от роста испытуемого. Видеокамера должна размещаться параллельно плоскости измерения.
5. Настройка спирометра. Ввод данных о пациенте.
6. Запуск видеокамеры и выполнение спирометрических тестов.

Отклонения Δx_i стенок грудной клетки и живота определялись по шести уровням: A – на уровне подмышечной впадины; B – как средняя точка между A и C ; C – на 2 см ниже соска; D – на уровне солнечного сплетения (диафрагмы); E – средняя точка между D и F ; F – на уровне максимального отклонения живота во время дыхания. На уровнях A, B, C определяли параметры грудного дыхания, на D, E, F – параметры брюшного дыхания. Величину Δx_i находили как отклонение от минимальной разницы координат крайних точек спины и грудной клетки (или живота), индекс i – количество измерений.

Для оценки взаимосвязи отклонений размеров грудной клетки и живота и суммарного диаметра воздухоносных путей определяли коэффициент линейной корреляции Пирсона [9]

$$r = \frac{\sum (d_{\Sigma}(x) - \bar{d}_{\Sigma}(x))(\Delta x_i - \Delta \bar{x}_i)}{\sqrt{\sum (d_{\Sigma}(x) - \bar{d}_{\Sigma}(x))^2 \sum (\Delta x_i - \Delta \bar{x}_i)^2}}, \quad (11)$$

где $(d_{\Sigma}(x) - \bar{d}_{\Sigma}(x))$, $(\Delta x_i - \Delta \bar{x}_i)$ – отклонения значений величин $d_{\Sigma}(x)$ и Δx_i от их средних значений $\bar{d}_{\Sigma}(x)$ и $\Delta \bar{x}_i$.

С целью доказательства достоверности корреляции r вычисляли стандартную ошибку коэффициента корреляции

$$m_r = \sqrt{(1 - r^2) / (N_i - 2)}, \quad (12)$$

где N_i – число сопряженных пар в сравниваемых выборках.

Критерий Стьюдента для коэффициента корреляции $t_r = r/m_r$. Значение коэффициента корреляции с учетом уровня значимости запишется в виде $r_{0,95(0,99)} \pm m_r$.

Результаты исследований и их обсуждение

В исследованиях принимали участие 10 мужчин в возрасте 20–22 лет, индекс массы тела (ИМТ) испытуемых варьировался от 19,3 до 21,5 кг/м², рост – от 169 до 182 см, вес – от 55 до 70 кг. В процессе экспериментов выполняли стандартные спирометрические тесты по методическим рекомендациям Министерства здравоохранения Республики Беларусь [10]. Испытуемый делал несколько спокойных вдохов и выдохов, затем по команде делал глубокий вдох и спокойный полный выдох. Спирометр при этом измерял жизненную ёмкость лёгких (ЖЁЛ, или V_C) и дыхательный объём (ДО, или V_T). Полученные экспериментально значения емкости лёгких использовали для расчета суммарных диаметров воздухоносных путей по формуле (10).

Для установления тесноты связи между отклонениями размеров грудной клетки и живота Δx_i и суммарным диаметром воздухоносных путей d_Σ проводили корреляционный анализ и рассчитывали коэффициенты корреляций с учетом стандартной ошибки. На рис. 2, *a–d* представлены графики рассеяния между отклонениями размеров грудной клетки и живота Δx_i и соответствующими им суммарными диаметрами воздухоносных путей d_Σ .

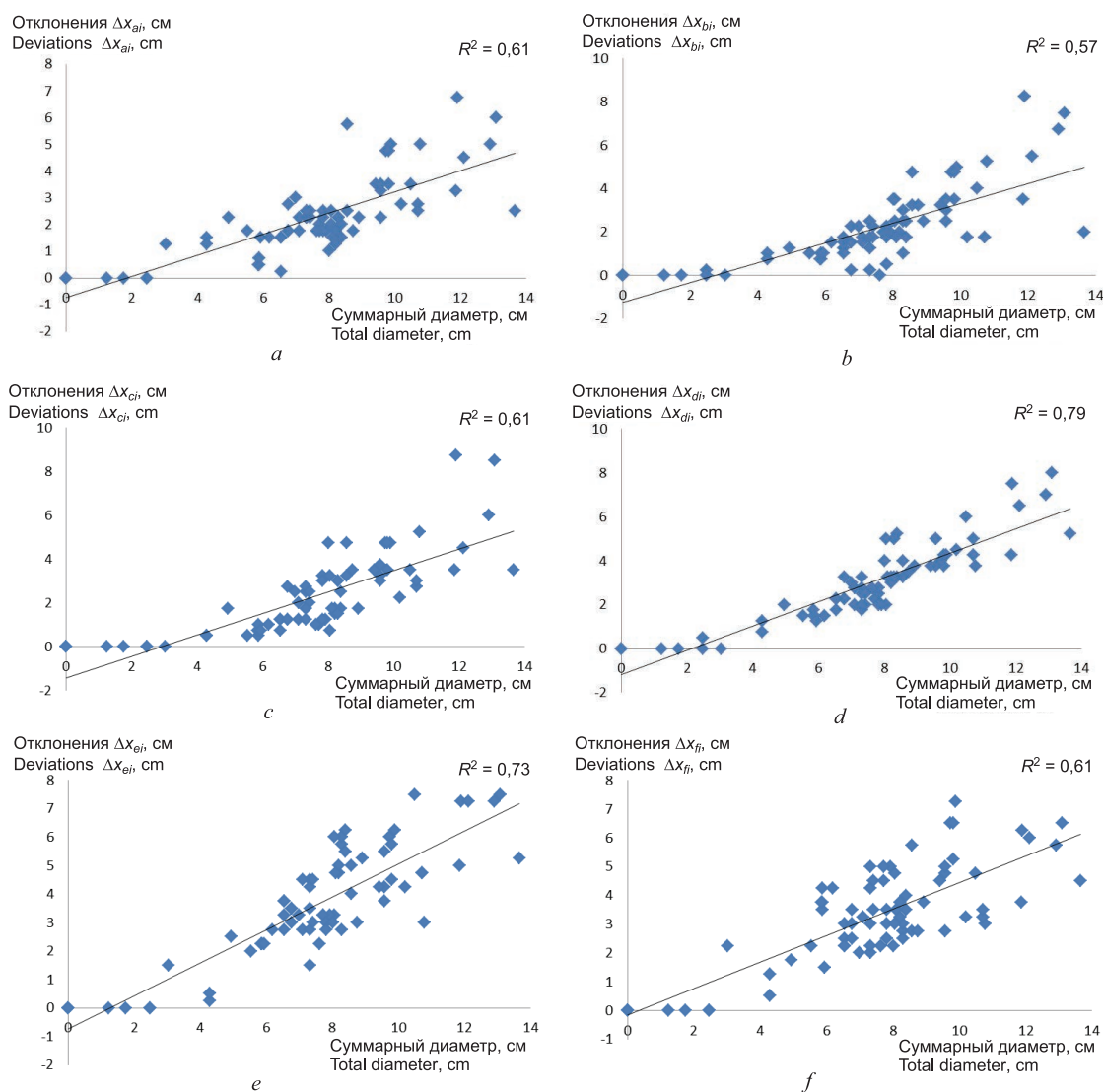


Рис. 2. Отклонения размеров грудной клетки и живота Δx_i и соответствующие им суммарные диаметры воздухоносных путей d_Σ :

a – на уровне подмышечной впадины; *b, e* – средняя точка между *A, C* и *D, F*; *c* – на 2 см ниже соска; *d, f* – на уровне солнечного сплетения (диафрагмы) и максимального отклонения живота во время дыхания

Fig. 2. Values of deviations of the chest and abdomen Δx_i and their corresponding total airway diameters d_Σ :

a – at the level of the armpit; *b, e* – midpoint between points *A, C* and *D, F*; *c* – 2 cm below the nipple; *d, f* – at the level of the solar plexus (diaphragm) and of the maximum deflection of the abdomen during breathing

В зависимости от уровня, с которого оценивались отклонения размеров грудной клетки и живота, значения коэффициента корреляции варьировались от $0,76 \pm 0,08$ (наименьшее – для точки *B*) до $0,89 \pm 0,05$ (наибольшее – для *D*), уровень значимости $p \leq 0,05$, что подтверждает взаимосвязь между предложенной математической моделью и экспериментальными данными.

Выводы

Предложена математическая модель биомеханики дыхания, описывающая взаимосвязь биомеханических движений грудной и брюшной стенок с изменениями диаметров воздухоносных путей во время непрерывного процесса дыхания. Для верификации данной модели проведены экспериментальные исследования. По результатам корреляционного анализа коэффициент корреляции с учетом стандартной ошибки составил $0,89 \pm 0,05$ (наибольшее значение – для точки *D*), уровень значимости $p \leq 0,05$. Математическая модель может быть использована при разработке и применении косвенных методов оценки объема лёгких, основанных на записи биомеханики дыхания.

Список литературы

1. Дубровский, В. И. Биомеханика / В. И. Дубровский, В. Н. Федорова. М.: Владос-Пресс, 2003.
2. Давыдченко, С. В. Исследование вентиляционной функции легких в клинической практике / С. В. Давыдченко, А. А. Бова. Минск: Белор. госуд. медицин. ун-т, 2007.
3. Штаненко, Н. И. Респираторная система / Н. И. Штаненко, И. В. Буйневич, А. И. Киеня; под ред. Н. И. Штаненко, И. В. Буйневич. Гомель: Гомельский госуд. медицин. ун-т, 2015.
4. Contact-based Methods for Measuring Respiratory Rate / С. Massaroni [et al.] // *Sensors*. 2019. Vol. 19, Iss. 4. 47 p. <https://doi.org/10.3390/s19040908>.
5. Respiration Rate and Volume Measurements Using Wearable Strain Sensors / М. Chu [et al.] // *Digital Med*. 2019. No 8. 9 p. <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0083-3>.
6. Chest Movement and Respiratory Volume Both Contribute to Thoracic Bioimpedance During Loaded Breathing / D. Blanco-Almazán [et al.] // *Scientifk Reports*. 2019. No 9:20232. 11 p. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-56588-4>.
7. Yüzer, A. H. A Novel Wearable Real-time Sleep Apnea Detection System Based on the Acceleration Sensor / A. H. Yüzer, H. Sümbül, K. Polat // *IRBM*. 2020. Vol. 41, No 1. P. 39–47. doi: 10.1016/j.irbm.2019.10.007.
8. Вейбель, Э. Р. Морфометрия лёгких человека; пер. с англ. / Э. Р. Вейбель М.: Медицина, 1970. 176 с.
9. Чертко, Н. К. Математические методы в географии / Н. К. Чертко, А. А. Карпиченко. Минск: Белор. госуд. ун-т, 2009. 199 с.
10. Организация работы по исследованию функционального состояния легких методами спирографии и пневмотахографии и применение этих методов в клинической практике / О. И. Турина [и др.]. Минск, 2002. 81 с.

References

1. Dubrovsky V. I., Fedorova V. N. (2003) *Biomechanics*. Moscow, Vlados-Press Publ. (in Russian).
2. Davydychenko S. V., Bova A. A. (2007) *The Study of the Ventilation Function of the Lungs in Clinical Practice*. Minsk, Belarusian State Medical University Publ. (in Russian).
3. Shtanenko N. I., Byinevich I. V. (2015) *Respiratory System*. Gomel, Gomel State Medical University Publ. (in Russian).
4. Massaroni C., Nicolò A., Lo Presti D., Sacchetti M., Silvestri S., Schena E. (2019) Contact-based Methods for Measuring Respiratory Rate. *Sensors*. 19 (4), 47. <https://doi.org/10.3390/s19040908>.
5. Chu M., Nguyen T., Pandey V. et al. (2019) Respiration Rate and Volume Measurements Using Wearable Strain Sensors. *Digital Med*. (8), 9. <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0083-3>.
6. Blanco-Almazán D., Groenendaal W., Catthoor F., Jané R. (2019) Chest Movement and Respiratory Volume Both Contribute to Thoracic Bioimpedance During Loaded Breathing. *Scientifk Reports*. (9:20232), 11. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-56588-4>.
7. Yüzer A. H., Sümbül H., Polat K. (2020) A Novel Wearable Real-time Sleep Apnea Detection System Based on the Acceleration Sensor. *IRBM*. 41 (1), 39–47. doi: 10.1016/j.irbm.2019.10.007.
8. Weibel E. R. (1970) *Morphometry of Human Lungs*. Moscow, Medicina Publ. (in Russian).

9. Chertko N. K. (2009) *Mathematical Methods in Geography*. Minsk, Belarusian State University (in Russian).
10. Turina O. I., Lapteva I. M., Kalechits O. M., Manichev I. A., Shcherbitsky V. G. (2002) *Organization of Work on the Study of the Functional State of the Lungs Using Spirography and Pneumotachography and the Use of These Methods in Clinical Practice*. Minsk, 81 (in Russian).

Сведения об авторе

Ревинская И. И., аспирант кафедры электронной техники и технологий Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

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
Ревинская Инна Ивановна

Information about the author

Revinskaya I. I., Postgraduate at the Department of Electronic Technology and Engineering of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-84-14
E-mail: inna_revinskaya@bsuir.by
Revinskaya Ina Ivanovna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-26-34>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 621.315.56; 661.669; 539.216.1:546.682; 546.86

ЭЛЕКТРОМАГНИТНАЯ АКТИВИЗАЦИЯ САЛИЦИЛОВОЙ КИСЛОТЫ В КОМПЛЕКСЕ С ОКСИДИРОВАННОЙ ЦИНК-ГРАФЕНОВОЙ СТРУКТУРОЙ

В. Ю. КАЛИСКАРОВ, Е. А. ЗЕЛКОВСКИЙ, Д. В. РАДЮК

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

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Представлен метод электромагнитной активизации молекул салициловой кислоты *per se* (СК) посредством ультразвукового (20 кГц) комплексообразования с оксидированной цинк-графеновой структурой. Результатом разработки явились сформированные наночастицы «ZnO – частично восстановленный кислородсодержащий графен (кГ) – СК» со средним размером $(5,53 \pm 0,11)$ нм и гексагональной сингонией типа вюрцита оксида цинка с комплексами молекул салициловой кислоты. Комплексообразование салициловой кислоты с матрицей «ZnO – кГ» приводит к усилению электромагнитного поля салициловой кислоты в 10^2 раза с локальным увеличением при контакте с ZnO в 10^3 раза и, как следствие, к избирательной электромагнитной активизации молекул лекарственного вещества. Разработанный метод формирования наночастиц с составом «ZnO – кГ – СК» можно применить ко многим другим лекарственным соединениям и устройствам на их основе, что представляет большой интерес для медицинской электроники и наномедицины.

Ключевые слова: металлолекарственные наночастицы, оксид цинка, кислородсодержащий графен, ультразвук, нестероидные противовоспалительные препараты, металлокомплекс.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Благодарность. Работа проводилась в рамках гранта развития № Ф22У-007 «УЧЕНЫЙ» Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований и гранта № 21-3067 1.17 § 57.86.00 Государственной программы научных исследований по теме «Разработка и формирование композиционных материалов с наноразмерными компонентами на основе оксида графена».

Для цитирования. Калискаров, В. Ю. Электромагнитная активизация салициловой кислоты в комплексе с оксидированной цинк-графеновой структурой / В. Ю. Калискаров, Е. А. Зелковский, Д. В. Радюк // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 26–34. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-26-34>.

ELECTROMAGNETIC ACTIVATION OF SALICYLIC ACID IN A COMPLEX WITH OXIDIZED ZINC-GRAPHENE STRUCTURE

VITALY Y. KALISKAROV, YAUHENI A. ZIALKOUSKI, DARYA V. RADZIUK

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. This work aims at the development of a method of electromagnetic activation of salicylic acid molecules *per se* (SA) through the ultrasonic (20 kHz) complexation with oxidized zinc-graphene structure. The result of this work implies synthesized nanoparticles “ZnO – partially restored graphene oxide (rGO) – SA” with the average size

of (5.53 ± 0.11) nm and hexagonal wurtzite zinc oxide structure with complexed SA molecules. Complexation of SA with “ZnO – rGO” matrix causes magnification of electromagnetic field of SA by 10^2 times with the local enhancement at the contact with ZnO by 10^3 times, and therefore allowing selective electromagnetic activation of drug molecules. The developed method of “ZnO – rGO – SA” nanoparticles formation can be applied to many different drugs and drug-based devices, thereby introducing a great interest in medicinal electronics and nanomedicine.

Keywords: metaldrug nanoparticles, zinc oxide, reduced graphene oxide, ultrasound, nonsteroidal anti-inflammatory drugs, metallocomplex.

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

Gratitude. This work is financially supported by the grant of development No F22Y-007 “SCIENTIST” from Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research and State Research Program under grant agreement No 21-3067 1.17 § 57.86.00 in the frame of topic “Development and formation of composite materials with components at the nanoscale based on oxidized graphene”.

For citation. Kaliskarov V. Y., Zialkouski Y. A., Radziuk D. V. (2023) Electromagnetic Activation of Salicylic Acid in a Complex with Oxidized Zinc-graphene Structure. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 26–34. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-26-34> (in Russian).

Введение

Лекарственные препараты на основе салициловой кислоты (СК) находят широкое применение в лечении диабета второго типа, болезни Альцгеймера, ревматизма и онкологических заболеваний [1, 2]. Известно, что СК – продукт метаболизма ацетилсалициловой кислоты – вызывает серьезные побочные эффекты (например, образование язвы желудка, кровотечение, тошноту и рвоту), как и многие лекарственные вещества, относящиеся к классу нестероидных противовоспалительных препаратов. Для успешного устранения этих побочных эффектов важно определить принципы активизации электронно-молекулярной структуры СК с целью управления ее биологической эффективностью. Биологическая активность СК проявляется через ослабление процесса образования гидроксильных радикалов посредством формирования специфической связи с белками, тем самым модифицируя их структуру и, как следствие, функцию [3]. Следовательно, важно определить условия, при которых изменения электронно-молекулярной структуры СК позволят селективно контролировать механизм окислительно-восстановительной дезактивации. В отличие от многих методов изменения структуры лекарственных веществ, комплексообразование органических лиганд с ионами металла приводит к активизации многогранных координационных функций лекарства. В настоящее время изучены принципы активизации СК в комплексах с серебром для улучшения процессов заживления ран [4] и терапии рака молочной железы человека [5], с иридием для усиления противоопухолевого ингибирования [6] и с медью для управления процессами в предложенном митохондриальном пути, опосредованном активными формами кислорода [7]. Однако многие металлокомплексы салициловой кислоты, и в частности с цинком, изучены не в полной мере из-за неустойчивой структуры в редокс-процессах и ее необратимости при взаимодействии с биомолекулами, что затрудняет определение условий для контролируемой активизации лекарственных лиганд.

Ранее была предложена модель формирования гетерогенных лекарственных наночастиц со структурами «углерод – ZnO», «кислородсодержащий графен (кГ) – Zn» или «веретенообразный ZnO – кГ» с применением различных методов синтеза: гидро- и сольвотермальный [8], спрей-пиролиз [9], микроволновой [10] и ультразвуковой [11]. Для комплексообразования с углеродной структурой и ZnO использовали противораковые препараты на основе гидрата гидрохлорида 9-аминоакридина, изотретиноина, доксорубина, паклитаксела, растительных флавонолов (кверцетина и экстрактов прополиса). Сегодня известно только несколько работ, описывающих конъюгирование фармацевтических лекарств, таких как гентамицин [12] или доксорубин [13], на поверхности наночастиц «ZnO – кГ». Главным преимуществом гетерогенных лекарственных наночастиц является их мезопористая устойчивая структура, благодаря которой значительно повышается эффективность кинетики доставки лекарства и биоактивности за счет взаимодействия кГ при контакте с клеточными мембранами. Важно отметить, что в рамках предложенной модели не определены условия активизации электромагнитной структуры фармацевтических лекарств. В связи с этим цель исследований – разработка метода и определение условий

для электромагнитной активизации молекул салициловой кислоты *per se* посредством ультразвукового (20 кГц) комплексообразования с оксидированной цинк-графеновой структурой.

Методика проведения исследований

Для синтеза наночастиц и комплексообразования молекул СК применяли отечественный ультразвуковой диспергатор с сонотродом, развивающим колебания на частоте 20 кГц, используя метод калориметрии для калибровки интенсивности кавитации. Кислородсодержащий графен получили с помощью улучшенного метода Хаммерса. Наночастицы оксида цинка синтезировали химическим осаждением из жидкой фазы при следующих условиях: 0,05 М ZnSO₄, 0,125 М NaOH, термическая обработка при $T = 90$ °С в течение 30 мин, ультразвуковое действие при интенсивности ультразвука 15 Вт/см² в течение 15 мин. Порошок наночастиц оксида цинка получили методом очистки с помощью центрифугирования в течение 45 мин при центробежном ускорении 6,7×g с последующей термической обработкой при $T = 120$ °С. Условия формирования наночастиц «ZnO – кГ» – ультразвуковая обработка коллоидного раствора кислородсодержащего графена в деионизованной воде (0,92 мг/мл) при интенсивности ультразвука 10 Вт/см² в течение 30 мин с последующей очисткой посредством центрифугирования (7,3×g, 45 мин), включая процесс формирования наночастиц оксида цинка при интенсивности ультразвука 18 Вт/см² в течение 15 мин. Порошок наночастиц «ZnO – кГ» получили в процессе термической обработки при $T \leq 100$ °С после очистки седимента путем отделения от супернатанта методом центрифугирования (6,7×g, 45 мин). Ультразвуковое комплексообразование СК с наночастицами «ZnO – кГ» или ZnO (1 мг/мл) выполняли с концентрацией лекарственного вещества 6,67 мг/мл при интенсивности ультразвука 10 Вт/см² в течение 3 мин.

Морфологию, размер и элементный состав синтезированных материалов определяли методом растровой электронной микроскопии (РЭМ) с помощью электронного микроскопа S-4800 (Hitachi) и энергодисперсионного спектрометра QUANTAX 200 (Bruker). Электронно-молекулярную структуру поверхности сформированных наночастиц исследовали посредством метода комбинационного рассеяния света (КРС), используя конфокальный микроскоп Confotec NR500 (SOL Instruments Ltd.), при облучении образцов монохроматическим излучением с длиной волны 473 нм.

Теоретическое моделирование распределения плотности электрического тока и напряжения на поверхности наночастиц со средним размером $(5,53 \pm 0,11)$ нм, сформированных на основе «ZnO – кГ» в комплексе с СК, проводили с помощью программного инструмента COMSOL Multiphysics. Рассматривали наночастицы на основе исходной СК и ее комплекса с ZnO. В программе вычисляли значения проводимости тока и сохранения заряда на поверхности наночастиц по фундаментальному уравнению

$$\Delta(-\sigma \Delta V) = 0, \quad (1)$$

где σ – удельная электропроводность, См/м; V – электрический потенциал, В.

Локальную величину плотности электрического тока определяли с помощью уравнения проводимости тока с учетом коэффициента формы на границе раздела фаз и диффузии

$$c = \sigma d, \quad (2)$$

где d – толщина электрохимического слоя поверхности, нм.

В расчетах учитывали наночастицы со сферической структурой, симметрия которой позволяла моделировать одно поперечное сечение на плоскости «yz». Вычисление проводили, используя следующее уравнение с входными параметрами: $\delta V / \delta t = 0,01$ В/с – начальная производная потенциала по времени; коэффициент сохранения конвекции потока α , С/м, при $x = 1, y = 1, z = 1$; коэффициент конвекции β , С/м, при $x = 1, y = 1, z = 1$; источник постоянного потока γ , А/м, при $x = 1, y = 1, z = 1$:

$$e_a \frac{\partial^2 V}{\partial t^2} + d_a \frac{\partial V}{\partial t} + \Delta(-c \Delta V - \alpha V + \gamma) + \beta \Delta V + \alpha V = f, \quad (3)$$

где e_a – коэффициент массы, $e_a = 0$; d_a – коэффициент затухания, $d_a = 1$; f – искомая величина плотности электрического тока, А/м².

Результаты исследований и их обсуждение

На РЭМ-снимках рис. 1, *a*, *b* показана морфология полученных цинк-графеновых наночастиц, имеющих сферическую форму, состоящую из многочисленных овальных зерен-кристаллитов, распределенных на поверхности кислородсодержащего графена.

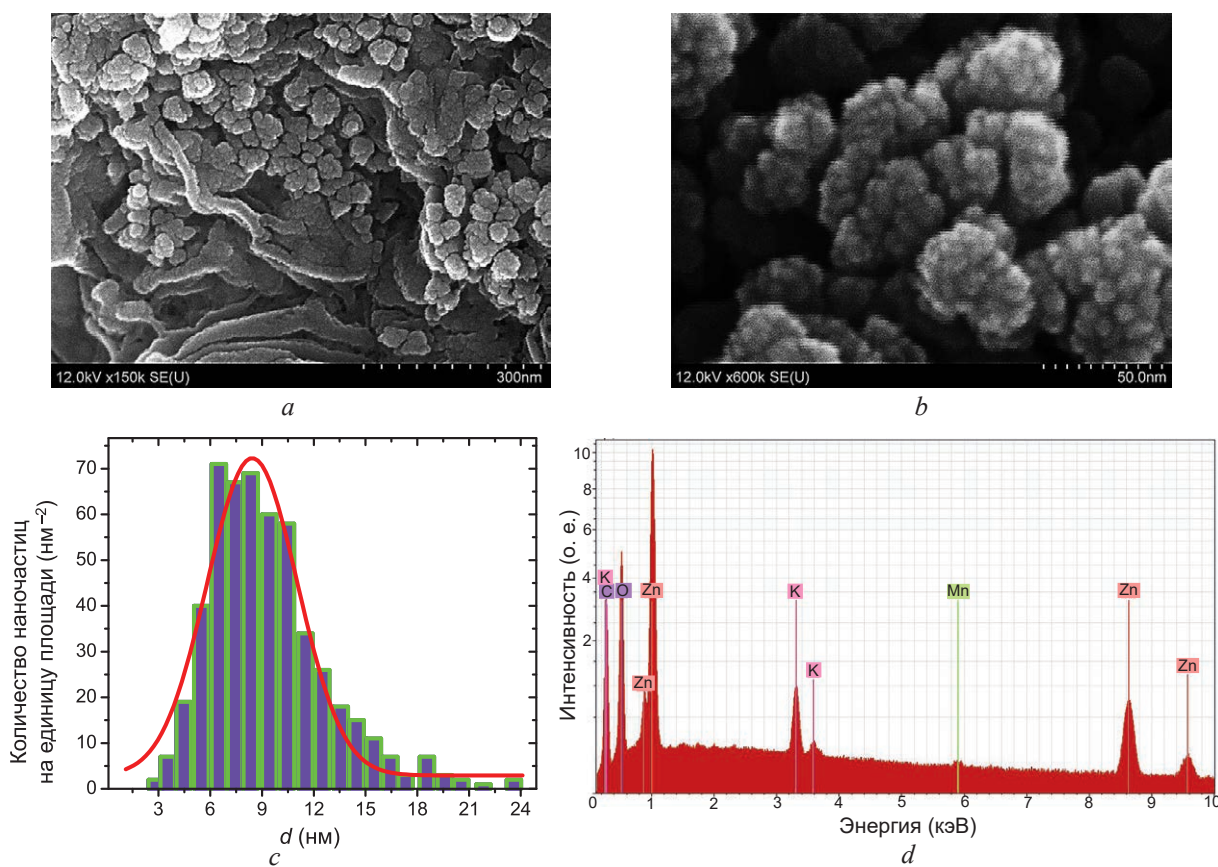


Рис. 1. Морфология, размер и элементный состав цинк-графеновых наночастиц: *a*, *b* – РЭМ-снимки с разрешением 300 и 50 нм; *c* – гистограмма распределения наночастиц по среднему размеру; *d* – энергодисперсионный рентгеновский спектр наночастиц при взаимодействии с падающим потоком электронов при напряжении 15 кВ

Fig. 1. Morphology, size and elemental composition of “ZnO – rGO” nanoparticles: *a*, *b* – SEM images at a scale 300 and 50 nm; *c* – histogram of average size distribution of nanoparticles; *d* – energy dispersive X-ray fluorescence spectrum of nanoparticles under electron flux at voltage 15 kV

Полученные наночастицы имеют средний размер ($8,43 \pm 0,15$) нм согласно результатам статистического анализа РЭМ-снимков, представленных в виде гистограммы распределения наночастиц по среднему размеру в зависимости от их количества в расчете на единицу площади поверхности (рис. 1, *c*). Красная линия на гистограмме показывает теоретически рассчитанное распределение размера, описываемое функцией Гаусса, с ярко выраженным пиком при размере наночастицы $d \sim 8,4$ нм. На рис. 1, *d* изображен энергодисперсионный рентгеновский спектр полученных наночастиц, на котором можно выделить несколько самых интенсивных линий излучения элементов со следующим процентным соотношением распределения по атомному весу, %: углерод C – ($43,7 \pm 3,0$), кислород O – ($39,0 \pm 3,4$), цинк Zn – ($15,0 \pm 1,6$). В результате анализа спектров определили атомные отношения C/O и O/Zn, равные $\sim 1,12$ и $\sim 2,60$ соответственно, что подтверждает состав наночастиц со структурой «ZnO – rG».

На рис. 2, *a*, *b* показаны определенные с помощью метода РЭМ морфология и средний размер полученных цинк-графеновых наночастиц в комплексе с СК. В результате РЭМ-анализа установлено, что эти наночастицы также имеют сферическую форму, состоящую из многочисленных зерен со средним размером $d = (5,53 \pm 0,11)$ нм, хемисорбированных на поверхности кислородсодержащего графена (рис. 2, *c*).

По энергодисперсионному рентгеновскому спектру на рис. 2, *d* определили элементный состав полученных наночастиц со следующим процентным соотношением распределения

по атомному весу, %: углерод С – ($56,5 \pm 4,1$), кислород О – ($32,4 \pm 3,1$), цинк Zn – ($9,9 \pm 1,1$). В результате анализа установлено, что атомные отношения С/О и О/Zn составляют соответственно $\sim 1,74$ и $\sim 3,27$, что превышает значения наночастиц в структуре «ZnO – rГ» на $\sim 0,62$ и $\sim 0,67$ благодаря комплексообразованию молекул СК с цинк-графеновой структурой.

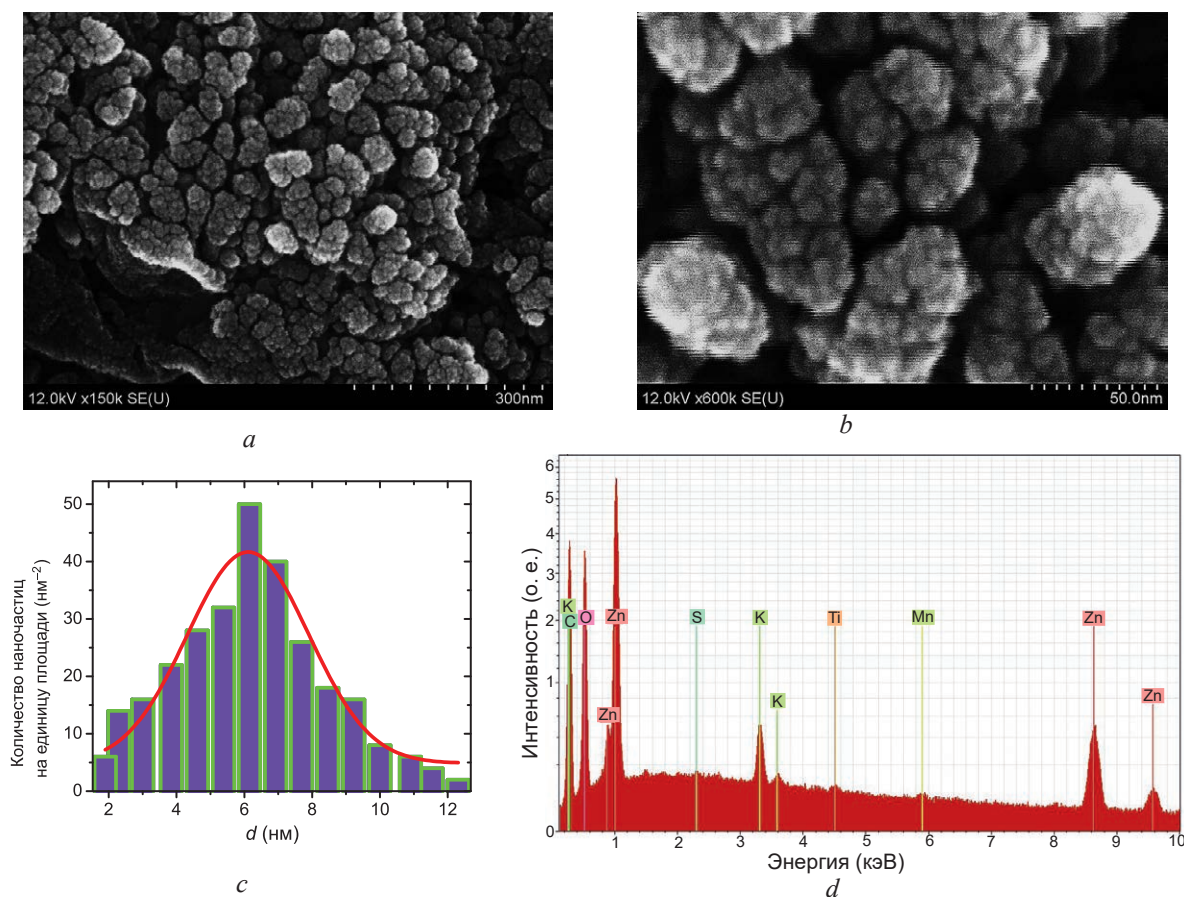


Рис. 2. Морфология, размер и элементный состав полученных цинк-графеновых наночастиц в комплексе с салициловой кислотой: *a, b, c* – то же, что на рис. 1; *d* – энергодисперсионный рентгеновский спектр наночастиц «ZnO – rГ – СК» при взаимодействии с падающим потоком электронов при напряжении 15,1 кВ

Fig. 2. Morphology, size and elemental composition of obtained “ZnO – rGO – SA” nanoparticles: *a, b, c* – the same as in Fig. 1; *d* – energy dispersive X-ray fluorescence spectrum of nanoparticles under electron flux at voltage 15.1 kV

На рис. 3 представлены спектры КРС «ZnO – rГ» и «ZnO – rГ – СК» в сравнении с исходной СК (при $\lambda_{\text{возб}} = 473$ нм, где $\lambda_{\text{возб}}$ – длина волны лазера, при которой происходит взаимодействие наночастиц с электромагнитным излучением), анализ которых позволяет определить молекулярную структуру поверхности полученных наночастиц. Спектр КРС на линии 1 (рис. 3) демонстрирует характеристические полосы колебаний СК *per se*, где наиболее интенсивные пики указывают на изгиб гидроксильной группы СК в плоскости (~ 285 cm^{-1}), внеплоскостной изгиб карбоксильной группы (~ 568 cm^{-1}), С–С изгиб бензольного кольца в плоскости (773, 1156 и 1477 cm^{-1}), С–Н изгиб бензольного кольца в плоскости (~ 1031 cm^{-1}), С–О растяжение в карбоксильной группе (1251 и 1328 cm^{-1}), COO^- симметричное (~ 1388 cm^{-1}) и асимметричное (~ 1584 cm^{-1}) колебание карбоксильной группы и С=О растяжение в карбонильной группе (~ 1637 cm^{-1}) [14].

Спектр КРС «ZnO – rГ – СК» наночастиц (рис. 3, линия 2) отличается от спектра исходной СК уменьшенным количеством полос колебаний и их заметным уширением, сопровождаемым сдвигом. Для сравнительного анализа полос колебаний приведен КРС-спектр «ZnO – rГ» наночастиц (рис. 3, линия 3). На спектре «ZnO – rГ» видны характеристические линии фундаментальных A_1 колебаний ZnO с фазой вюрцита примерно 326 и 578 cm^{-1} , E_2 Zn (~ 435 cm^{-1}), С–Н бензольного кольца rГ (~ 1142 cm^{-1}) и его D- и G-полос – 1361 и 1604 cm^{-1} . В «ZnO – rГ» с комплексами

СК происходит усиление характеристических колебаний ZnO без сдвига ($\sim 326 \text{ см}^{-1}$), $E_2 \text{ Zn}$ и ZnO со сдвигом на $\sim 433 \text{ см}^{-1}$ и $\sim 576 \text{ см}^{-1}$, что вызвано взаимодействием с СК. Важно отметить, что полосы на $\sim 1150 \text{ см}^{-1}$ и $\sim 1596 \text{ см}^{-1}$ указывают на комплексообразование СК как с ZnO, так и с кГ в наночастицах «ZnO – кГ».

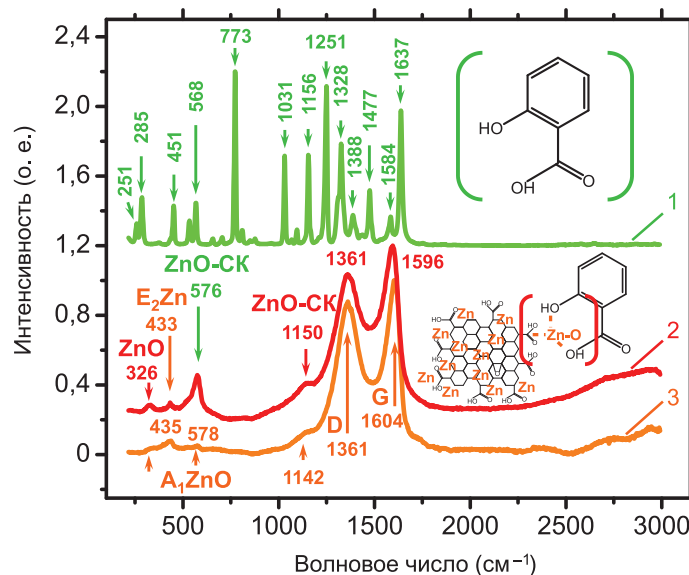


Рис. 3. Спектры комбинационного рассеяния света «ZnO – кГ» наночастиц до и после ультразвукового комплексообразования с салициловой кислотой в сравнении с исходным лекарственным веществом: 1 – исходная салициловая кислота; 2 – «ZnO – кГ – СК» наночастицы; 3 – «ZnO – кГ» наночастицы

Fig. 3. Raman spectra of “ZnO – rGO” nanoparticles before and after ultrasonic complexation with SA in comparison with salicylic acid *per se*: 1 – pristine salicylic acid; 2 – “ZnO – rGO – SA” nanoparticles; 3 – “ZnO – rGO” nanoparticles

На рис. 4 представлена рассчитанная 3D-модель распределения поверхностного электрического напряжения и поля тока, указанного в виде стрелок, и плотности тока на наночастицах со средним размером $\sim 5,53 \text{ нм}$ на основе исходной СК (рис. 4, а), «ZnO – кГ» (рис. 4, б) и «ZnO – кГ – СК» (рис. 4, с). В результате анализа установлено, что наибольшие значения поверхностной плотности тока достигаются на «ZnO – кГ» – от $4,17$ до $4,22 \cdot 10^5 \text{ А/м}^2$, а наименьшие – с исходной СК – от $2,28 \cdot 10^{-8}$ до $6,72 \text{ А/м}^2$. Комплексообразование СК в составе «ZnO – кГ» наночастиц приводит к увеличению поверхностной плотности тока СК от $0,04 \cdot 10^3$ до $3,98 \cdot 10^3 \text{ А/м}^2$. Следовательно, увеличение электромагнитного поля СК в комплексе с «ZnO – кГ» происходит в $5,92 \cdot 10^2$ раза. Для сравнения максимальная величина поверхностной плотности тока на поверхности ZnO наночастиц достигает значения $8,39 \cdot 10^3 \text{ А/м}^2$, а в комплексе с СК – $79,3 \text{ А/м}^2$. Таким образом, поверхностная плотность тока СК при контакте с ZnO увеличивается в $1,25 \cdot 10^3$ раза.

На основании анализа результатов моделирования можно сделать вывод, что комплексообразование СК с цинк-графеновой структурой приводит к избирательной электромагнитной активизации исходной СК от двух до трех порядков увеличения распределения поверхностной плотности тока.

Заключение

Представлен одношаговый метод комплексообразования с помощью ультразвука (20 кГц) исходной салициловой кислоты в матрице «ZnO – кислородсодержащий графен» наночастиц со средним размером $\sim 5,53 \text{ нм}$. В результате теоретического моделирования распределения электромагнитного поля полученных наночастиц «ZnO – кислородсодержащий графен – салициловая кислота» установлено, что происходит усиление величины распределения поверхностной плотности тока молекул салициловой кислоты в структуре «ZnO – кислородсодержащий графен» в $5,92 \cdot 10^2$ раза при локальном увеличении в $1,25 \cdot 10^3$ раза вблизи ZnO, что позволяет избирательно активизировать электромагнитное поле салициловой кислоты на наномасштабе.

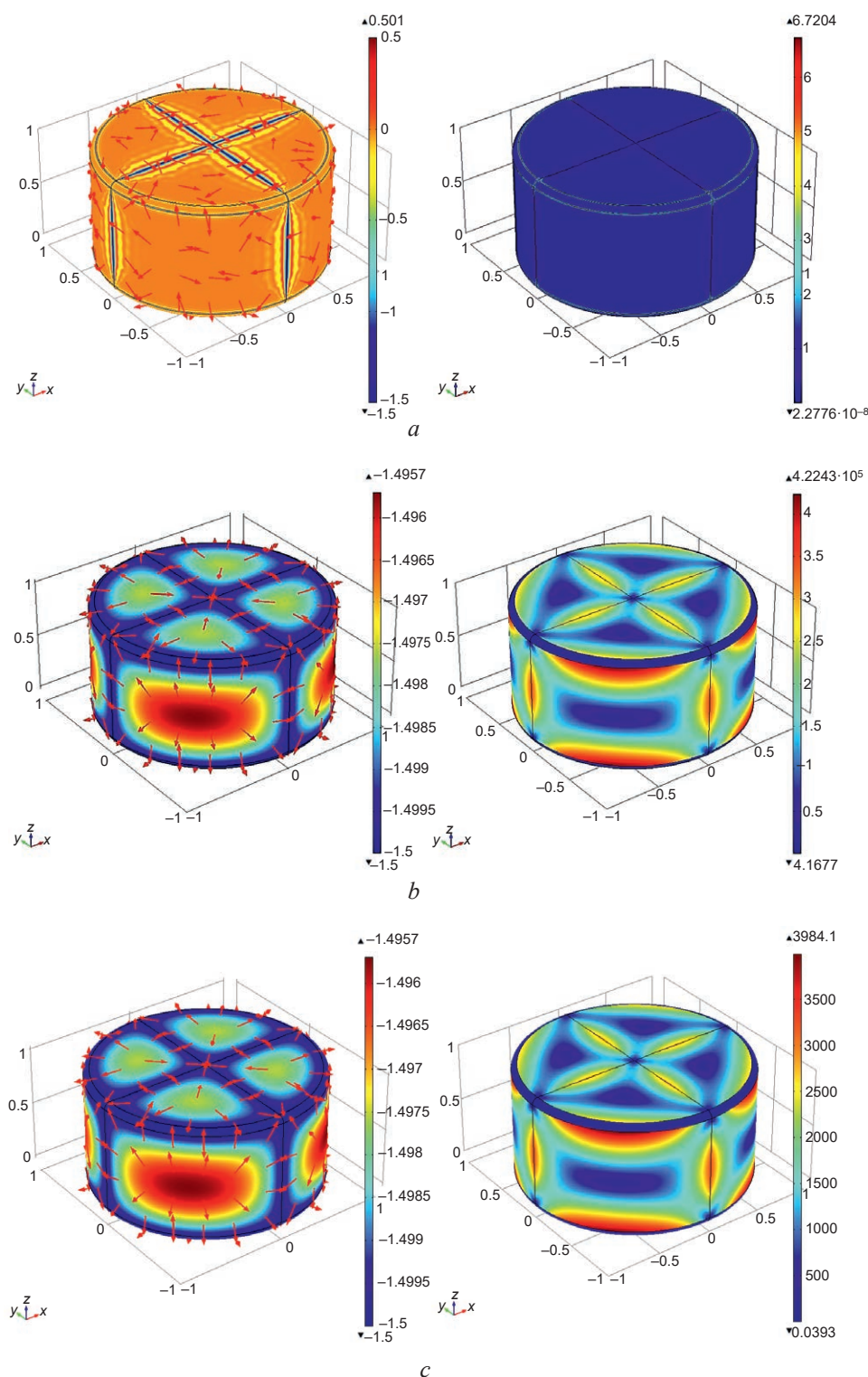


Рис. 4. Рассчитанная 3D-модель распределения поверхностного электрического напряжения и тока (в виде стрелок) (слева) и плотности тока (A/m^2) (справа) наночастиц со средним размером $\sim 5,53$ нм на основе: *a* – исходной салициловой кислоты; *b* – «ZnO – κΓ»; *c* – «ZnO – κΓ – СК» (при начальном значении напряжения $-1,5$ В и скорости изменения напряжения $0,01$ В/с при подаче внешнего напряжения $0,53$ В, учитывая эффект поглощения)

Fig. 4. Computed 3D model of surface voltage and current distribution (indicated by arrows) (left image) and current density (A/m^2) (right image) of nanoparticles with the average size ~ 5.53 nm based on: *a* – pristine salicylic acid; *b* – “ZnO – rGO”; *c* – “ZnO – rGO – SA” (at the initial voltage -1.5 V and its speed 0.01 V/s at an applied voltage 0.53 V, considering the absorption effect)

References

1. Rena G., Sakamoto K. (2014) Salicylic Acid: Old and New Implications for the Treatment of Type 2 diabetes? *Diabetol. Int.* 5 (4), 212–218. DOI: 10.1007/s13340-014-0177-8.
2. Bashir A. I. J., Kankipati C. S., Jones S., Newman R. M., Safrany S. T., Perry C. J., Nicholl I. D. (2019) A Novel Mechanism for the Anticancer Activity of Aspirin and Salicylates. *Int. J. Oncol.* 54 (4), 1256–1270. DOI: 10.3892/ijo.2019.4701.
3. Janoš P., Spinello A., Magistrato A. (2021) All-atom Simulations to Studying Metallodrugs. *Target Interactions. Curr. Opin. Chem. Biol.* (61), 1–8. DOI: 10.1016/j.cbpa.2020.07.005.
4. Stathopoulou M.-E. K., Banti C. N., Kourkoumelis N., Hatzidimitriou A. G., Kalampounias A. G., Hadjikakou S. K. (2018) Silver Complex of Salicylic Acid and its Hydrogel-cream in Wound Healing Chemotherapy. *J Inorg. Biochem.* (181), 41–55. DOI: 10.1016/j.jinorgbio.2018.01.004.
5. Banti C. N., Papatriantafyllopoulou C., Tasiopoulos A. J., Hadjikakou S. K. (2018) New Metallo-therapeutics of NSAIDs Against Human Breast Cancer Cells. *Eur. J Med. Chem.* (143), 1687–1701. DOI: 10.1016/j.ejmech.2017.10.067.
6. Wu X.-W., Zheng Y., Wang F.-X., Cao J.-J., Zhang H., Zhang D.-Y., Tan C.-P., Ji L.-N., Mao Z.-W. (2019) Anticancer IrIII-aspirin Conjugates for Enhanced Metabolic Immunomodulation and Mitochondrial Lifetime Imaging. *Chem. Eur. J.* 25 (28), 7012–7022. DOI: 10.1002/chem.201900851.
7. Deng J., Gou Y., Chen W., Fu X., Deng H. (2016) The Cu/Ligand Stoichiometry Effect on the Coordination Behavior of Aroyl Hydrazone with Copper(II): Structure, Anticancer Activity and Anticancer Mechanism. *Bioorg. Med. Chem.* 24 (10), 2190–2198. DOI: 10.1016/j.bmc.2016.03.033.
8. Zare M., Namratha K. (2018) Surfactant Assisted Solvothermal Synthesis of ZnO Nanoparticles and Study of their Antimicrobial and Antioxidant Properties. *J Mater. Sci. Technol.* 34 (6), 1035–1043. DOI: 10.1016/j.jmst.2017.09.014.
9. Widiyastuti W., Wang W.-N. (2007) A Pulse Combustion Spray Pyrolysis Process for the Preparation of Nano and Submicrometer Sized Oxide Particles. *J. Am. Ceram. Soc.* 90 (12), 3779–3785. DOI: /10.1111/j.1551-2916.2007.02045.x.
10. Saloga P. E. J., Thünemann A. F. (2019) Microwave Assisted Synthesis of Ultrasmall Zinc Oxide Nanoparticles. *Langmuir* 35 (38), 12469–12482. DOI: 10.1021/acs.langmuir.9b01921.
11. Hinman J. J., Suslick K. S. (2017) Nanostructured Materials Synthesis Using Ultrasound. *Top Curr. Chem. (Z)* 375 (1), 59–94. DOI: 10.1007/s41061-016-0100-9.
12. Laurenti M., Lamberti A. (2019) Graphene Oxide Finely Tunes the Bioactivity and Drug Delivery of Mesoporous ZnO Scaffolds. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 11 (1), 449–456. DOI: 10.1021/acsami.8b20728.
13. Alipour N., Namazi H. (2020) Chelating ZnO-Dopamine on the Surface of Graphene Oxide and its Application as pH-Responsive and Antibacterial Nanohybrid Delivery Agent for Doxorubicin. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* (108), 110459. DOI: 10.1016/j.msec.2019.110459.
14. Volovšek V., Colombo L., Furić K. (1983) Vibrational Spectrum and Normal Coordinate Calculations of the Salicylic Acid Molecule. *J Raman Spectrosc.* 14 (5), 347–352. DOI: /10.1002/jrs.1250140511.

Вклад авторов

Калискаров В. Ю., Зелковский Е. А. принимали участие в формировании наночастиц и характеристизации их свойств под научным руководством Радюк Д. В.

Радюк Д. В. осуществила постановку задачи для проведения исследования, выполнила теоретическое моделирование полученных наночастиц и анализ их свойств, подготовила рукопись статьи.

Authors' contribution

Kaliskarov V. Y., Ziolkouski Y. A. took part in the synthesis of nanoparticles and characterization of their properties under supervision of Radziuk D. V.

Radziuk D. V. carried out the research task, performed theoretical modeling of synthesized nanoparticles and analysis of their properties, and prepared the manuscript of the article.

Сведения об авторах

Калискаров В. Ю., студент кафедры микро- и нанoeлектроники Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Зелковский Е. А., студент кафедры микро- и нанoeлектроники Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Радюк Д. В., к.ф.-м.н., ведущий научный сотрудник НИЛ «Интегрированные микро- и наносистемы» Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-88-03
E-mail: radziuk@bsuir.by
Радюк Дарья Владимировна

Information about the authors

Kaliskarov V. Y., Diploma Student at the Department of Micro- and Nanoelectronics of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Zialkouski Y. A., Student at the Department of Micro- and Nanoelectronics of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Radziuk D. V., Cand. of Sci., Leading Scientist in the Research Laboratory “Integrated Micro- and Nanosystems” of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-88-03
E-mail: radziuk@bsuir.by
Radziuk Darya Vladimirovna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-35-42>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 796.058.2:004.946

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ В СИСТЕМАХ МАРКЕРНОГО И БЕЗМАРКЕРНОГО ВИДЕОЗАХВАТА ДВИЖЕНИЙ

Д. И. ГУСЕЙНОВ

Белорусский национальный технический университет (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Системы захвата движений являются ключевым инструментом анализа и оценки техники движений в сложнокоординационных видах спорта. Перспектива развития и внедрения в практику прикладной биомеханики технологии безмаркерного захвата движений повышает научно-исследовательский интерес к особенностям использования подобных систем, а также к оценке их точности и достоверности в сравнении с маркерными системами захвата движений, которые сегодня являются золотым стандартом. Системы безмаркерного захвата движений обладают несравненными преимуществами перед маркерными. В частности, существенно уменьшены временные затраты на регистрацию и обработку данных, поскольку регистрация представляет собой съемку видео с разных ракурсов, а обработка сопровождается применением программных алгоритмов отслеживания силуэта спортсмена посредством компьютерного аватара. Однако до сих пор нет однозначного ответа относительно точности и достоверности данных, регистрируемых с использованием систем безмаркерного захвата движений применительно к конкретным видам спорта и спортивным движениям. В статье приведена оценка статистической взаимосвязи данных на основе корреляционного анализа биомеханических показателей на примере выполнения удара в гольфе, зарегистрированных с использованием маркерной системы оптического захвата движений Qualisys и безмаркерной системы захвата движений Simi Reality Motion.

Ключевые слова: биомеханика движений, гольф, система захвата движений, корреляционный анализ.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Гусейнов, Д. И. Сравнительный анализ биомеханических показателей в системах маркерного и безмаркерного видеозахвата движений / Д. И. Гусейнов // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 35–42. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-35-42>.

COMPARATIVE ANALYSIS OF BIOMECHANICAL VARIABLES IN MARKER-BASED AND MARKERLESS MOTION CAPTURE SYSTEMS

D. I. GUSEINOV

Belarusian National Technical University (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. Motion capture systems are a key tool for performing quantitative analysis and evaluation of complex in movements sports. The prospect of the development and practical application of markerless motion capture technology in applied biomechanics increases research interest regarding the features of using such systems, as well as evaluating their accuracy and reliability in comparison with marker-based motion capture systems, which are the gold standard nowadays. Markerless motion capture systems have incomparable advantages over marker-based ones.

In particular, significantly reduced time costs for the registration and data processing procedures, since registration is represented by filming a video from different angles, and processing is accompanied by the use of software algorithms for tracking the silhouette of an athlete using a preset computer avatar. However, there is still no clear answer regarding the accuracy and reliability of the data recorded using markerless motion capture systems in relation to specific sports movements. Thus, the purpose of the presented work is to assess the statistical relationship of the data based on the correlation analysis of biomechanical variables on the example of a golf swing recorded using the Qualisys motion capture system and Simi Reality Motion markerless motion capture system.

Keywords: biomechanics, golf, motion capture system, correlation analysis.

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

For citation. Guseinov D. I. (2023) Comparative Analysis of Biomechanical Variables in Marker-based and Markerless Motion Capture Systems. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 35–42. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-35-42> (in Russian).

Введение

Игра в гольф является широко распространенным видом спортивной деятельности, формой активного досуга и одним из наиболее распространенных способов неорганизованной физической активности (англ. – non-organized sport). Подобная общественная репутация, а также территориальная распространенность объясняют повышенный научный интерес, направленный на изучение особенностей техники игры в гольф, выявление наиболее рациональных и эффективных с точки зрения биомеханики двигательных паттернов, способствующих в том числе снижению риска травматизма и предупреждению развития хронических заболеваний опорно-двигательного аппарата [1–3].

Техника выполнения ударов в гольфе играет определяющее значение, когда суть игры заключается в попадании мяча в маленькую лунку в результате выполнения как можно меньшего числа ударов [4]. Результативность двигательной деятельности при игре в гольф во многом определяется биомеханической эффективностью техники выполнения тех или иных ударов (англ. – golf swing) [5]. Общая результативность технических действий гольфиста может быть выражена суммарным количеством выполненных ударов в рамках одной игровой сессии, способствующих, в конечном итоге, попаданию мяча в лунку. Однако, если рассматривать не совокупность ударов, а каждый удар в отдельности, то результативность технических действий в таком случае может количественно определяться начальной скоростью полета мяча и точностью его попадания в определенный сектор игровой площадки, либо фактом попадания в лунку [4, 6].

Среди наиболее актуальных и фундаментальных направлений исследования техники выполнения ударов в гольфе можно выделить анализ особенностей мышечной активности в пределах определенных фаз, а также в рамках целостного упражнения [7–9]. В подобных исследованиях, как правило, используются аппаратно-программные комплексы измерения биоэлектрической активности мышцы методом поверхностной электромиографии. Ключевыми предметами изучения обычно выступают амплитуда мышечной активности относительно максимального произвольного сокращения, соотношение мышечной активности отдельных групп мышц, длительность активной работы мышц (мышечное напряжение, значительно большее тонического). Актуальность данного направления исследования техники выполнения ударов в гольфе ограничивается преимущественно сферой прикладной медицины и кинезиологии для изучения влияния различных вариаций техники двигательных действий гольфистов на общее состояние и функционирование опорно-двигательного аппарата игроков различных возрастных категорий и квалификации.

В последнее время наблюдается тенденция, направленная на разработку компактных коммерческих устройств на основе инерциальных измерительных модулей, а также компьютерного зрения, функционирующего на базе нейронных сетей и алгоритмов машинного обучения, предназначенных для цифровой обработки видеосигнала, распознавания визуального образа клюшки, мяча и ключевых сегментов тела спортсмена [10, 11]. Однако актуальность фундаментальных исследований техники ударов по-прежнему высока вследствие необходимости совершенствования научно-методической базы, формирования современных прикладных рекомендаций для тренеров и спортсменов различного уровня мастерства, для улучшения все тех же коммерческих продуктов с целью повышения их точности, функциональности и потребительской доступности.

Использование систем и комплексов пространственного захвата движений, как и прежде, является золотым стандартом в направлении анализа техники ударов в гольфе. Исследовательская деятельность в данном направлении осуществляется в контексте изучения техники ударов [12, 13], в том числе выполненных профессиональными игроками, с целью выявления наиболее эффективных и универсальных двигательных особенностей [14], изучения взаимосвязи отдельных двигательных действий и результата, количественно выраженного в начальной скорости полета мяча и дальности его полета [15], а также влияния особенностей выполнения одних двигательных действий на другие и т. д. [16]. Рассматриваемый подход изучения и анализа движений гольфистов позволяет проводить биомеханическую оценку по всем возможным кинематическим параметрам, поскольку используемые системы обладают широким измерительным функционалом. Данные подобных исследований формируют базу для разработки инновационных методов и алгоритмов анализа движений, таких, например, как метод прогнозирования сил реакций опоры при выполнении удара в гольфе на основе пространственной структуры движения [17] и алгоритм автоматизированной классификации игроков согласно уровню их технического мастерства на основе кинематических характеристик удара [18].

Значимость систем захвата движений в области изучения биомеханики движений гольфиста сложно переоценить. Вместе с тем технологический прогресс не стоит на месте. Сегодня активно разрабатываются и внедряются в практику биомеханических исследований системы захвата движений, основанные на технологии безмаркерного отслеживания движений (англ. – markerless motion capture systems) [19]. Как понятно из названия, измерительные системы, в основе которых лежит такая технология, не требуют использования маркеров для регистрации пространственного положения объекта и содержат в своем составе высокоскоростные видеокамеры промышленного назначения с наименьшей вариативностью частоты. Суть технологии заключается в отделении движущегося объекта от статичного фона и преобразовании плоскостных координат объекта в пространственные на основании данных с нескольких камер, расположенных, как правило, по периметру участка съемки [20]. Процесс внедрения систем безмаркерного захвата движений в спортивную биомеханику сегодня сопровождается вопросом оценки точности подобных систем в сравнении с традиционным маркерным захватом движений, информативность которого проверена временем, совершенством технологии и многочисленными исследованиями. Актуальность и перспективность использования систем безмаркерного захвата движений обусловлена общепринятой тенденцией автоматизации определенных процессов, а также необходимостью разработки коммерческого и исследовательского программного обеспечения разностороннего анализа движений. Однако вопрос точности и достоверности регистрируемых показателей посредством безмаркерных систем захвата движений по-прежнему не является однозначно решенным, в особенности относительно конкретных движений в различных видах спорта.

В статье приведена оценка статистической взаимосвязи данных, регистрируемых в системах трехмерной графики Qualisys и Simi Reality Motion, на примере выполнения удара по мячу с использованием клюшки Iron.

Методика проведения эксперимента

Для регистрации пространственных показателей движений спортсмена при выполнении удара клюшкой Iron использовались системы маркерного оптического захвата движений Qualisys и безмаркерного захвата движений Simi Reality Motion. Камеры обеих систем располагались по периметру области, в пределах которой находилась площадка. С площадки спортсмен выполнял удары (рис. 1).

Позиционирование камер систем захвата движений, а также расположение маркеров на теле спортсмена основано на задокументированных и опубликованных в открытом доступе рекомендациях для кинематического анализа техники выполнения ударов [21]. Компьютерная визуализация тела спортсмена в среде трехмерной графики Qualisys Track Manager (программное обеспечение Qualisys) и Simi Motion (программное обеспечение Simi Reality Motion) представлена на рис. 2.

Для сравнения выбирали один удар, выполненный спортсменом с использованием клюшки Iron. Начало удара соответствовало позиции, когда спортсмен занимал исходное положение и подбирал оптимальную позу для осуществления удара. Завершение удара соответствовало непосредственному моменту контакта клюшки с мячом.



Рис. 1. Расположение камер систем захвата движений, использованных при регистрации данных
Fig. 1. Motion capture systems cameras' positioning

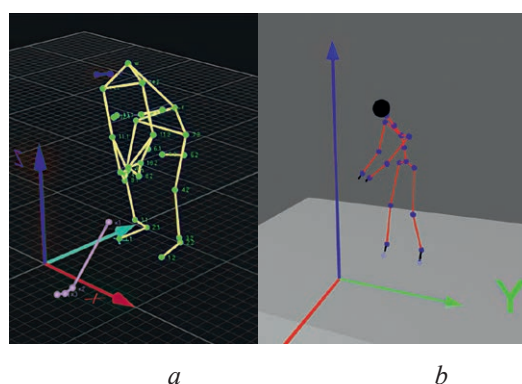


Рис. 2. Компьютерная визуализация тела спортсмена в среде трехмерной графики:
a – Qualisys Track Manager; *b* – Simi Motion
Fig. 2. Digital visualization of the athlete's body in three-dimensional graphics environments:
a – Qualisys Track Manager; *b* – Simi Motion

Определение степени независимости одного процесса от другого или установка сходства массива данных с другим – одна из ключевых задач в области обработки сигнала. Пространственные координаты точки, их изменение во времени и рассчитанные на основе координат кинематические показатели также являются сигналом [22].

Традиционно для оценки степени схожести (статистической взаимосвязи) числового содержания массивов данных и особенностей их изменения во времени используется корреляция. Взаимная корреляция $r_{12}(n)$ числовых последовательностей данных $x_1(n)$ и $x_2(n)$, содержащих по N элементов, нормированная на число N , рассчитывается по формуле [23]

$$r_{12}(n) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_1(n)x_2(n), \quad (1)$$

где $r_{12}(n)$ – взаимная корреляция числовых значений массивов; N – количество элементов в массиве; $x_1(n)x_2(n)$ – произведение элементов сравниваемых массивов.

Математическая формализация необходима для нормализации относительно абсолютных значений элементов сравниваемых массивов, чтобы результирующее значение коэффициента взаимной корреляции r привести к фиксированному диапазону от -1 до $+1$, где -1 означает сильную отрицательную корреляцию (например, изменение элементов в сравниваемых числовых массивах находится в противофазе – уменьшение значений элементов в одном массиве сопровождается увеличением соответствующих значений в другом); $+1$ – сильная положительная корреляция

(закономерности изменения элементов массивов схожи); 0 – нулевая корреляция (массивы не коррелируют). Нормализация корреляции осуществляется с помощью коэффициента K , зависящего от энергетического содержания данных [24]:

$$K = \frac{1}{N} \left[\sum_{n=0}^{N-1} x_1^2(n) \sum_{n=0}^{N-1} x_2^2(n) \right]^{1/2}, \quad (2)$$

где K – коэффициент нормализации абсолютных значений элементов массивов.

С учетом (1) и (2) коэффициент взаимной корреляции p запишется в виде

$$p = \frac{r_{12}(n)}{K}. \quad (3)$$

На практике количество элементов в сравниваемых массивах, как правило, неодинаковое, в результате чего возникает краевой эффект, устранение которого осуществляется сдвигом одного из массивов на количество преобладающих элементов. Коэффициент взаимной корреляции p рассчитывается для существующих пар элементов. Элементы, оставшиеся без пары, игнорируются. В статье приведен сдвиг массива с меньшим количеством элементов.

Необходимость ликвидации краевого сдвига обусловлена разной частотой регистрации данных при использовании систем захвата движений: частота записи маркерной системы оптического захвата движений Qualisys – 250 Гц, безмаркерной Simi Reality Motion – 200 Гц. Разность в частоте записи объясняется тем, что выполнение ударов в гольфе сопровождается чрезвычайно высокими скоростями. Кроме того, запись ударов осуществлялась на открытой площадке для игры в гольф с интенсивной естественной освещенностью. 200 Гц – максимальная частота записи безмаркерной системы захвата движений Simi Reality Motion, в то время как использование повышенной частоты записи в маркерной системе оптического захвата движений необходимо для ликвидации возможных бликов светоотражающих маркеров в процессе записи. Таким образом, применение разной частоты записи обусловлено необходимостью наиболее полной, содержательной регистрации данных без значительных потерь.

Процедура сравнения данных, зарегистрированных с использованием двух систем захвата движений, осуществлялась по следующим группам параметров:

- исходные: пространственные координаты точек, обозначающих плечевые суставы спортсмена (по трем осям);
- расчетные: угол наклона туловища в сагиттальной плоскости, угол наклона плечевого сегмента (линия, соединяющая маркеры, обозначающие плечевые суставы) во фронтальной плоскости, угол вращения плечевого сегмента в горизонтальной плоскости.

Значения параметров из второй группы рассчитывались с использованием вычислительного функционала программного обеспечения систем захвата движений. Выбор параметров, числовые показатели которых характеризуют движение туловища и плечевого сегмента тела спортсмена при выполнении удара, основан на ранних публикациях, поскольку именно вращательное и сгибательно-разгибательное движения туловища при выполнении ударов в гольфе имеют определяющее значение [25].

Результаты исследований и их обсуждение

Графики изменения выбранных показателей удара клюшкой Iron представлены на рис. 3. Ось абсцисс составляют нормализованные от 0 до 1 данные времени, приведенные в безразмерных величинах. При визуальном анализе данных складывается впечатление, что они обладают низкой степенью схожести. Однако особенности изменения показателей имеют сильную взаимосвязь, что подтверждается соответствующими коэффициентами взаимной корреляции, значения которых относительно выбранных параметров представлены на рис. 4.

Исходя из данных рис. 4, можно сделать вывод о сильной положительной корреляции показателей, регистрируемых маркерной и безмаркерной системами захвата движений. Причем наибольшие значения установлены для исходных показателей пространственных координат точек, обозначающих плечевые суставы спортсмена. Для расчетных показателей значения коэффициентов взаимной корреляции несколько меньше. Это можно объяснить следующими факторами.

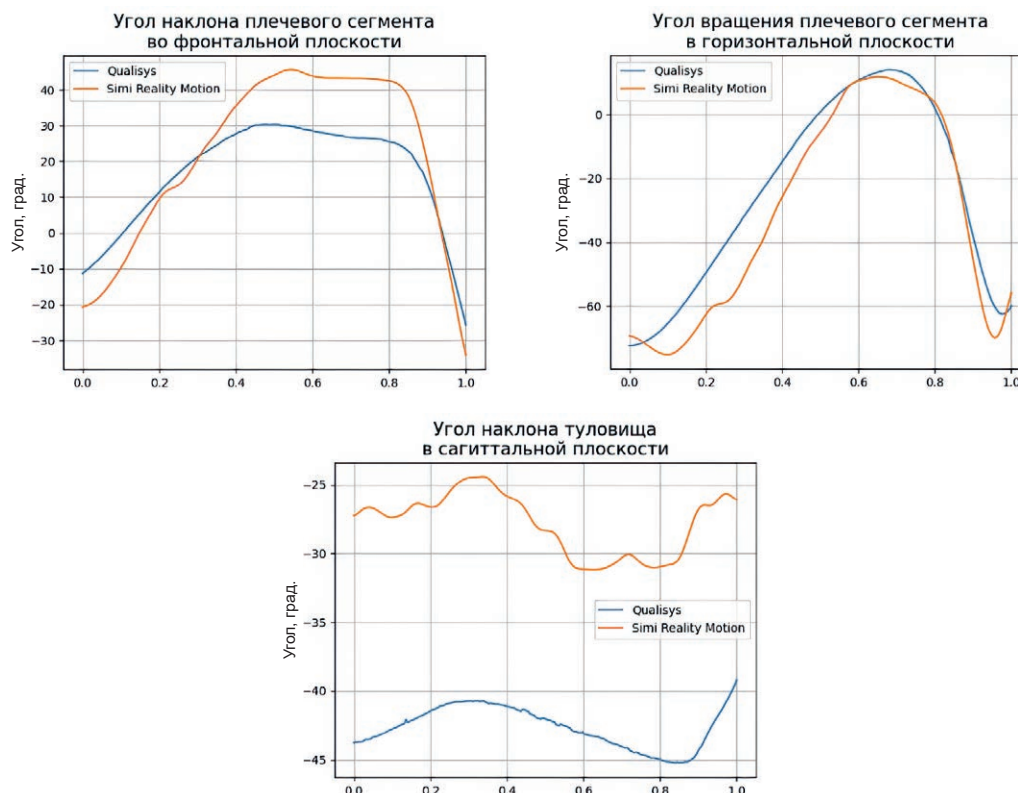


Рис. 3. Изменение показателей удара клюшкой Iron
Fig. 3. Changing the variables of swinging with an Iron-type club

| | |
|---|--------|
| Изменение величины координаты левого плеча по оси X: | 0.9977 |
| Изменение величины координаты левого плеча по оси Y: | 0.9966 |
| Изменение величины координаты левого плеча по оси Z: | 0.9983 |
| Изменение величины координаты левого плеча по оси X: | 0.9935 |
| Изменение величины координаты левого плеча по оси Y: | 0.9995 |
| Изменение величины координаты левого плеча по оси Z: | 0.9996 |
| Изменение величины угла наклона туловища в сагиттальной плоскости: | 0.9029 |
| Изменение величины угла вращения плечевого сегмента в горизонтальной плоскости: | 0.7273 |
| Изменение величины угла наклона плечевого сегмента во фронтальной плоскости: | 0.8846 |

Рис. 4. Коэффициенты взаимной корреляции
Fig. 4. Cross-correlation coefficients

1. Светоотражающие маркеры, используемые в составе маркерной системы оптического захвата движений Qualisys, и виртуальные точки, положение которых на теле спортсмена определяется посредством обработки видеосигнала программными алгоритмами Simi Reality Motion, позиционируются неодинаково. Это обусловлено тем, что светоотражающие маркеры позиционируются на поверхности тела в области анатомических ориентиров плечевого сустава, а виртуальные точки – в пределах поверхности тела спортсмена. Соответственно расчетные данные в некоторой степени искажены относительно друг друга.

2. Ориентация системы отсчета Qualisys отлична от ориентации Simi Reality Motion, вследствие чего для расчета одних и тех же показателей пришлось использовать дополнительные математические преобразования.

3. Отслеживание виртуальных точек в безмаркерной системе захвата движений Simi Reality Motion происходит автоматически на основе настроенных параметров отслеживания, а также настройки компьютерного аватара (компьютерный аватар представляет собой цифровую копию тела человека, которая, основываясь на программных алгоритмах в процессе обработки, отслеживает движения). В результате процесс отслеживания практически неизбежно сопровождается определенными флуктуациями виртуальных точек и, как следствие, расчетных показателей.

Тем не менее схожесть данных, как исходных, так и расчетных, коэффициентов взаимной корреляции может характеризоваться как высокая, а некоторые факторы, связанные с настройкой параметров отслеживания и компьютерного аватара, могут быть в определенной степени ликвидированы или сведены до минимума благодаря совершенствованию алгоритмов искусственного интеллекта, обеспечивающего процесс отслеживания и повышения квалификации оператора по настройке параметров отслеживания и компьютерного аватара.

Заключение

Системы захвата движений активно применяются в исследованиях биомеханики движений человека, а также в области медицинской аналитики и реабилитации. В настоящее время безмаркерные системы захвата движений приобретают все большую актуальность и востребованность, что подтверждается активной научно-исследовательской деятельностью. И действительно, несмотря на многие текущие недостатки безмаркерного захвата движений, связанные преимущественно с точностью и степенью автоматизации программных алгоритмов отслеживания, подобные системы обладают высокой перспективностью и являются многообещающей альтернативой в настоящем и будущем. Это обусловлено отсутствием погрешности, связанной с ручным позиционированием маркеров на поверхности тела испытуемого; меньшими временными издержками в процессе записи вследствие отсутствия необходимости использования маркеров, а также в процессе программного отслеживания; обеспечением возможности выполнения наиболее естественных движений. Проведенный сравнительный анализ доказывает перспективность систем безмаркерного захвата движений, поскольку полученные числовые значения коэффициентов взаимной корреляции подтверждают высокую степень точности регистрируемых данных.

References

1. Theriault G., Lachance P. (1998) Golf Injuries: an Overview. *Sports Medicine*. 26 (1), 43–57. DOI: 10.2165/00007256-199826010-00004.
2. Lindsay D. M., Horton J. F., Vandervoort A. A. (2000) A Review of Injury Characteristics, Aging Factors and Prevention Programmes for the Older Golfer. *Sports Medicine*. 30 (2), 89–103. DOI: 10.2165/00007256-200030020-00003.
3. Seaman D. R., Bulbulian R. (2000) A Review of Back Pain in Golfers: Etiology and Prevention. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*. 9 (3), 169–87. DOI: 10.1080/15438620009512554.
4. Wren G. (1990) *PGA Teaching Manual: the Art and Science of Golf Instruction*. Frisco, PGA of America.
5. Shaw J., Lloyd R., Oliver J. (2021) Physical Determinants of Golf Swing Performance: Considerations for Youth Golfers. *Strength and Conditioning Journal*. 44 (4), 10–21. DOI: 10.1519/SSC.0000000000000689.
6. Hume P. A., Keogh J., Reid, D. (2005) The Role of Biomechanics in Maximizing Distance and Accuracy of Golf Shots. *Sports Medicine*. 35 (5), 429–449. DOI: 10.2165/00007256-200535050-00005.
7. Cole M. H., Grimshaw P. N. (2008) Electromyography of the Trunk and Abdominal Muscles in Golfers with and without Low Back Pain. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 11 (2), 174–181. DOI: 10.1016/j.jsams.2007.02.006.
8. Cole M. H., Grimshaw P. N. (2008) Trunk Muscle Onset and Cessation in Golfers with and without Low Back Pain. *Journal of Biomechanics*. 41 (13), 2829–2833. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.004.
9. Silva L., Marta S., Vaz J., Fernandes O., Castro M. A., Pezarat-Correia P. (2013) Trunk Muscle Activation During Golf Swing: Baseline and Threshold. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 23 (5), 1174–1182. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.05.007.
10. Ceseracciu E., Sawacha Z., Cobelli C. (2014) Comparison of Markerless and Marker-based Motion Capture Technologies Through Simultaneous Data Collection During Gait: Proof of Concept. *PLOS One*. 9 (3). DOI: 10.1371/journal.pone.0087640.
11. Marais M., Brown D. (2022) Golf Swing Sequencing Using Computer Vision. Pattern Recognition and Image Analysis. *IbPRIA 2022. Lecture Notes in Computer Science*. Vol. 13256. Springer, Cham. DOI: 10.1007/978-3-031-04881-4_28.
12. Choi A., Joo S., Oh E., Mun J. H. (2014) Kinematic Evaluation of Movement Smoothness in Golf: Relationship between the Normalized Jerk Cost of Body Joints and the Clubhead. *BioMedical Engineering OnLine*. 13 (1), 1–12. DOI: 10.1186/1475-925X-13-20.
13. Evans K., Horan S. A., Neal R. J., Barrett R. S., Mills P. M. (2012) Repeatability of Three-dimensional Thorax and Pelvis Kinematics in the Golf Swing Measured Using a Field-based Motion Capture System. *Sports Biomechanics*. 11 (2), 262–272. DOI: 10.1080/14763141.2012.654502.

14. Beak S. H., Choi A., Choi S. W., Oh E., Mun J. H., Yang H., Sim T., Song H. (2013) Upper Torso and Pelvis Linear Velocity During the Downswing of Elite Golfers. *Biomedical Engineering Online*. 12 (1), 1–12. DOI: 10.1186/1475-925X-12-13.
15. Chu Y., Sell T. C., Choi S. W., Lephart S. M. (2010) The Relationship between Biomechanical Variables and Driving Performance During the Golf Swing. *Journal of Sports Sciences*. (11), 1251–1259. DOI: 10.1080/02640414.2010.507249.
16. Kim Y. H., Khuyagbaatar B., Purevsuren T. (2018) Relationship between Joint Angles and X-factor in Golf Swing. *ISBS Proceedings Archive*. 36 (1), 502–505.
17. Choi A., Lee J. M., Mun J. H. (2013) Ground Reaction Forces Predicted by Using Artificial Neural Network During Asymmetric Movements. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. (3), 475–483. DOI: 10.1007/s12541-013-0064-4.
18. Lee K. J., Ryou O., Kang J. (2021) Quantitative Golf Swing Analysis Based on Kinematic Mining Approach. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 31 (2), 87–94.
19. Mündermann L., Corazza S., Andriacchi T. P. (2006) The Evolution of Methods for the Capture of Human Movement Leading to Markerless Motion Capture for Biomechanical Applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. (3), 1–11. DOI: 10.1186/1743-0003-3-6.
20. Lonini L., Moon Y., Embry K., Cotton R. J., McKenzie K., Jenz S., Jayaraman A. (2022) Video-Based Pose Estimation for Gait Analysis in Stroke Survivors During Clinical Assessments: a Proof-of-Concept Study. *Digital Biomarkers*. (6), 9–18. DOI: 10.1159/000520732.
21. Vena A., Budney D., Forest T. W., Carey J. (2011) Three-dimensional Kinematic Analysis of the Golf Swing Using Instantaneous Screw Axis Theory. Part 2: Golf Swing Kinematic Sequence. *Sports Engineering*. 13 (3), 125–133. DOI: 10.1007/s12283-010-0059-7.
22. Olofsson M. (2011) *Signal Theory*. Lund, Studentlitteratur AB.
23. Chatfield C. (1975) *The Analysis of Time Series: Theory and Practice*. New York, Springer New York Publ.
24. DeFatta D. J., Lucas J. J., Hodgkiss W. S. (1988) *Digital Signal Processing: a System Design Approach*. Hoboken, Wiley Publ.
25. Bradshaw E. J., Keogh J. W. L., Hume P., Maulder P., Nortje J., Marnewick M. (2009) The Effect of Biological Movement Variability on the Performance of the Golf Swing in High- and Low-handicapped Players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 80 (2), 185–196. DOI: 10.1080/02701367.2009.10599552.

Сведения об авторе

Гусейнов Д. И., аспирант кафедры спортивной инженерии Белорусского национального технического университета

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, просп. Независимости, 65
Белорусский национальный
технический университет
Тел.: +375 17 293-96-78
E-mail: sporting@bntu.by
Гусейнов Даниил Истамович

Information about the author

Guseinov D. I., Postgraduate at the Department of Sport Engineering of the Belarusian National Technical University

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, Nezavisimosti Ave., 65
Belarusian National
Technical University
Tel.: +375 17 293-96-78
E-mail: sporting@bntu.by
Guseinov Daniil Istamovich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 616.12-008.3-073.96

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОДОВ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ СЕРДЦА

Е. В. ЛЕМЕШКО, С. Н. ВАСЮКЕВИЧ, С. В. ГУБКИН

Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. При проведении электрофизиологических исследований для регистрации биоэлектрических сигналов используют электроды, от правильного выбора и применения которых зависят достоверность и диагностическая значимость получаемых данных. Регистрация электрокардиограммы является стандартной процедурой в медицине, но ее мониторинг часто ограничивается 24 часами. Происходит это из-за ограниченной производительности электродов. Свойства границы кожа/электрод определяют качество работы медицинского оборудования. Следовательно, условия поверхности и состав материала, из которого изготовлен электрод, должны соответствовать требованиям устройства регистрации электрокардиограммы. Важно реализовать быструю передачу полезного сигнала с малыми потерями и без артефактов. Современные электроды с применением Ag/AgCl имеют ограниченный срок службы, так как их обезвоживание и деградация поверхности приводят к образованию различных артефактов на записи электрокардиограммы. Альтернатива – сухие гибкие электроды, основой которых могут послужить углеродные материалы (восстановленный оксид графена либо алмазоподобное покрытие) на пластиковой (пленочной) подложке. Акцент современных исследований направлен на разработку сухих электродов, которые предоставили бы возможность проводить качественную долговременную регистрацию электрокардиосигналов без гелей и клеев.

Ключевые слова: неинвазивный электрод, электрокардиография, сухой электрод, эпидермальная электроника, гибридный мультимодальный электрод, носимое медицинское устройство.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Благодарность. Авторы статьи выражают искреннюю благодарность ведущему научному сотруднику лаборатории физиологии питания и спорта Института физиологии НАН Беларуси Эдуарду Степановичу Кашицкому за многолетний совместный труд на благо отечественной науки.

Для цитирования. Лемешко, Е. В. Разработка электродов нового поколения для регистрации биоэлектрических потенциалов сердца / Е. В. Лемешко, С. Н. Васюкевич, С. В. Губкин // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 43–50. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50>.

DEVELOPMENT OF NEW GENERATION ELECTRODES FOR REGISTRATION OF HEART BIOELECTRIC POTENTIALS

YEGOR V. LEMESHKO, SERGEY N. VASUKEVICH, SERGEY V. GOUBKIN

Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. When conducting electrophysiological studies, electrodes are used to register bioelectrical signals, the correct choice and use of which determine the reliability and diagnostic significance of the data obtained. Recording an electrocardiogram is a standard procedure in medicine, but its monitoring is often limited to 24 hours.

This is due to the limited performance of the electrodes. The properties of the skin/electrode interface determine the performance of medical equipment. Therefore, the surface conditions and the composition of the material from which the electrode is made should comply with the requirements of the electrocardiogram recording device. It is important to implement fast transmission of a useful signal with low losses and without artifacts. Modern electrodes using Ag/AgCl have a limited-service life, since their dehydration and surface degradation lead to the formation of various artifacts on the electrocardiogram record. Alternative – dry flexible electrodes. Such electrodes can be based on carbon materials (reduced graphene oxide or a diamond-like coating) on a plastic (film) substrate. The emphasis of modern research is aimed at carrying out work on the development of dry electrodes, which would provide an opportunity to carry out high-quality long-term registration of electrocardiosignals without gels and adhesives.

Keywords: non-invasive electrode, electrocardiography, dry electrode, epidermal electronics, hybrid multimodal electrode, wearable medical device.

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

Gratitude. The authors of the article express their sincere gratitude to the leading researcher of the Laboratory of Nutrition and Sports Physiology of the Institute of Physiology of NAS of Belarus, Edward Kashitsky for many years of joint work for the benefit of domestic science.

For citation. Lemeshko Y. V., Vasukevich S. N., Goubkin S. V. (2023) Development of New Generation Electrodes for Registration of Heart Bioelectric Potentials. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 43–50. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50> (in Russian).

Введение

Электрокардиография – один из наиболее часто используемых методов диагностики в кардиологии, который регистрирует электрическую активность сердца (в случае мониторингования – с течением времени), что дает важную информацию о работе сердечно-сосудистой системы в целом [1]. Каждое возбужденное волокно – элементарный диполь, вызывающий появление электродвижущей силы (ЭДС), а так как она является векторной величиной, суммарную ЭДС сердца определяют правилом сложения векторов. Электрические потенциалы, возникающие во время возбуждения различных частей желудочков сердца, отличаются по направлению, амплитуде и причинам, вызывающим их. Электрокардиограмма (ЭКГ) отражает стадии возбуждения миокарда с течением времени, так как возбуждение в нем непрерывно. Таким образом, электрическое поле сердца определяют балансом различных потенциалов, направленных в разные стороны. Суммарный вектор ЭДС во время сердечного цикла проецируют на оси отведений и обуславливают отображение ЭКГ в различных отведениях.

На пути изучения биоэлектрической активности организма стоят задачи повышения точности передачи полезного сигнала на фоне помех и снижения искажений, вносимых устройством регистрации и передачи данных. Кроме того, на поверхность тела поступает большое количество биоэлектрических сигналов от различных органов/систем организма, что также снижает вероятность достоверной передачи полезного сигнала. Динамический диапазон биоэлектрических сигналов составляет для ЭКГ 0,01–5 мВ, для электроэнцефалограммы (ЭЭГ) – 0,005–0,1 мВ, для электромиограммы (ЭМГ) – 0,05–1 мВ. Соответственно спектры большинства биосигналов перекрываются. Поэтому выделение необходимого сигнала из всей их совокупности затруднено.

При проведении электрофизиологических исследований для съема биоэлектрических сигналов используют медицинские электроды, от правильного выбора и применения которых зависят достоверность и диагностическая значимость получаемых данных. К конструкции и материалу электродов предъявляют ряд требований, определяемых специфическими условиями эксперимента:

- 1) хорошая электропроводность;
- 2) биосовместимость, физико-химическая инертность;
- 3) высокая прочность, простота и долговечность;
- 4) эргономичность, легкость и пластичность;
- 5) отсутствие поляризации, устойчивость к механическим воздействиям;
- 6) стабильность измерений;
- 7) малые габариты и масса.

В ГОСТ 24878–81 «Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Термины и определения» приведены термины и определения 93 видов биоэлектрических электродов, в ГОСТ 25995–83 «Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Общие технические требования и методы

испытаний» определены основные параметры электродов ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ и методы их испытаний. Вместе с этим ГОСТ Р МЭК 60601-2-25–2016 «Изделия медицинские электрические», ч. 2–25 «Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к электрокардиографам» по прошествии более 30 лет рассматривает новые подходы к измерению ЭКГ и требования к точности измерений, также в нем обозначены проблемные вопросы относительно стабильности результатов измерений при наличии помех.

В настоящее время на рынке электронных компонентов появились системы на кристалле, 24-битные аналого-цифровые преобразователи для медицинских приложений, позволяющие регистрировать электрофизиологические потенциалы 1,0–3,0 мкВ с частотой дискретизации 2000–8000 Гц, что дает возможность обеспечить нейрофизиологические исследования и регистрацию ЭКГ высокого разрешения в носимых медицинских устройствах.

Следует отметить, что из всех электрофизиологических сигналов самые высокие требования по метрологическому обеспечению измерений предъявляются к электрокардиосигналу, имеющему детерминированные параметры при измерении как временных интервалов, так и амплитуд этих сигналов. Вместе с этим наиболее слабым звеном и консервативным элементом в системе регистрации биопотенциалов «объект исследования – электрод – регистратор», критически влияющим на качество проводимых исследований, являются электроды.

Типовой одноразовый электрод

Рассмотрим потребительские (медицинские) свойства типового одноразового электрода для электрокардиографии на примере электрода FS-50 Skintact (Leonhard Lang GmbH, Austria) диаметром 50 мм. Состав электрода:

- материал, фиксирующий электрод на теле обследуемого, – высококачественный, непроницаемый для жидкости вспененный полиэтилен на основе пенополиуретана, который не вызывает аллергических реакций (особо прочный клей);
- губка из мелкочаеистого полимера высокого давления, пропитанная гелем длительного действия (Aqua Wet Gel);
- преобразователь потенциалов/датчик – хорошо зарекомендовавший комплекс Ag/AgCl, обеспечивающий «золотой стандарт» регистрации электрофизиологических сигналов [2].

Характеристики электрода:

- масса – не более 1,7 г;
- разница электродных потенциалов – не более 5 мВ;
- сопротивление электрода – не более 100 Ом;
- тип соединения – кнопка.

Другие разновидности одноразовых электродов Skintact отличаются формой, материалом основы, а также некоторыми другими характеристиками – сопротивлением, массой, величиной шума. Существует ряд серьезных научных и технологических проблем, связанных с переходом на новые принципы регистрации электрофизиологических сигналов и новые материалы (текстильная и эпидермальная электроника, с использованием нанотрубок и нанопроволок, материалов на основе восстановленного оксида графена, хитозана и др.).

Длительная регистрация ЭКГ является стандартной процедурой в современной кардиологии, но мониторинг чаще всего ограничивается 24 часами, даже если более длительное время записи представляет клинический интерес [3]. Происходит это из-за ограниченной производительности современных электродов, так как их обезвоживание приводит к образованию различных артефактов на записи ЭКГ. Для устранения этого недостатка используют медицинский гель, который уменьшает влияние кожи на импеданс. Клейкая часть электрода иногда может вырывать волосы при его удалении, вызывая боль и даже воспаление в волосяной луковице. Для лучшего контакта электрода с кожей и минимизации последнего недостатка необходима ее подготовка в местах контакта с электродами: сбривание волос и «зачистка кожи абразивом». Длительное воздействие серебросодержащих веществ может привести к местной аргиирии (синее окрашивание кожи из-за накопления сульфидов серебра) [4], а адгезивный слой, прикрепляющий электрод к коже, может вызвать аллергические реакции [5]. Гель также в состоянии вызвать аллергическую реакцию, рост бактерий и раздражение кожи. Последняя под слоем клея может вспотеть, что приведет к деградации поверхности и ухудшению обнаружения биоэлектрического сигнала. Поэтому элек-

троды с применением Ag/AgCl плохо подходят для мониторинга показателей сердечной деятельности [6]. Акцент современных исследований направлен на разработку сухих электродов, которые предоставили бы возможность проводить долговременную регистрацию биосигналов без гелей и клеев.

С физической точки зрения электрод – интерфейс/преобразователь для передачи ионного тока в теле/тканях биологического объекта в электронный ток регистрирующего устройства. Электроды на поверхности кожи и сама кожа под электродом создают потенциалы и сопротивления, которые могут искажать измеряемый биосигнал [7]. Чтобы получить стабильные высококачественные биоэлектрические сигналы, электроды должны соответствовать следующим требованиям:

- импеданс границы раздела электрод-кожа должен быть минимизирован;
- электрод должен обеспечить стабильный контактный интерфейс для ослабления артефактов движения;
- электрод должен обладать хорошей биосовместимостью, химической стабильностью, не вызывать дискомфорта и повреждения кожного покрова.

Рассмотрим доминирующие направления исследований по созданию современных электродов для регистрации электрофизиологических сигналов на основе микроигл, сухих поверхностных и емкостных электродов, гибридных мультимодальных электродов (текстильных и эпидермальных).

Микроиглы (на основе металлов, кремния, полимерных материалов)

В исследованиях по использованию металлов для изготовления массивов микроигл G_{uo} и других применяли легкоплавкие сплавы (Bi/In/Sn/Zn с температурой плавления 57,5 °C) [8]. Массив микроигл сформировали путем нанесения расплавленного металла непосредственно на подложку. Эксперименты по измерению импеданса для сигнала 10 Гц показали результаты, сопоставимые с влажными электродами.

Электроды с микроиглами на основе кремния показывают хорошие результаты по точности измерения, но имеют ряд недостатков: сложные и дорогостоящие в производстве, экологически небезопасные процессы производства, низкая механическая прочность (хрупкость) при использовании. Эти недостатки ограничивают сферу применения таких электродов и соответственно серийность их производства.

Электроды на основе металлических материалов обладают высокой прочностью, легко формируются. Высокая проводимость обеспечивает точность метрологических характеристик регистрации физиологических сигналов в статике. Однако такие электроды из-за низкой биосовместимости и повышенного количества артефактов в динамических измерениях требуют доработки.

Сухие поверхностные электроды

Сухие поверхностные электроды неинвазивны, плотно прилегают к коже. Имеют более высокий импеданс, чем электроды с микроиглами, но в отличие от них не причиняют дискомфорта обследуемому. Еще одним преимуществом таких электродов является отсутствие проводящих гелей между электродом и поверхностью кожи. Они поддерживают стабильный контакт во время движения, подходят для использования в амбулаторных условиях. Основные направления исследований связаны с разработкой технологий изготовления сухих неинвазивных электродов на основе металлических поверхностей, углеродных и полимерных материалов.

Металлические наноматериалы (AgNW – серебряные нанопроволоки) широко используются для повышения электропроводности сухих электродов. Результаты исследований показали, что проводимость электродов может достигать 50 См/м при 50 % деформации растяжения благодаря хорошему контакту с кожей. Для изготовления токопроводящих электродов из AgNW используется технология электрогидродинамической (ЕНД) печати. Для этого применяют чернила с удельной электропроводностью $5,6 \cdot 10^6$ См/м. Технология ЕНД позволяет печатать AgNW на разнообразных носителях, включая стекло, бумагу. Потребительские свойства таких электродов увеличиваются и за счет эффекта самоадсорбции.

Следует отметить перспективные исследования по созданию самоадсорбирующихся эпидермальных электродов нанометровой толщины с многослойной структурой. Электрод состоит из пленки Au, расположенной между двумя слоями биосовместимого парилена. Толщина каждо-

го слоя пленки около 100 нм. Для достижения прямого контакта между пленкой Au и кожей перед размещением электрода область датчика, контактирующую с кожей, освобождают от парилена. Этот ультратонкий, малозумный, самоадсорбирующий сухой электрод имеет простую конструкцию и не требует чрезвычайно сложной технологии, а благодаря своим свойствам тонкие слои могут обеспечить адгезию на сложных трехмерных поверхностях, поскольку их жесткость на изгиб сопоставима с эластичностью кожи человека и не вызывает дискомфорта, что обеспечивает длительный мониторинг биосигналов без артефактов движения.

Материалы на основе углерода (например, углеродные нанотрубки, восстановленный оксид графена) обладают высокой механической прочностью и хорошей электропроводностью. Чтобы использовать их уникальные свойства, углеродные нанотрубки диспергируют в полимерной матрице для производства электродов. Китайские разработчики изготовили ворсистые электроды для повышения комфорта во время испытаний. С целью увеличения электропроводности на ворсинки из углеродного волокна нанесен гальванический слой – пленка Au.

Самоадсорбция электродов – одна из целей исследований, так как фиксация электродов и кабельных систем лентами, ремнями не всегда оптимальна. Для разработки интегрированного, многофункционального электрода, обеспечивающего адгезию и проводимость при изгибах и растяжении для носимого медицинского устройства, исследуют и разрабатывают сухие клеи, создают «псевдогекконовые» структуры.

D. H. Kim с соавторами [9] предложили гибкий электрод, основанный на иерархической микроструктуре, с использованием смеси углеродных нанотрубок и графена. Смесь с графеном улучшала плохую проводимость углеродных нанотрубок.

Идеальный самоадсорбирующий электрод, реализованный в структуре бионического геккона, показал на коже человека хорошую адгезию 1,3 Н/см. Проводимость мембранного электрода в динамике снижалась незначительно. Хорошая самоочищающаяся способность гидрофобной поверхности электрода стала несомненным преимуществом для его использования в качестве многоазового универсального электрода в системах длительного мониторинга ЭКГ. Кроме того, углеродные нанотрубки и AgNW являются превосходными проводящими наноматериалами, поэтому ожидается, что их комбинация будет иметь синергетический эффект.

Хитозан интересен как натуральный биополимер с сильной адсорбцией, противомикробными свойствами и хорошей биосовместимостью. Морфология поверхности электрода, структура нанотрубок улучшают перенос электронов, компенсируют отсутствие переноса электронов на границе раздела из-за отсутствия электролита. Электрод требует внешней фиксации для исключения артефактов движения.

Емкостные электроды

Принцип работы емкостного электрода существенно отличается от двух перечисленных выше типов контактных электродов. Он эквивалентен конденсатору, подключенному к поверхности кожи. Такой электрод не должен находиться в тесном контакте с поверхностью кожи, что улучшает комфорт обследуемого. Емкостные электроды интегрируют со схемой входного усилителя на печатной плате или медной пластине. Разработано множество их конструкций.

S. M. Lee с соавторами [10] предложили емкостной электрод с подложкой из полидиметилсилоксана (PDMS), полиимида (PI) и золота/титана (Au/Ti), который можно имплантировать под эпидермис. Четырехнедельный тест имплантации электрода в подкожную ткань мышцы показал, что электрод регистрировал высококачественный сигнал ЭКГ. Однако высокая стоимость изготовления электродов и необходимость в проводах для подключения к ним во время измерения делают их уязвимыми для инфекции. Авторы [11] тоже разработали самоадсорбирующий емкостной электрод с использованием PDMS. Электрод имеет многослойную структуру с пленкой Au толщиной 0,3 мкм, расположенной между двумя пленками PI.

Таким образом, технологии изготовления сухих емкостных электродов продолжают развиваться. Используемые материалы для подложек и проводящих покрытий доступны, но дорогостоящи. В исследованиях по сухим емкостным электродам практически нет информации о частотных свойствах электродов, влиянии посторонних предметов, материалов, физиологических жидкостей в зоне регистрации электрофизиологических сигналов на стабильность измерений.

Также нет сведений о возможности регистрации диагностически значимых параметров ЭКГ высокого разрешения.

Гибридные мультимодальные электроды

Гибридные мультимодальные электроды фактически воплощают в себе комбинацию ранее рассмотренных технологий создания электродов для регистрации биопотенциалов и других физиологических параметров. Типы мультимодальных датчиков детерминируются целевым назначением проводимых исследований. В подавляющем большинстве интегрированные на одном основании/подложке мультимодальные электроды включают в себя датчики электрофизиологических параметров, биосенсоры физиологических жидкостей/выделений, температуры тела, насыщенности крови кислородом, физической активности и положения тела. В состав мультимодальных электродов интегрируют дополнительные элементы, обеспечивающие функционирование сенсоров и их коммуникативные функции: гибкие аккумуляторы/беспроводные зарядные устройства, усилители биосигналов и др.

Можно выделить два принципиально разных подхода по созданию мультимодальных датчиков: на основе текстильной/гибкой электроники и эпидермальных пленок из биосовместимых материалов (полиимид, графен, парилен, PMDS, хитозан и др.). На базе текстильной электроники создают сенсоры из эпидермальных пленок, в основном для людей с высокой физической активностью (майки, жилеты, комбинезоны и др.). Н. Yongan с соавторами [10] предложили текстильный электрод, изготовленный путем нанесения однослойных углеродных нанотрубок и серебряных нанопроволок на полиуретановую пленку для мониторинга сигналов ЭКГ. Простой процесс изготовления этих электродов не позволил получить диагностически значимые данные из-за повышенного шума и чувствительности к артефактам движения.

Электроды на основе восстановленного оксида графена интересны исследователям благодаря их превосходной электропроводности, теплопроводности, эластичности. Исследования электродов, изготовленных из нейлоновой нити, покрытой графеном, показали, что удельная электропроводность электрода составила $4,5 \cdot 10^{12}$ См/см. В диапазоне сигналов от 10 Гц до 1 кГц импеданс покрытого графеном текстильного электрода 11,6–87,5 кОм – это больше, чем у стандартного Ag/AgCl электрода! Сигналы ЭКГ, спектральная плотность мощности этих сигналов от графеновых текстильных и коммерческих электродов сильно коррелируют (после дополнительной фильтрации). Китайские разработчики утверждают, что текстильные электроды с графеновым покрытием надежны, прочны и удобны, а процесс изготовления подходит для массового производства.

Эпидермальные датчики, похожие на татуировки – новый класс носимой электроники из-за их тонкости и мягкости. Западные ученые разработали тонкий и мягкий змеевидный электронный тату-электрод на основе графена. Электрод непосредственно прикреплен к коже человека, обладает высокой растяжимостью, сетчатая структура обеспечивает хорошую газопроницаемость. При использовании жидкой повязки может осуществлять регистрацию сигнала в течение нескольких дней. Однако графеновые слои, получаемые с помощью технологии химического осаждения из паровой фазы, очень тонки, трудно получить желаемый узор и удовлетворительную прочность.

Как один из технологических вариантов изготовления графеновых электродов из бумаги, покрытой оксидом графена, рассматривали метод лазерного скрайбирования. Высокая температура, создаваемая лазером при скрайбировании, позволила восстановить оксид графена до графена. Полученные электроды были очень тонкие и мягкие, хорошо прилегали к коже, адсорбировались на волосистой/подвижной коже, сохраняли стабильный импеданс после 1000 циклов деформаций.

Гибкие высокоинтегрированные эпидермальные электронные системы непосредственно крепят к коже – это тонкие, легкие, адаптируемые с кожей архитектуры, обеспечивающие высокоточное механическое соединение через интерфейс «кожа/устройство» и многофункциональные измерения, обеспечивая взаимодействие человек-машина.

Д. Н. Kim с соавторами [9] предложили тату-электрод, который объединяет электрофизиологические датчики, датчики температуры и тензодатчики, транзисторы, светодиоды, фотодетекторы, радиочастотные элементы. Высокоинтегрированная электродная система позволяет использовать разработанную технологию для измерения электрической активности сердца, уменьшает

размер всей измерительной системы, способна подключаться к смартфонам для мониторинга исследуемых параметров в режиме реального времени.

Авторы [12] создали механический акустический датчик, который непосредственно крепят к коже для одновременной записи ЭКГ и СКГ (сейсмокардиограммы) с помощью миниатюрного акселерометра. Оптимизация технологии изготовления и электронной элементной базы позволит создать эффективный, непрерывный и неинвазивный метод мониторинга ЭКГ в режиме реального времени.

Для изготовления текстильного электрода, интегрированного в спортивную одежду, и регистрации кардиосигнала не исключается возможность использования технологий трафаретной печати. После печати пяти слоев из электропроводящих материалов поверхностное сопротивление электродов составляло 5,6 Ом, что позволило регистрировать сигналы ЭКГ при частоте сердечных сокращений 180 ударов в минуту. Полученные сигналы коррелировали с результатами от стандартных влажных электродов.

Практически все исследователи утверждают, что металлические материалы не имеют перспектив для изготовления мультимодальных электродов из-за их стоимости, технологических и эргономических проблем совмещения с гибкой подложкой, длительности подготовки и установки. Углеродные нанотрубки и графен благодаря их высокой механической прочности, хорошей электропроводности и относительно низкой стоимости наиболее востребованные материалы для изготовления электродов. Однако остаются нерешенные проблемы: необходимы исследования по оптимизации технологии изготовления графеновых электродов.

Заключение

1. Исследования по созданию мультимодальных электродов находятся в фазе активных научных и технологических разработок. Наибольшее количество мировых патентов в области разработки, использования и коммерциализации современных материалов и технологий для биомедицинских приложений принадлежит Китаю, США и Евросоюзу.

2. При сравнении технологий текстильной и эпидермальной электроники приоритет в долгосрочной перспективе остается за последней. Для ее создания более широко используют аддитивные технологии.

3. Целесообразна разработка отечественной технологии изготовления грудных электродов ЭКГ на единой подложке, способной изменять свою конфигурацию индивидуально под конкретного обследуемого.

4. Медицинское приборостроение развивается интенсивно: повышаются вычислительные возможности электроники, активно используются нейронные сети, появляется интернет вещей, применяются GPS-навигация и телемедицинские технологии. Вместе с тем требования к используемым в нашей стране электродам регламентируются ГОСТами 80-х годов прошлого века. Данное обстоятельство, безусловно, следует учесть при разработке изменений к нормативам.

References

1. Yu Y., Zhang J., Liu J. (2013) Biomedical Implementation of Liquid Metal Ink as Drawable ECG Electrode and Skin Circuit. *Plos One*. 8 (3). DOI: 10.1371/journal.pone.0058771.
2. Thakor N. V. (1999) *Biopotentials and Electrophysiology Measurement*. Boca Raton, CRC Press LLC.
3. Gruetzmann A., Hansen S., Müller J. (2007) Novel Dry Electrodes for ECG Monitoring. *Physiological Measurement*. 28 (11), 1375–1390. DOI: 10.1088/0967-3334/28/11/005.
4. Beutler Br. D., Lee R. A., Cohen Ph. R. (2016) Localized Cutaneous Argyria: Report of Two Patients and Literature Review. *Dermatol Online J*. 22 (11). DOI: 13030/qt4wmlj7pt.
5. Uter W., Werfel Th., White L. R., Johansen J. D. (2018) Contact Allergy: a Review of Current Problems from a Clinical Perspective. *Int J. Environ Res Public Health*. 15 (6), 1108. DOI: 10.3390/ijerph15061108.
6. Searle A., Kirkup L. (2000) A Direct Comparison of Wet, Dry and Insulating Bioelectric Recording Electrodes. *Physiological Measurement*. 21 (2), 271–283. DOI: 10.1088/0967-3334/21/2/307.
7. Gatzke R. D., Miller H. A., Harrison D. C. (ed.) (1974) *The Electrode: a Measurement Systems Viewpoint*. *Biomedical Electrode Technology*. New York, Academic Press. 99–116.
8. Guo S., Lin R., Wang L., Lau S., Wang Q., Liu R. (2019) Low Melting Point Metal-based Flexible 3D Biomedical Microelectrode Array by Phase Transition Method. *Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.* 99, 735–739. DOI: 10.1016/j.msec.2019.02.015.

9. Lee S. M., Byeon H. J., Kim B. H., Lee J., Jeong J. Y., Lee J. H., Moon J. H., Park C., Choi H., Lee S. H., Lee K. H. (2017) Flexible and Implantable Capacitive Microelectrode for Bio-potential Acquisition. *BioChip J.* (11), 153–163. DOI: 10.1007/s13206-017-1304-y.
10. Yongan Huang, Wentao Dong, Chen Zhu, Lin Xiao (2018) Electromechanical Design of Self-Similar Inspired Surface Electrodes for Human-Machine Interaction. *Complexity.* 1–14. DOI: 10.1155/2018/3016343.
11. Kim D. H., Lu N., Ma R., Kim Y. S., Kim R. H., Wang S., Wu J., Won S. M., Tao H., Islam A., Yu K. J., Kim T. I., Chowdhury R., Ying M., Xu L., Li M., Chung H. J., Keum H., McCormick M., Liu P., Zhang Y. W., Omenetto F. G., Huang Y., Coleman T., Rogers J. A. (2011) Epidermal Electronics. *Science.* 333 (6044), 838–843. DOI: 10.1126/science.1206157.
12. Liu Y., Norton J. J., Qazi R., Zou Z., Ammann K. R., Liu H., Yan L., Tran P. L., Jang K. I., Lee J. W., Zhang D., Kilian K. A., Jung S. H., Bretl T., Xiao J., Slepian M. J., Huang Y., Jeong J. W., Rogers J. A. (2016) Epidermal Mechano-acoustic Sensing Electronics for Cardiovascular Diagnostics and Human-machine Interfaces. *Science Advances.* 2 (11). DOI: 10.1126/sciadv.1601185.

Вклад авторов

Лемешко Е. В. подготовил рукопись статьи.

Васюкевич С. Н. проанализировал научную литературу.

Губкин С. В. осуществил постановку задачи для проведения исследования.

Authors' contribution

Lemeshko Y. V. prepared the manuscript of the article.

Vasukevich S. N. analyzed the scientific literature.

Goubkin S. V. carried out the statement of the problem for the research.

Сведения об авторах

Лемешко Е. В., к. м. н., заведующий многопрофильной диагностической лабораторией Института физиологии Национальной академии наук Беларуси

Васюкевич С. Н., научный сотрудник многопрофильной диагностической лаборатории Института физиологии Национальной академии наук Беларуси

Губкин С. В., чл.-кор. НАН Беларуси, д. м. н., профессор, директор Института физиологии Национальной академии наук Беларуси

Адрес для корреспонденции

220072, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. Академическая, 28
Институт физиологии
Национальной академии наук Беларуси
Тел.: +375 29 621-12-71
E-mail: iflemeshko@gmail.com
Лемешко Егор Владимирович

Information about the authors

Lemeshko Y. V., Cand. of Sci., Head of the Multidisciplinary Diagnostic Laboratory of the Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus

Vasukevich S. N., Researcher at the Multidisciplinary Diagnostic Laboratory of the Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus

Goubkin S. V., Corr. Member of the National Academy of Sciences of Belarus, Dr. of Sci. (Med.), Professor, Director of the Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus

Address for correspondence

220072, Republic of Belarus,
Minsk, Academicheskaya St., 28
Institute of Physiology of National Academy
of Sciences of Belarus
Tel.: +375 29 621-12-71
E-mail: iflemeshko@gmail.com
Lemeshko Yegor Vladimirovich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-51-57>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 615.47-027.31

ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ЭЛЕКТРОННЫХ УСТРОЙСТВ

В. Ф. АЛЕКСЕЕВ, Г. А. ПИСКУН

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

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Рассмотрены особенности проектирования медицинских электронных устройств. Показано, что разработка современной медицинской электроники является комплексной задачей, включающей необходимость учета и строгого соблюдения специфических требований в области электромагнитной совместимости. Они гораздо жестче, чем при проектировании бытовой техники, поскольку сбои в работе медицинских приборов могут привести к трагическим последствиям, вплоть до гибели пациента. Обозначен ряд трудностей, возникающих при проектировании медицинского оборудования, представленных в виде иерархии принятия решений. Приведены основные стандарты проектирования медицинских электронных устройств, среди которых особое внимание следует обратить на IEC-60601-1-1 и IEC-60601-1-2, поскольку соблюдение требований данных нормативных документов имеет решающее значение для сертификации и выпуска на рынок произведенного оборудования. Даны рекомендации по применению матрицы управления рисками, используемой для предоставления количественных показателей для каждого возможного риска, связанного с медицинским устройством, в любом режиме работы и при любой возможной неисправности.

Ключевые слова: медицинские электронные устройства, проектирование, стандарты медицинской электроники, электромагнитная совместимость, матрица управления рисками.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Алексеев, В. Ф. Особенности проектирования медицинских электронных устройств / В. Ф. Алексеев, Г. А. Пискун // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 51–57. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-51-57>.

FEATURES OF DESIGN OF MEDICAL ELECTRONIC DEVICES

VICTOR F. ALEXEEV, GENNADY A. PISKUN

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. The design features of medical electronic devices are considered. It is shown that the development of medical electronics is not an easy task and the designer must be prepared to face problems and regulations that are more strict than for household appliances, due to the fact that the failure of these devices to work properly can lead to tragic consequences, up to death. A number of difficulties that arise in the process of designing medical equipment is shown, which is presented in the form of a hierarchy of decisions. The main standards for designing devices of such type are given, among which there are IEC-60601-1-1 and IEC-60601-1-2 that deserve special attention, since compliance with their requirements is crucial for certification and release to the market of manufactured equipment. The use of a risk management matrix is proposed, which is used to provide quantitative indicators for each possible risk associated with a medical device in any mode of operation and possible malfunction.

Keywords: medical electronic devices, design, medical electronics standards, electromagnetic compatibility, risk management matrix.

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

For citation. Alexeev V. F., Piskun G. A. (2023) Features of Design of Medical Electronic Devices. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 51–57. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-51-57> (in Russian).

Введение

Благодаря экспоненциальному прогрессу в области электроники в последнее время заметное развитие получила индустрия медицинских электронных устройств (МЭУ). Вместе с тем проектирование медицинской электроники – непростая задача. Поэтому проектировщик должен учитывать специфические требования, предъявляемые к разработке медицинского оборудования, которые гораздо жестче, чем при проектировании бытовой техники.

Одна из наиболее распространенных ошибок – игнорирование соответствующих правил на ранних стадиях проектирования, что приводит к дорогостоящим модификациям или даже к полной переделке устройства. Поэтому важно знать особенности проектирования медицинских электронных устройств, прежде чем начинать новый проект. В статье рассмотрены наиболее важные правила и стандарты для медицинского оборудования, которые разработчикам необходимо учитывать.

Трудности процесса формализации проектных решений

Современные медицинские приборы, системы и комплексы являются сложными электронными устройствами, которые производятся по инновационным технологиям на новейшей элементной базе. Существует ряд трудностей, возникающих при осуществлении и описании процесса проектирования медицинских электронных устройств. Сам процесс проектирования можно представить в виде иерархии принятия решений (рис. 1).

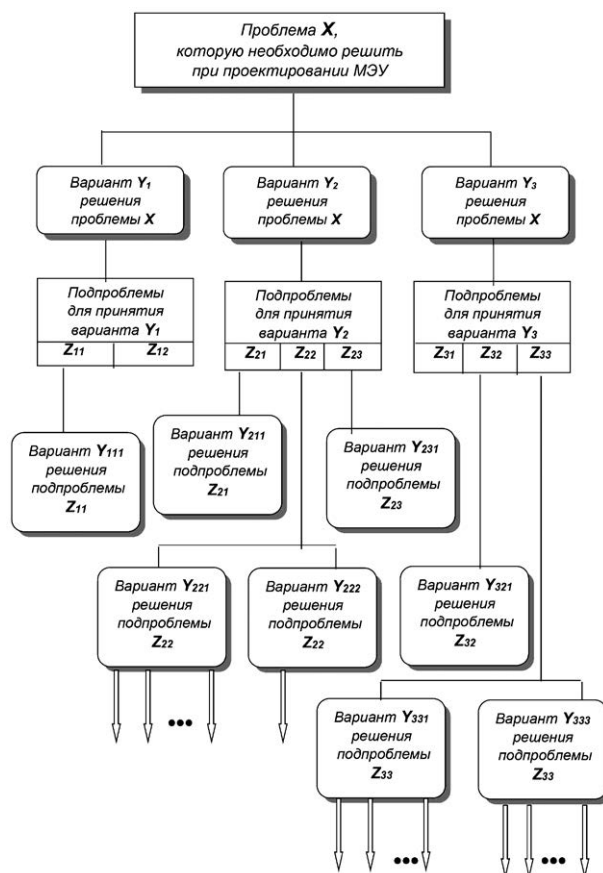


Рис. 1. Процесс проектирования как иерархия принятия решений
Fig. 1. The design process as a decision hierarchy

Например, при проектировании необходимо решить проблему X . Для этого возможны варианты Y_1, Y_2, Y_3 (для упрощения рассмотрим только три варианта вместо n вариантов). Каждому из указанных вариантов соответствует несколько подпроблем: $Z_{11}, Z_{12}, Z_{21}, Z_{22}, Z_{23}, Z_{31}, Z_{32}, Z_{33}$ и т. д. Принятие варианта Y_1 требует решения подпроблем Z_{11}, Z_{12} , варианта Y_2 – подпроблем Z_{21}, Z_{22}, Z_{23} и т. д.

Иногда есть возможность получить приемлемые решения для всех подпроблем. В этом случае разработчик должен выбрать вариант, наилучшим образом удовлетворяющий целям проектирования. На основании имеющихся данных и актуальных требований разработчик (проектировщик) должен уметь прогнозировать будущее состояние МЭУ в процессе эксплуатации. Предположения о конечном результате проектирования приходится делать еще до того, как исследованы средства для его достижения. Проектировщик вынужден проследить события в обратном порядке, например, от следствий к причинам. Иногда в ходе прослеживания на одной из промежуточных ступеней либо обнаруживаются непредвиденные трудности, либо открываются новые, более благоприятные возможности. При этом характер исходной проблемы может коренным образом измениться, и разработчик будет отброшен на начальный этап проектирования.

Разработчик должен добиться того, чтобы каждый из многочисленных показателей, интересующих заказчика, обладал двумя свойствами:

- не выходил за пределы возможностей поставщиков, производителей, системы сбыта и т. д. ни на одном из этапов существования изделия;
- был увязан с тем, что ему предшествует, и с тем, что за ним следует.

Тесные связи между далеко отстоящими друг от друга этапами существования МЭУ заставляют разработчика проследить зависимость между следствиями и их отдаленными причинами. Такая зависимость целей проектирования от конкретных частных решений затрудняет процесс проектирования чисто логическими способами. Изложенное показывает, что процесс проектирования медицинских электронных устройств – трудно формализуемая задача.

Стандарты проектирования медицинских электронных устройств

Медицинские устройства и оборудование подлежат более жесткому регулированию, чем большинство других электронных продуктов. Это оправдано тем, что неспособность медицинских электронных устройств работать должным образом может привести к трагическим последствиям, вплоть до гибели людей. Поэтому каждый этап разработки медицинского устройства находится под регулирующим надзором для оптимизации производительности. Разработка медицинского оборудования осуществляется в соответствии с системой управления качеством, в которой потенциальные риски тщательно отслеживаются и анализируются.

Разработка и управление производством медицинских электронных устройств зависят от страны происхождения. Так, коллегия Евразийской экономической комиссии в соответствии со ст. 31 Договора о Евразийском экономическом союзе от 29 мая 2014 г. и ст. 4 Соглашения о единых принципах и правилах обращения медицинских изделий (изделий медицинского назначения и медицинской техники) в рамках Евразийского экономического союза от 23 декабря 2014 г. в целях установления единообразных подходов при проведении экспертизы безопасности, качества и эффективности медицинских изделий в рамках ЕЭС разработала Методические рекомендации по проведению экспертизы безопасности, качества и эффективности медицинских изделий в целях их регистрации в рамках Евразийского экономического союза. В Республике Беларусь также действуют ГОСТ 12.2.025–76 ССБТ «Изделия медицинской техники. Электробезопасность. Общие технические требования и методы испытаний», ГОСТ 19126–79 «Инструменты медицинские металлические. Общие технические условия», ГОСТ 20790–93 «Приборы, аппараты и оборудование медицинские. Общие технические условия», ГОСТ 22261–94 «Средства измерений электрических и магнитных величин. Общие технические условия», ГОСТ 30324.0–95 «Изделия медицинские электрические. Часть 1. Общие требования безопасности», СТБ 1019–2000 «Разработка и постановка медицинских изделий на производство», СанПиН № 11-12–94 «Санитарные нормы инфразвука на рабочих местах», СанПиН № 11-16–94 «Санитарно-гигиенические нормы допустимой напряженности электростатического поля на рабочих местах», СанПиН № 11-17–94 «Санитарные нормы и правила при работе с источниками электромагнитных полей радиочастотного излучения» и другие нормативные документы.

Рекомендации по проектированию медицинского оборудования обычно основаны на стандартах Международной электротехнической комиссии, в частности, IEC 60601-1-1 «Изделия медицинские электрические. Часть 1-1. Общие требования к безопасности. Требования безопасности к медицинским электрическим системам» [1] и IEC 60601-1-2 «Медицинское электрическое оборудование. Часть 1-2. Общие требования к базовой безопасности и основным характеристикам. Дополнительный стандарт. Электромагнитные помехи. Требования и испытания» [2]. При соблюдении требований этих документов продукт становится «совместимым с 601», что имеет решающее значение для его сертификации и выпуска на рынок.

Стандарт IEC 60601-1-1 определяет медицинское электрическое оборудование, как любое «электрическое оборудование, имеющее контактную часть или передающее энергию к пациенту или от пациента, или обнаруживающее такую энергию к пациенту или от пациента». Другими словами, – это устройство, которое проводит некоторое время в контакте с пользователем и/или обменивается энергией с телом. Некоторыми примерами медицинских устройств являются датчики ЭКГ, ЭЭГ и ЭМГ, ультразвуковые изображения, мониторы сердечного ритма, глюкометры, цифровые термометры и кардиостимуляторы. Эти устройства должны пройти несколько испытаний на электромагнитные помехи/электромагнитную совместимость, электростатический разряд и устойчивость к источнику питания для сертификации, сохраняя как безопасность, так и основные характеристики во время и после испытаний.

Испытания медицинских устройств на электромагнитные излучения, электромагнитные помехи. Эти тесты гарантируют, что медицинское устройство совместимо с электромагнитной средой, не является генератором шума и может без проблем выдерживать фоновые электромагнитные помехи. В отношении излучения устройство должно соответствовать требованиям Международного специального комитета по радиопомехам (CISPR), в частности стандарту CISPR 11 [3].

Существует два типа электромагнитных помех: кондуктивные и излучаемые. Кондуктивные электромагнитные помехи относятся к энергии помех, передаваемых по кабелям, тогда как излучаемые соответствуют беспроводным помехам. Согласно CISPR 11, диапазон частот для испытаний должен охватывать 150 кГц–30 МГц (проводимые помехи) и 150 кГц–18 ГГц (излучаемые помехи) с максимальными амплитудами в зависимости от класса устройства. Кроме того, проводимые гармоники сети питания должны быть отфильтрованы в соответствии с IEC 61000-3-2, особенно если в устройстве используются импульсные источники питания. Кондуктивный шум можно отфильтровать с помощью ферритовых бусинок, сетевых фильтров и дросселей.

Для медицинских устройств устойчивость к изменению радиочастот важна, поскольку они должны продолжать работать даже в условиях электромагнитных помех. Испытания, согласно IEC 60601-1-2, для устойчивости к излучению проводили в диапазоне частот 80–2700 МГц, для устойчивости к проводимости – в диапазоне 0,15–80 МГц. Максимальные амплитуды варьировались в зависимости от вида медицинского оборудования, которое могло быть как используемым в домашних условиях, так и профессиональным.

В процессе испытаний устройство подвергалось воздействию радиочастотных помех нескольких уровней в безэховой камере, а сбои в работе во время и после теста анализировались. Оборудование также должно быть устойчивым к низкочастотным магнитным помехам (50/60 Гц), наводимым линиями электропередачи (IEC 61000-4-8 «Электромагнитная совместимость. Часть 4-8. Методы испытаний и измерений. Испытание на устойчивость к магнитному полю промышленной частоты»).

При выполнении тестов на электромагнитную совместимость особое внимание следует обратить на схемную реализацию и печатную плату, чтобы не допустить наличия узлов с высоким импедансом, петель и других паразитных антенн. Надлежащее применение фильтров, компенсаторов синфазных помех, экранов и надежных методов передачи сигналов (таких как дифференциальные линии и коаксиальные кабели) может значительно улучшить устойчивость оборудования к электромагнитным помехам.

Испытания на помехоустойчивость источника питания. Медицинские электронные устройства, подключенные к системе распределения электроэнергии, не должны быть слишком чувствительны к нестабильности электропитания, так как это подвергает пациента значительному риску. Поэтому IEC 60601-1-2 устанавливает несколько тестов на помехоустойчивость, охватывающих быстрые переходные выбросы, мерцание и нестабильность питания. Стандарт IEC 61000-3-3 «Электромагнитная совместимость (ЭМС). Часть 3-3. Нормы. Ограничение изменений напряжения,

колебаний напряжения и фликера в общественных низковольтных системах электроснабжения для оборудования с номинальным током не более 16 А (в одной фазе), подключаемого к сети электропитания без особых условий» описывает испытания на колебания мощности и фликер с указанием значений максимальных амплитуд и периодов колебаний напряжения, которые устройство должно выдерживать во время проверки. Для проверки провалов напряжения используется ИЕС 61000-4-11 «Электромагнитная совместимость (ЭМС). Часть 4-11. Методы испытаний и измерений. Испытания на устойчивость к провалам напряжения, кратковременным прерываниям и колебаниям напряжения для оборудования с входным током до 16 А на фазу».

Медицинские устройства должны правильно работать во время и после падения напряжения на 95 % продолжительностью до 5 с, чего можно добиться с помощью батарей или конденсаторных батарей. Восприимчивость устройства к всплескам и перенапряжениям различной длины и амплитуды (до ± 2 кВ) можно оценивать по ИЕС 61000-4-4 «Электромагнитная совместимость (ЭМС). Часть 4-4. Методы испытаний и измерений. Испытание на устойчивость к электрическим быстрым переходным процессам (пачкам)» и ИЕС 61000-4-5 «Электромагнитная совместимость (ЭМС). Часть 4-5. Методы испытаний и измерений. Испытание на устойчивость к выбросу напряжения».

Испытания оборудования на электростатический разряд. Приборам медицинской электроники необходима надежная защита от электростатического разряда, особенно тем, которые непосредственно контактируют с пользователем [4–6]. Тестирование защиты оборудования от электростатического разряда можно проводить по ИЕС 1000-4-2. В процессе испытаний устройство подвергается воздействию ± 8 кВ при контактных и ± 15 кВ при воздушных разрядах. Во время тестирования оборудование должно показывать устойчивость к электростатическому разряду, которая является фундаментальной для любой конструкции, но особенно важна при использовании высокого напряжения, например, в дефибрилляторах.

Матрица управления рисками

При проектировании медицинских систем используется матрица управления рисками, представляющая количественные показатели для каждого возможного риска, связанного с медицинским устройством, в любом режиме работы и при любой возможной неисправности. Рекомендации по матрицам изложены в ISO 14971:2019 «Управление рисками медицинских устройств». Матрица управления рисками может быть разработана путем распределения вероятности отказа (редкий, маловероятный, вероятный, ожидаемый и определенный) по одной оси и последствий отказа (незначительный, умеренный, серьезный, значительный и катастрофический) по другой (табл. 1).

Таблица 1. Пример матрицы управления рисками
Table 1. Example risk management matrix

| Вероятность отказа | Последствие отказа | | | | |
|--------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| | Незначительное | Умеренное | Серьезное | Значительное | Катастрофическое |
| Определенная | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации |
| Ожидаемая | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации |
| Вероятная | Приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации |
| Маловероятная | Приемлемый риск эксплуатации | Приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Неприемлемый риск эксплуатации |
| Редкая | Приемлемый риск эксплуатации | Приемлемый риск эксплуатации | Приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации | Условно приемлемый риск эксплуатации |

В матрице примера, показанного в табл. 1, есть три зоны: приемлемая, условно приемлемая и неприемлемая. Каждой соответствуют комбинации между вероятностью отказа и его последствиями. Последствия отказа связаны с конкретными реальными исходами в зависимости от устройства и приложения, включая потерю системы и ее серьезное повреждение, легкую и серьезную травму пациента, или даже его смерть. Риски, попадающие в область приемлемости, требуют незначительных модификаций или вообще их не требуют, в то время как рискам в условно приемлемой зоне необходимы определения механизмов смягчения, чтобы стать приемлемыми. Неприемлемые риски должны быть устранены.

Заключение

1. При проектировании медицинских электронных устройств разработчику (проектировщику) на основании имеющихся данных необходимо прогнозировать возможное состояние оборудования в процессе его эксплуатации.

2. Для обеспечения безопасной работы медицинского оборудования следует учитывать требования стандартов проектирования медицинских электронных устройств, таких как IEC 61000, в которых изложены нормы, требования безопасности, методы испытаний и другие условия, соблюдение которых необходимо при разработке и использовании современных медицинских приборов, систем и комплексов.

3. Одним из инструментов проектирования медицинских систем является матрица управления рисками, которая может применяться для предоставления количественных показателей для каждого возможного риска, связанного с медицинским устройством, в любом режиме работы и при любой возможной неисправности.

Список литературы

1. Medical Electrical Equipment. Part 1-1: General Requirements for Safety. Safety Requirements for Medical Electrical Systems – Collateral Standard: Electromagnetic Disturbances – Requirements and Tests: IEC 60601-1-1. 91 p.
2. Medical Electrical Equipment – Part 1-2: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance – Collateral Standard: Electromagnetic Disturbances – Requirements and Tests: IEC 60601-1-2. 91 p.
3. Industrial, Scientific and Medical Equipment – Radio-Frequency Disturbance Characteristics – Norms and Methods of Measurement. IDT: CISPR 11:2015. Mode of access: https://webstore.iec.ch/p-preview/info_cispr11%7Bed4.0%7Den_d.pdf.
4. The Impact of ESD on Microcontrollers / G. A. Piskun [et al.]. Minsk: Kolorgrad, 2018. 184 p.
5. Пискун, Г. А. Способы защиты радиоэлектронных устройств от воздействия электростатических разрядов: обзор современного состояния и перспективы развития в приборостроении / Г. А. Пискун, В. Ф. Алексеев, А. Л. Житников // Стандартизация. 2017. № 5. С. 54–59.
6. Совершенствование алгоритма испытаний микропроцессорной техники на устойчивость к воздействию разрядов статического электричества / Г. А. Пискун [и др.] // Стандартизация. 2016. № 2. С. 52–58.

References

1. IEC 60601-1-1. *Medical Electrical Equipment. Part 1-1: General Requirements for Safety. Safety Requirements for Medical Electrical Systems – Collateral Standard: Electromagnetic Disturbances – Requirements and Tests*. 91.
2. IEC 60601-1-2. *Medical Electrical Equipment – Part 1-2: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance – Collateral Standard: Electromagnetic Disturbances – Requirements and Tests*. 91.
3. CISPR 11:2015. *Industrial, Scientific and Medical Equipment – Radio-Frequency Disturbance Characteristics – Norms and Methods of Measurement*. IDT. Available: https://webstore.iec.ch/p-preview/info_cispr11%7Bed4.0%7Den_d.pdf.
4. Piskun G. A., Alexeev V. F., Avakov S. M., Matyushkov V. E., Titko D. S. (2018) *The Impact of ESD on Microcontrollers*. Minsk, Kolorgrad. 184.
5. Piskun G. A., Alexeev V. F., Zhitnikov A. L. (2017) Methods of Protection of Radioelectronic Devices from the Effects of Electrostatic Discharges: a Review of the Current State and Development Prospects in Instrumentation. *Standardization*. (5), 54–59.
6. Piskun G. A., Alekseev V. F., Pikulik A. N., Vrabii E. M. (2016) Improving the Algorithm for Testing Microprocessor Technology for Resistance to Static Electricity Discharges. *Standardization*. (2), 52–58.

Вклад авторов / Authors' contribution

Все авторы внесли равный вклад в написание статьи / All authors contributed equally to the writing of the article.

Сведения об авторах

Алексеев В. Ф., к. т. н., доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Пискун Г. А., к. т. н., доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-22-07
E-mail: alexvikt.minsk@gmail.com
Алексеев Виктор Федорович

Information about the authors

Alexeev V. F., Cand. of Sci., Associate Professor of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Piskun G. A., Cand. of Sci., Associate Professor of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-22-07
E-mail: alexvikt.minsk@gmail.com
Alexeev Viktor Fyodorovich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-58-65>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 615.478.1

СПОСОБ ПОДВЕДЕНИЯ ДОЗЫ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ БРАХИТЕРАПИИ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ

Д. И. КОЗЛОВСКИЙ^{1,2}, Е. А. СУСЛОВА², И. Ю. ДУБИК³, Ю. И. КОЗЛОВСКАЯ²,
В. А. СУСЛОВА², Н. А. АРТЕМОВА², И. Г. ТАРУТИН²

¹Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова
Белорусского государственного университета (г. Минск, Республика Беларусь)

²Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии
имени Н. Н. Александрова (г. Минск, Республика Беларусь)

³Брестский областной онкологический диспансер (г. Брест, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Предложен способ подведения поглощенной дозы на мишень при проведении брахитерапии рака шейки матки путем использования нового аппликатора, который состоит из кольцевой части и двух маточных каналов. Конструкция аппликатора позволяет осуществлять его внедрение на требуемую глубину с учетом анатомических особенностей, широко охватывать 100 % изодозой облучения шейку и тело матки, что дает возможность подвести запланированную дозу. Пациентке, поступившей в отделение брахитерапии, подвели первую фракцию лечения при помощи аппликатора Interstitial Ring, вторую и последующие фракции выполняли с использованием предложенного аппликатора (всего шесть фракций). В сравнении со стандартным аппликатором Interstitial Ring, применение предложенного аппликатора позволило повысить охват мишени предписанной дозой с 69,2 до 95,5 %. Это привело к увеличению поглощенной дозы на мишень за курс лучевой терапии с планируемых 70,4 до 85,4 Гр. Проанализированы 12 планов облучения для трех пациенток с использованием различных схем фракционирования дозы. Во всех трех случаях удалось повысить охват мишени предписанной дозой, что привело к увеличению суммарной поглощенной дозы на мишень, которая составила более 85 Гр. Предложенный способ успешно применяется в РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова при проведении брахитерапии рака шейки и тела матки.

Ключевые слова: брахитерапия, рак шейки матки, аппликатор.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Способ подведения дозы при проведении брахитерапии рака шейки матки / Д. И. Козловский [и др.] // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 58–65. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-58-65>.

METHOD OF DOSE DELIVERY IN BRACHYTHERAPY FOR CERVICAL CANCER

DZIANIS I. KAZLOUSKI^{1,2}, ALENA A. SUSLAVA², IVAN Y. DUBIK³,
YULIYA I. KAZLOUSKAYA², VALIANTSINA A. SUSLAVA²,
NATALIA A. ARTEMOVA², IGOR H. TARUTIN²

¹International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University (Minsk, Republic of Belarus)

²N. N. Alexandrov National Cancer Centre (Minsk, Republic of Belarus)

³Brest Regional Oncological Dispensary of Belarus (Brest, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. A method is proposed for delivering an absorbed dose to a target during brachytherapy for cervical cancer by using a new applicator, which consists of an annular part and two uterine canals. The design of the

applicator makes it possible to implement it to the required depth, taking into account the anatomical features, to widely cover the cervix and corporis of a womb with a 100 % isodose of irradiation, which makes it possible to deliver the planned dose. The patient admitted to the brachytherapy department received the first treatment fraction using the Interstitial Ring applicator, the second and subsequent fractions were performed using the proposed applicator (6 fractions in total). In comparison with the standard applicator Interstitial Ring, the use of the proposed applicator made it possible to increase the coverage of the target with the prescribed dose from 69.2 to 95.5 %. This led to an increase in the absorbed dose per target for a course of radiation therapy from the planned 70.4 to 85.4 Gy. Twelve treatment plans for 3 patients were analyzed using different dose fractionation schemes. In all three cases, it was possible to increase the coverage of the target with the prescribed dose, which led to an increase in the total absorbed dose per target, which was more than 85 Gy. The proposed method has been successfully applied in the N. N. Alexandrov National Cancer Centre during brachytherapy for cancer of the cervix and corporis of a womb.

Keywords: brachytherapy, cervical cancer, applicator.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

For citation. Kazlouski D. I., Suslava A. A., Dubik I. Y., Kazlouskaya Y. I., Suslava V. A., Artemova N. A., Tarutin I. H. (2023) Method of Dose Delivery in Brachytherapy for Cervical Cancer. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 58–65. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-58-65> (in Russian).

Введение

Рак шейки матки занимает четвертое место по распространенности среди женского населения трудоспособного возраста Республики Беларусь [1], в связи с чем обеспечение качественного лечения является важной и актуальной задачей. Лучевая терапия – один из наиболее распространенных вариантов лечения рака шейки матки. Проведенные исследования доказывают, что применение брахитерапии в комбинации с дистанционной лучевой терапией (ДЛТ) имеет лучшие показатели выживаемости пациенток, чем при ДЛТ с одномоментным дополнительным локальным облучением (бустом) [2, 3]. Для проведения лечения методом брахитерапии используют два типа аппликатора: на основе тандема и кольца и тандема и овоидов. Тандем устанавливается в цервикальный канал матки, а овоиды или кольцо окружают своды [4]. Для клинического объема мишени среднего и малого размеров нет единого мнения относительно того, какой тип аппликатора следует использовать [5]. Тип аппликатора обычно выбирают в соответствии с размером опухоли и анатомией пациентки. Кольцо имеет жесткую конструкцию и предпочтительнее для сохранения условий использования. Применение овоидов позволяет лучше адаптировать излучающую систему к индивидуальной анатомии пациентки. Отмечено, что использование овоидов может приводить к более высокой дозе на окружающие здоровые ткани, а кольца – к недостаточной дозе на мишень [6]. Другое исследование показывает, что применение овоидов приводило к увеличению объема облучения за пределами мишени при отсутствии значимой разницы в величине предписанной дозы D90 по сравнению с применением аппликатора на основе кольца [7].

Проведение МРТ-исследований при планировании лечения методом брахитерапии является золотым стандартом и позволяет точно определить клинический объем мишени, для которого следует подвести канцерцидную дозу [8, 9]. Однако при наличии опухолевого процесса за пределами шейки матки после курса ДЛТ применение аппликаторов на основе овоидов или кольца не всегда позволяет достичь приемлемого охвата мишени. Использование внутритканевой брахитерапии при распространении опухоли на тело матки может быть малоэффективным по причине возможного отклонения игл от начальной траектории введения при глубине внедрения более 5 см.

Исследования, проведенные J. C. Dimopoulos с соавторами [10], показывают, что подведение дозы более 87 Гр на клинический объем мишени обеспечивает положительный локальный контроль в течение трех лет [11]. В то же время в исследовании K. Tanderup и его соавторов [12] отмечается, что существует зависимость между величиной поглощенной дозы на мишень и результатами лечения в первичном опухолевом очаге. Подведение дозы на мишень более 85 Гр обеспечивает трехлетний локальный контроль 94 % для небольших объемов мишени (<20 см³) и 86 % для больших (>70 см³).

Предложен способ подведения дозы к объему мишени для гинекологических новообразований. Представлено и описано устройство (аппликатор), позволяющее достичь оптимального дозового распределения для шейки и тела матки без необходимости использования внутритка-

невой брахитерапии в случаях распространения опухоли на тело матки на момент проведения брахитерапии.

Материалы и методы исследований

Аппликаторы, применяемые для лечения рака шейки матки, имеют ограниченные возможности для оптимизации дозового распределения выше уровня опорной точки *A* в краниальном направлении в связи с использованием одиночного тандема. Это может приводить к меньшему охвату мишени при распространении заболевания на тело матки на момент проведения брахитерапии.

Для увеличения охвата мишени в области тела матки предложена новая конструкция аппликатора, которая включает в себя два внутриматочных канала для движения источника излучения и кольцо (рис. 1). Два внутриматочных канала вводятся в полость матки. Наличие изгиба на конце каждого канала позволяет проводить оптимизацию дозового распределения на шейку и тело матки, а наличие кольца в области шейки матки повышает возможности охвата основного очага заболевания предписанной дозой. Металлические фиксаторы используются для поддержания конструкции аппликатора неизменной во время проведения предлучевой подготовки пациентки.



Рис. 1. Общий вид предлагаемого аппликатора
Fig. 1. General view of the proposed applicator

Установку аппликатора проводят следующим образом. Два внутриматочных канала одновременно вводят через цервикальный канал в полость матки. Глубина установки аппликатора определяется требуемой областью воздействия (клинический объем мишени высокого риска – CTV HR). Затем устанавливают вагинальную часть аппликатора – кольцо. Внутриматочные каналы поворачивают на 90° в противоположные стороны, а затем фиксируют все части аппликатора между собой при помощи зажима. В исследовании использовались два типа аппликатора: аппликатор Interstitial Ring и предложенный аппликатор для сравнения дозовых характеристик.

Предлучевую подготовку и проведение терапии с использованием аппликатора Interstitial Ring выполняли следующим образом. Перед аппликацией проводили наполнение мочевого пузыря пациентки и затем ультразвуковое исследование (УЗИ) – для определения положения матки и требуемых размеров аппликатора. Под контролем УЗИ аппликатор Interstitial Ring устанавливали таким образом, чтобы вагинальная часть аппликатора полностью прилегала к шейке матки. Для улучшения визуализации аппликатора на МРТ-изображениях в каналы аппликатора помещали маркеры на водной основе, а на поверхность аппликатора наносили гель. Получение магнитно-резонансных изображений выполнялось на аппарате GE Optima MR450w, 1,5 Т. Расположение плоскости полученных МРТ-изображений выбирали параллельно тандему и кольцу аппликатора с целью повышения качества обнаружения CTV HR [13]. МРТ-изображения передавались на систему дозиметрического планирования лечения Oncentra Brachy TPS v4.5.2 (Elekta, Швеция). Определение основных структур (CTV HR, Rectum, Bladder, Sigmoid) выполняли согласно рекомендациям международного комитета по радиационным единицам и измерениям (ICRU 89) [14]. Дозиметрический план лечения составлялся с использованием библиотечной модели аппликатора. Активные позиции остановки источника излучения располагались симметрично ближе к левому и правому параметрию с шагом 5 мм в кольце и равномерно вдоль тандема до уровня кольца – по 8 позиций в каждом канале аппликатора. Предписание дозы осуществлялось на точку *A*. Полученный дозиметрический план лечения являлся отправной точкой для оптимизации дозового распределения с учетом расположения анатомических структур у пациентки. Использовался графический тип оптимизации. Процесс оптимизации продолжался до достижения максимального охвата мишени при соблюдении дозовых ограничений

на критические органы (D_{2cc} bladder ≤ 90 Гр, D_{2cc} rectum, sigmoid ≤ 75 Гр). Доставка дозы осуществлялась на брахитерапевтическом аппарате microSelectron HDR V3.

Для предложенного аппликатора предлучевая подготовка выполнялась следующим образом. Перед началом процедуры для повышения качества УЗ-изображений в мочевой пузырь пациентки через катетер Фолея вводили 100 мл водного раствора NaCl. В полость матки под контролем трансабдоминального УЗИ одновременно вводили два внутриматочных канала. Глубина установки аппликатора выбиралась согласно определенной на МРТ-изображениях требуемой области воздействия. Затем устанавливали вагинальную часть аппликатора – кольцо. Внутриматочные каналы поворачивали на 90° в противоположные стороны, а затем фиксировали все части аппликатора между собой при помощи зажима. В мочевой пузырь вводили рентгеноконтрастное вещество с физиологическим раствором в соотношении 1:10 с целью повышения качества визуализации границы матки и мочевого пузыря для более точного определения взаимного расположения анатомических структур. КТ-изображения получали на компьютерном томографе GE Light Speed с шагом 3,75 мм с отступом в краниальном и каудальном направлениях не менее 3 см от границы матки. На системе дозиметрического планирования проводили совмещение полученных КТ- и МРТ-изображений, выполненных для первой фракции лечения, с целью определения мишени. Критические структуры (rectum, bladder, sigmoid) оконтуривали заново. Дозиметрический план лечения создавали на основе смешанного типа реконструкции. Определение кольца выполняли при помощи совмещения элемента библиотечной модели с изображением кольца, а реконструкцию внутриматочных каналов – методом определения траектории движения источника, начиная с кончика канала с отступом 6 мм. Первая точка реконструкции выбиралась на границе канала аппликатора со стороны наиболее удаленной позиции остановки источника при понижении яркости изображения до уровня, при котором ширина аппликатора составляла 4 мм. Предписание дозы проводилось на точку А. Оптимизацию дозового распределения выполняли графическим методом.

Результаты исследований и их обсуждение

Пациентка К. после проведения ДЛТ поступила в отделение брахитерапии для внутриматочного лечения рака шейки матки. Первая фракция лечения была выполнена с использованием аппликатора Interstitial Ring на основе МРТ-изображений. Дозиметрический план лечения пациентки показан на рис. 2.

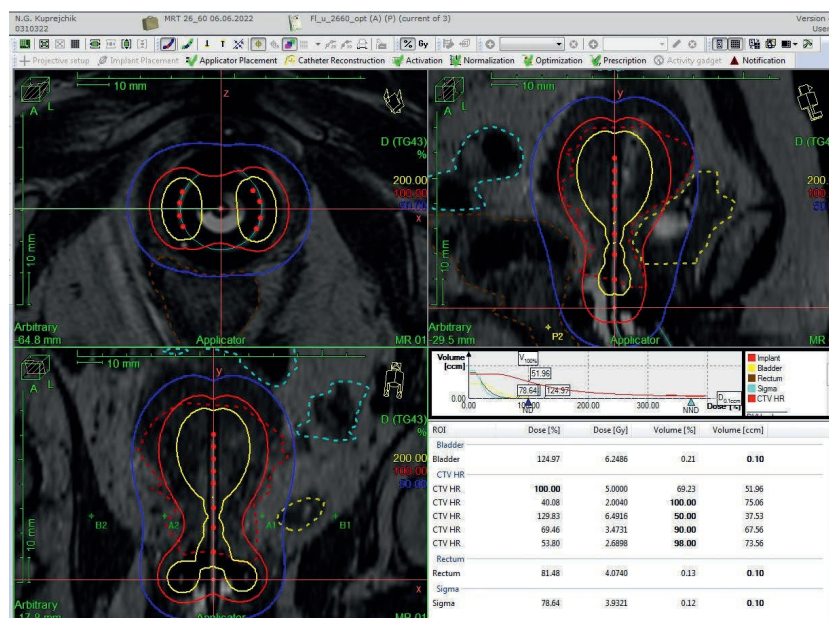


Рис. 2. Оптимизированный дозиметрический план для аппликатора Interstitial Ring
Fig. 2. Optimized dosimetry plan for the Interstitial Ring applicator

Объем покрытия мишени предписанной дозой (V_{100}) составил 69,2 %, а планируемая доза на CTV HR – 70 Гр. Предписанная доза – 5 Гр, шесть фракций, два раза в неделю, суммарная очаговая доза (СОД) – 30 Гр (эквивалентная доза LQD₂ – 37,5 Гр). Для повышения качества охвата мишени и планируемой поглощенной дозы на CTV HR было принято решение следующую фракцию лечения выполнить при помощи предложенного аппликатора. Вторая и последующие фракции выполнялись на основе КТ-изображений. Результаты дозиметрического планирования показаны на рис. 3.

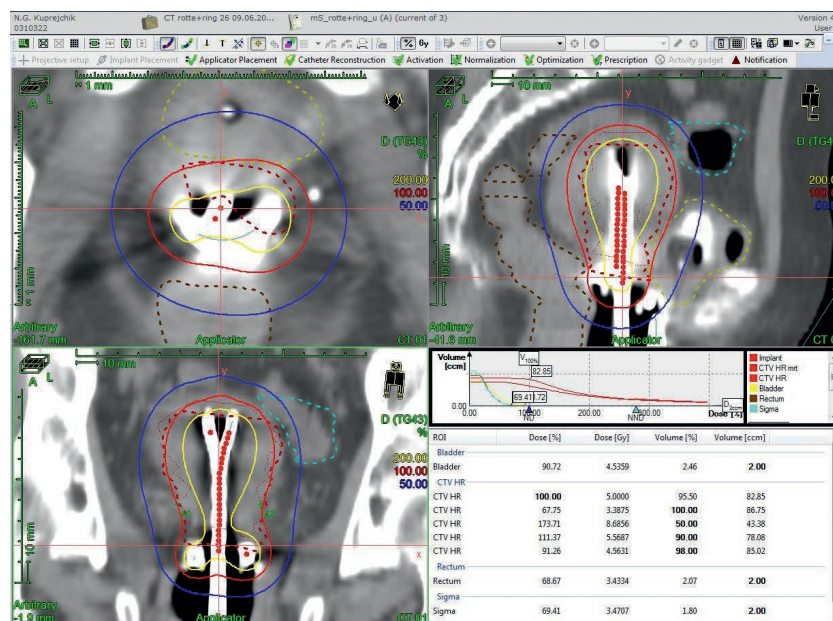


Рис. 3. Оптимизированный дозиметрический план для предложенного аппликатора
Fig. 3. Optimized dosimetry plan for the proposed applicator

Проведение оптимизации дозового распределения позволило достичь приемлемого охвата мишени ($V_{100} = 95,5 \%$). Суммарная подведенная доза на мишень составила 84,4 Гр.

В период июнь – октябрь 2022 года создано 12 дозиметрических планов облучения для трех пациенток с использованием предложенного аппликатора. Проведен сбор данных, рассчитаны значения параметров гистограммы «доза – объем» для дозиметрических планов облучения с применением предложенного аппликатора и Interstitial Ring. При проведении ДЛТ на первом этапе сочетанного лучевого лечения подведение дозы осуществлялось по следующей схеме: 2 Гр/фр, СОД 44 Гр + 6 Гр с центральным защитным блоком. Для сравнения дозиметрических планов общая доза, полученная мишенью облучения и критическими органами при использовании Interstitial Ring, рассчитывалась с учетом одинаковых значений параметров в каждой фракции. Для доставки дозы использовались различные схемы фракционирования дозы при проведении брахитерапии:

- 1 схема: 5 Гр x 6 фракций (два раза в неделю);
- 2 схема: 7 Гр x 4 фракции (два раза в неделю);
- 3 схема: 7 Гр x 3 фракции + 6 Гр x 1 фракция (два раза в неделю).

Полученные значения дозиметрических параметров планов облучения приведены в табл. 1.

Таблица 1. Сравнение значений параметров гистограммы «доза – объем» при дозиметрическом планировании с использованием различных аппликаторов

Table 1. Comparison of “dose – volume” histogram parameters in dosimetric planning using different applicators

| Тип аппликатора/ Applicator type | V_{100} , % | D_{90} , Гр | Rectum D_{2cc} , Гр | Bladder D_{2cc} , Гр | Sigmoid D_{2cc} , Гр |
|-------------------------------------|---------------|---------------|-----------------------|------------------------|------------------------|
| Случай № 1 (схема 1) | | | | | |
| Interstitial Ring | 69,21 | 70,1 | 70,3 | 89,5 | 63,9 |
| Предложенный аппликатор | 92,82 | 85,4 | 78,0 | 86,0 | 74,6 |

Окончание табл. 1
Ending of Table 1

| Тип аппликатора/ Applicator type | V_{100} , % | D_{90} , Гр | Rectum D_{2cc} , Гр | Bladder D_{2cc} , Гр | Sigmoid D_{2cc} , Гр |
|-------------------------------------|---------------|---------------|-----------------------|------------------------|------------------------|
| Случай № 2 (схема 2) | | | | | |
| Interstitial Ring | 84,58 | 78,3 | 66,2 | 75,5 | 74,1 |
| Предложенный аппликатор | 97,89 | 95,0 | 66,8 | 78,8 | 71,2 |
| Случай № 3 (схема 3) | | | | | |
| Interstitial Ring | 88,19 | 80,2 | 62,2 | 85,9 | 74,1 |
| Предложенный аппликатор | 98,28 | 96,5 | 57,5 | 87,0 | 72,8 |

Заключение

1. Применение предложенного аппликатора позволило увеличить охват мишени предписанной дозой на 15,7 %, поглощенная доза на CTV HR увеличилась на 16,1 Гр. При этом дозы на критические органы менялись незначительно – превышение толерантных доз не зафиксировано. Применение предложенного аппликатора для следующих фракций лечения привело к перераспределению горячих и холодных зон и, как следствие, к более равномерному дозовому распределению внутри CTV HR.

2. Разработанная конструкция аппликатора позволяет подводить требуемую дозу на мишень в шейке и теле матки без использования внутритканевой брахитерапии. Проведение оптимизации дозового распределения в области тела матки и получение возможности более полного охвата мишени, которое влияет на увеличение клинической эффективности лечения рака шейки матки, стало результатом использования двух внутриматочных каналов, введенных на достаточную глубину. Конструкция аппликатора позволяет адаптировать глубину внедрения внутриматочных каналов в соответствии с анатомией пациентки, а также исключает необходимость проведения дополнительной внутритканевой брахитерапии тела матки, тем самым снижая риск интра- и постоперационных осложнений.

3. Предложенный способ подведения доз может быть использован в отделениях брахитерапии при проведении лучевого лечения рака шейки матки в случаях распространения опухолевого процесса на тело матки. Данный метод позволяет применять различные варианты фракционирования доз без необходимости проведения внутритканевой терапии.

Список литературы

1. Рак в Беларуси: цифры и факты. Анализ данных Белорусского канцер-регистра за 2010–2019 гг. / А. Е. Океанов [и др.]; под ред. С. Л. Полякова. Минск: РНПЦ ОМР имени Н. Н. Александрова, 2020. 298 с.
2. Effect of Radiotherapy on the Survival of Cervical Cancer Patients: an Analysis Based on SEER Database / J. Yang [et al.] // *Medicine (Baltimore)*. 2019. Vol. 98, No 30. doi: 10.1097/MD.00000000000016421.
3. Differences in Outcome for Cervical Cancer Patients Treated with or Without Brachytherapy / J. Karlsson [et al.] // *Brachytherapy*. 2017. Vol. 16, No 1. P. 133–140. doi: 10.1016/j.brachy.2016.09.011.
4. Mayer, C. Brachytherapy / C. Mayer, D. P. Gasalberti, A. Kumar // *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; November 21, 2022.
5. A Comparison of Tandem Ring and Tandem Ovoid Treatment as a Curative Brachytherapy Component for Cervical Cancer / S. B. Gursel [et al.] // *Journal Contemp Brachytherapy*. 2020. Vol. 12, No 2. P. 111–117. doi: 10.5114/jcb.2020.94308.
6. Dosimetric Comparison of Tandem and Ovoids vs. Tandem and Ring for Intracavitary Gynecologic Applications / D. Levin [et al.] // *Med Dosim*. 2008. Vol. 33, No 4. P. 315–320. doi: 10.1016/j.meddos.2008.06.003.
7. Short-term Clinical Outcome and Dosimetric Comparison of Tandem and Ring Versus Tandem and Ovoids Intracavitary Applicators / J. K. Ma [et al.] // *Journal Contemp Brachytherapy*. 2015. Vol. 7, No 3. P. 218–223. doi: 10.5114/jcb.2015.51853.
8. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (II): Concepts and Terms in 3D Image-based Treatment Planning in Cervix Cancer Brachytherapy-3D Dose Volume Parameters and Aspects of 3D Image-Based Anatomy, Radiation Physics, Radiobiology / R. Pötter [et al.] // *Radiother Oncol*. 2006. Vol. 78, No 1. P. 67–77. doi: 10.1016/j.radonc.2005.11.014.
9. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): Concepts and Terms in 3D Image Based 3D Treatment Planning in Cervix Cancer Brachytherapy with Emphasis on MRI Assessment of GTV and CTV / C. Haie-Meder [et al.] // *Radiother Oncol*. 2005. Vol. 74, No 3. P. 235–245. doi: 10.1016/j.radonc.2004.12.015.

10. Dose-effect Relationship for Local Control of Cervical Cancer by Magnetic Resonance Image-guided Brachytherapy / J. C. Dimopoulos [et al.] // *Radiother Oncol.* 2009. Vol. 93, No 2. P. 311–315. doi: 10.1016/j.radonc.2009.07.001.
11. Image-guided Radiotherapy and Brachytherapy for Cervical Cancer / S. Dutta [et al.] // *Front Oncol.* 2015. No 5. 64 p. doi: 10.3389/fonc.2015.00064.
12. Effect of Tumor Dose, Volume and Overall Treatment Time on Local Control after Radiochemotherapy Including MRI Guided Brachytherapy of Locally Advanced Cervical Cancer / K. Tanderup [et al.] // *Radiother Oncol.* 2017. Vol. 123, No 1. 169 p.
13. Magnetic Resonance Image Guided Brachytherapy / K. Tanderup [et al.] // *Seminars in Radiation Oncology.* 2014. Vol. 24, No 3. P. 181–191. doi: 10.1016/j.semradonc.2014.02.007.
14. Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix: ICRU Report 89 // *J. ICRU.* 2013. Vol. 13, No 1-2. doi: 10.1093/jicru/ndw042.

References

1. Okeanov A. E., Moiseev P. I., Levin L. F., Evmenenko A. A., Hypatius T. V., Polyakov S. L. (ed.) (2020) *Cancer in Belarus: Facts and Figures. Analysis of Data from the Belarusian Cancer Registry for 2010–2019.* Minsk, N. N. Alexandrov National Cancer Center of Belarus. 298 (in Russian).
2. Yang J., Cai H., Xiao Z. X., Wang H., Yang P. (2019) Effect of Radiotherapy on the Survival of Cervical Cancer Patients: an Analysis Based on SEER Database. *Medicine (Baltimore).* 98 (30). doi: 10.1097/MD.00000000000016421.
3. Karlsson J., Dreifaldt A. C., Mordhorst L. B., Sorbe B. (2017) Differences in Outcome for Cervical Cancer Patients Treated with or Without Brachytherapy. *Brachytherapy.* 16 (1), 133–140. doi: 10.1016/j.brachy.2016.09.011.
4. Mayer C., Gasalberti D. P., Kumar A. (2022) Brachytherapy. *StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing.* November 21.
5. Gursel S. B., Serarslan A., Meydan A. D., Okumus N., Yasayacak T. (2020) A Comparison of Tandem Ring and Tandem Ovoid Treatment as a Curative Brachytherapy Component for Cervical Cancer. *Journal Contemp Brachytherapy.* 12 (2), 111–117. doi: 10.5114/jcb.2020.94308.
6. Levin D., Menhel J., Rabin T., Pfeffer M. R., Symon Z. (2008) Dosimetric Comparison of Tandem and Ovoids vs. Tandem and Ring for Intracavitary Gynecologic Applications. *Med Dosim.* 33 (4), 315–320. doi: 10.1016/j.meddos.2008.06.003.
7. Ma J. K., Mourad W. F., Allbright R. et al. (2015) Short-term Clinical Outcome and Dosimetric Comparison of Tandem and Ring Versus Tandem and Ovoids Intracavitary Applicators. *Journal Contemp Brachytherapy.* 7 (3), 218–223. doi: 10.5114/jcb.2015.51853.
8. Pötter R., Haie-Meder C., Van Limbergen E. et al. (2006) Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC ESTRO Working Group (II): Concepts and Terms in 3D Image-based Treatment Planning in Cervix Cancer Brachytherapy-3D Dose Volume Parameters and Aspects of 3D Image-Based Anatomy, Radiation Physics, Radiobiology. *Radiother Oncol.* 78 (1), 67–77. doi: 10.1016/j.radonc.2005.11.014.
9. Haie-Meder C., Pötter R., Van Limbergen E. et al. (2005) Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): Concepts and Terms in 3D Image Based 3D Treatment Planning in Cervix Cancer Brachytherapy with Emphasis on MRI Assessment of GTV and CTV. *Radiother Oncol.* 74 (3), 235–245. doi: 10.1016/j.radonc.2004.12.015.
10. Dimopoulos J. C., Pötter R., Lang S. et al. (2009) Dose-effect Relationship for Local Control of Cervical Cancer by Magnetic Resonance Image-guided Brachytherapy. *Radiother Oncol.* 93 (2), 311–315. doi: 10.1016/j.radonc.2009.07.001.
11. Dutta S., Nguyen N. P., Vock J. et al. (2015) Image-guided Radiotherapy and Brachytherapy for Cervical Cancer. *Front Oncol.* (5), 64. doi: 10.3389/fonc.2015.00064.
12. Tanderup K., Fokdal L. U., Sturdza A. et al. (2017) Effect of Tumor Dose, Volume and Overall Treatment Time on Local Control after Radiochemotherapy Including MRI Guided Brachytherapy of Locally Advanced Cervical Cancer. *Radiother Oncol.* 123 (1), 169.
13. Tanderup K., Viswanathan A. N., Kirisits C., Frank S. J. (2014) Magnetic Resonance Image Guided Brachytherapy. *Seminars in Radiation Oncology.* 24 (3), 181–191. doi: 10.1016/j.semradonc.2014.02.007.
14. Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix. *ICRU Report 89, J. ICRU,* 2013. 13 (1-2). doi: 10.1093/jicru/ndw042.

Вклад авторов

Козловский Д. И. внес существенный вклад в замысел и дизайн исследований, провел анализ и интерпретацию данных, подготовил содержание статьи.

Суслова Е. А. осуществляла подготовку и выполнение исследований.

Дубик И. Ю. внес существенный вклад в разработку устройства, применяемого для получения данных исследований.

Козловская Ю. И. провела сбор и интерпретацию данных исследования, внесла вклад в замысел и направление исследований.

Суслова В. А. провела обзор литературных данных по теме исследования, принимала участие в разработке методик проведения исследований.

Артемова Н. А. провела обзор литературных данных по теме исследования, провела окончательное одобрение варианта статьи для опубликования.

Тарутин И. Г. осуществил критический пересмотр статьи в части значимого интеллектуального содержания.

Authors' contribution

Kazlouski D. I. made a significant contribution to the concept and design of the study, analyzed and interpreted the data, prepared the content of the article.

Suslava A. A. prepared and carried out the research.

Dubik I. Y. made a significant contribution to the development of the device used to obtain the research data.

Kazlouskaya Y. I. collected and interpreted the research data, contributed to the design and direction of the research.

Suslava V. A. conducted a review of literature data on the research topic, took part in the development of the research methods.

Artemova N. A. conducted a review of the literature data on the research topic, carried out the final approval of the version of the article for publication.

Tarutin I. H. carried out a critical revision of the article in terms of significant intellectual content.

Сведения об авторах

Козловский Д. И., аспирант Международного государственного экологического института имени А. Д. Сахарова Белорусского государственного университета, ведущий медицинский физик РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова

Суслова Е. А., врач-радиационный онколог РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова

Дубик И. Ю., инженер-физик Брестского областного онкологического диспансера

Козловская Ю. И., медицинский физик РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова

Суслова В. А., к. м. н., врач-радиационный онколог РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова

Артемова Н. А., д. м. н., профессор, ученый секретарь, главный научный сотрудник лаборатории лучевой терапии РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова

Тарутин И. Г., д. т. н., профессор, медицинский физик РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова

Адрес для корреспонденции

220070, Республика Беларусь,
Минск, ул. Долгобродская, 23/1
Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова Белорусского государственного университета
Тел.: +375 29 101-89-34
E-mail: dnskzlvsk@gmail.com
Козловский Денис Иванович

Information about the authors

Kazlouski D. I., Postgraduate of International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, Leading Medical Physicist at N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus

Suslava A. A., Radiation Oncologist of N. N. Alexandrov National Cancer Centre at Belarus

Dubik I. Y., Engineering Physicist at Brest Regional Oncological Dispensary

Kazlouskaya Y. I., Medical Physicist at N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus

Suslava V. A., Cand. of Sci., Radiation Oncologist at N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus

Artemova N. A., Dr. of Sci. (Med.), Professor, Scientific Secretary, Chief Scientific Officer at the Radiotherapy Laboratory of N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus

Tarutin I. H., Dr. of Sci. (Eng.), Professor, Medical Physicist at N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus

Address for correspondence

220070, Republic of Belarus,
Minsk, Dolgobrodskaya St., 23/1
International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University
Tel.: +375 29 101-89-34
E-mail: dnskzlvsk@gmail.com
Kazlouski Dzianis Ivanavich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-66-73>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.048'11

АЛГОРИТМ ПОДГОТОВКИ НАБОРА ДАННЫХ ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ НА ПРИМЕРЕ ЗАДАЧИ АНАЛИЗА РАДИОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЛЁГКИХ

А. А. КОСАРЕВА

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

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Рассмотрена методика подготовки данных для обучения нейронных сетей на примере решения задач определения модальностей радиологических изображений: трёхмерных изображений компьютерной томографии и двумерных рентгенографических изображений. Предложен алгоритм подготовки данных для обучения свёрточных нейронных сетей. Дана оценка влияния этапов (разметки изображений, нормализации данных, определения динамического диапазона изображения, состава обучающей выборки) алгоритма на результат обучения. Наибольшее влияние при решении задачи проверки модальности оказывает выбор оптимальных значений динамического диапазона. Изменение состава обучающей выборки позволяет повысить точность классификации на 0,0073. При решении задачи проверки модальности изображений компьютерной томографии наибольшее влияние на результат обучения нейронной сети оказывает наличие этапа нормализации данных. Выдвигается предположение о наличии особых признаков изображений этой модальности.

Ключевые слова: свёрточные нейронные сети, подготовка обучающей выборки, нормализация данных, модальность радиологических изображений.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (проект № T22MB-026). Автор выражает благодарность и глубокую признательность к. т. н. Эдуарду Витальевичу Снежко; к. т. н., доценту Василию Алексеевичу Ковалёву и к. т. н., доценту Павлу Викторовичу Камлачу за ценные рекомендации и замечания при работе над статьей.

Для цитирования. Косарева, А. А. Алгоритм подготовки набора данных для обучения нейронных сетей на примере задачи анализа радиологических изображений лёгких / А. А. Косарева // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 66–73. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-66-73>.

THE ALGORITHM FOR PREPARING A SET OF DATA FOR TEACHING NEURAL NETWORKS ON THE EXAMPLE OF THE TASK TO ANALYZE THE RADIOLOGICAL IMAGES OF LUNGS

ALEKSANDRA A. KOSAREVA

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. The methodology for preparing data for teaching neural networks is considered in solving two problems: checking the modality of computed tomography and checking the modality of radiographic images. The algorithm for preparing data for neural networks training is proposed. The influence of the stages (marking of images, normalization of data, determining the dynamic image range, the composition of the training sample) of the algorithm for the

learning result is evaluated. The greatest influence in solving the task of modality verification of modality was the choice of optimal values of the dynamic range. The change in the composition of the training sample made it possible to increase the accuracy of the classification by 0.0073. When solving the task of checking the modality of images of computed tomography, the most impact on the result of the training of the neural network had the stage of data normalization. The assumption is put forward that there are special signs of images of this modality.

Keywords: convolutional neural network, training data preparation, normalization of data, modality of radiological images.

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

Gratitudes. This work was supported by the Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research (project No T22MV-026). The author expresses his gratitude and deep gratitude to Cand. of Sci. Eduard Vitalievich Snezhko; Cand. of Sci., Associate Professor Vassili Alekseevich Kovalev and Cand. of Sci., Associate Professor Pavel Viktorovich Kamlach for valuable advice and comments when working on article.

For citation. Kosareva A. A. (2023) The Algorithm for Preparing a Set of Data for Teaching Neural Networks on the Example of the Task to Analyze the Radiological Images of Lungs. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 66–73. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-66-73> (in Russian).

Введение

Предварительная подготовка набора данных представляет собой процесс их очистки и обработки для решения ряда задач с использованием как традиционных методов, так и методов машинного обучения. Тщательная подготовка данных является ключевым компонентом дальнейшего их успешного анализа и имеет важное значение для извлечения точных и значимых признаков. Достоверность и успешность обучения нейронных сетей зависят от качества подготовки данных на ранних стадиях. При несбалансированности обучающей выборки результаты предсказания обученной нейросетевой модели могут некорректно относить входное изображение к одному из классов. Кроме того, наличие изображений-артефактов в наборе данных сильно влияет на весовые коэффициенты при обучении модели и вносит погрешность при предсказании класса входного изображения.

Этапы подготовки данных зависят от условия поставленной задачи. При подготовке обучающей выборки велика вероятность допущения ошибки, влияющей на временные показатели и качество выполняемого исследования.

Исследование проводилось при подготовке данных для решения задач определения модальностей радиологических изображений: трёхмерных изображений компьютерной томографии (КТ) и двумерных рентгенографических изображений. Это обуславливалось сложностью в подготовке обучающей выборки, которая содержала изображения разных типов, отличающиеся по способу получения и содержанию. Под модальностью подразумевается разделение медицинских изображений по методу их получения.

Методика проведения эксперимента

Для решения задачи определения модальности изображений компьютерной томографии был подготовлен набор данных, включавший в себя 226 трёхмерных изображений (113 изображений компьютерной томографии и 113 изображений других модальностей: магнитно-резонансную томографию (МРТ), бинарные маски, позитронно-эмиссионную томографию (ПЭТ), трёхмерные ультразвуковые и рентгенографические). Решение задачи определения модальностей рентгенографических изображений выполняли при наборе данных, включавшем 2036 двумерных изображений (1018 рентгенографических и 1018 изображений других модальностей: МРТ, бинарные маски, ПЭТ, трёхмерные ультразвуковые, SCOUT-изображения, КТ) [1].

При решении обеих задач процесс подготовки исходных данных для обучения классификационных моделей включал следующие этапы:

- разметку изображений по заранее определенным признакам;
- определение уникальных числовых параметров изображения, значимых при решении поставленной задачи;
- преобразование изображений набора данных в соответствии с определенными числовыми параметрами;
- нормализацию изображений;

– расширение обучающей выборки (аугментацию) изображений для достижения инвариантности обучаемой модели к преобразованию поворота входного изображения [2].

Разметка изображений. При разметке данных могут использоваться текстовые аннотации, структурированные метки, сегментированные участки изображений и электронные фенотипы [3]. В рассматриваемом случае разметка основывалась на интерпретации экспертов и аннотированном отнесении изображений к определенному классу. Важно понимать, что при экспертной разметке в области анализа медицинских изображений невозможно достичь стопроцентной точности. К примеру, при разметке новообразования в лёгком тремя независимыми медицинскими экспертами итоговая выделенная область отличалась [4]. Стоит отметить, что эти различия были невелики и не имели клинического значения. Вероятность «пропуска» искомого признака при экспертной разметке сохраняется, поэтому на этапе разметки медицинских данных важно получить обобщенное экспертное мнение нескольких специалистов.

Определение уникальных числовых параметров изображения

Уникальные числовые параметры КТ-изображений

После этапа разметки данных каждое изображение компьютерной томографии было представлено как трёхмерный числовой массив. При работе с данным числовым массивом важно помнить, что каждый его элемент связан с физической величиной радиоденсивности ткани, представленной в значениях по шкале Хаунсфилда. Уровень окна WL являлся средней точкой диапазона отображаемых чисел на КТ-изображении. При уменьшении уровня яркости КТ-изображения визуализировались разные группы тканей [5] (табл. 1). Зная ширину окна WW и WL определенных типов тканей, можно вычислить верхний и нижний пределы по шкале уровней серого в изображении. При этом для верхнего x и нижнего y пределов значение уровня серого рассчитывалось по следующим формулам:

$$y = WL + \frac{WW}{2}; \quad (1)$$

$$y = WL - \frac{WW}{2}. \quad (2)$$

Таблица 1. Значения радиоденсивности для выбора окна значений КТ-изображения
Table 1. Values of radiodense for selecting a window of values for a CT image

| Часть тела / Part of the body | Окно радиоденсивности, HU / Radiodensity window, HU | |
|-------------------------------|---|------|
| | WW | WL |
| Мозг | 80 | 40 |
| Мягкие ткани | 400 | 50 |
| Лёгкие | 1500 | -600 |
| Кости | 1800 | 400 |
| Печень | 150 | 30 |

Зону интереса представляли изображения, значения которых располагались в диапазонах:
(-1350 HU, +150 HU) – для лёгких;
(-150 HU, +250 HU) – для мягких тканей;
(-50 HU, +850 HU) – для костных структур.

В данном исследовании решалась задача классификации модальностей изображений компьютерной томографии. Значения каждого трёхмерного изображения находились в диапазоне (-4000 HU, 4000 HU). При этом значения изображений других модальностей были разрознены и непредсказуемы. Было решено использовать квантилизацию массива элементов трёхмерного изображения. В случае КТ-изображений при таком преобразовании сохранилась информация о структурах лёгких, мягких и костных тканей. При квантилизации значений изображений других модальностей отсеивались нежелательные выбросы значений яркости.

Уникальные числовые параметры рентгенографических изображений

При работе с двумерными рентгенографическими изображениями не было определенного диапазона значений, связанного с физическим параметром процесса получения рентгенографи-

ческого изображения. Это обусловлено различием в изображениях, полученных аппаратами разных производителей. Также при подготовке наборов данных попадались позитивные и негативные рентгенографические изображения, что существенно усложняло процесс анализа. В большинстве своем (87 % обучающей выборки) рентгенографические изображения имели значения яркости пикселей в пределах от 0 до 255, так как это соответствовало сохранению изображения в 8-битном формате. При квантилизации терялось бы много важной информации. Поэтому произвели отсечение одного процента значений по каждому краю гистограммы яркости при условии, если разброс между минимальными и максимальными значениями был больше 256.

Нормализация изображений. Нормализация необходима для дальнейшей подачи на вход сети однородных значений. Изображения были нормализованы в диапазонах $[-1, 1]$, $[0, 1]$.

Расширение обучающей выборки (аугментация) изображений. Использовался алгоритм аугментации, включающий в себя вращение изображения, его отражения вдоль осей, а также инвертирование значений (применялось только для двумерных рентгенографических изображений).

Выбор архитектуры свёрточной нейронной сети для обучения. Для решения задачи определения модальности КТ-изображения использовалась простая свёрточная нейронная сеть. Ее архитектура включала последовательность таких слоев, как Conv3D, MaxPool3D, Dropout, GlobalAveragePooling3D. Входной вектор нейронной сети имел размерность $64 \times 64 \times 64$ значения. При решении задачи проверки модальности рентгенографических изображений использовалась модель EfficientNetB0 [6, 7].

Результаты исследований и их обсуждение

Нормализация изображений. Для выбора диапазона нормализации провели предварительное исследование. Из подготовленного набора данных случайным образом выделяли 600 изображений (по 300 для каждого класса). Обучение проводилось на 60 эпохах три раза, набор данных на этапе обучения и валидации каждый раз менялся. В табл. 2 представлен усредненный результат доли правильных ответов алгоритма (Accuracy) и значений функции потерь (Loss) при трёхкратном обучении моделей решения задачи проверки модальности радиологических изображений для разных диапазонов нормализации. Усреднение значений по итогам обучения моделей позволило избежать влияния состава набора данных на результаты исследования.

Таблица 2. Усредненный результат доли правильных ответов алгоритма (Accuracy) и значений функции потерь (Loss) для разных диапазонов нормализации
Table 2. The average result of the share of correct answers of the algorithm (Accuracy) and the values of the loss function (Loss) for different normalization ranges

| Тип/Type | Этап/Stage | Диапазон $[0, 1]$ / Range $[0, 1]$ | | Диапазон $[-1, 1]$ / Range $[-1, 1]$ | | Без нормализации/ Without normalization | |
|----------|------------|---------------------------------------|---------|---|---------|--|----------|
| | | Accuracy | Loss | Accuracy | Loss | Accuracy | Loss |
| КТ | Обучение | 1,0000 | 0,00031 | 1,0000 | 0,00020 | 0,5008 | ∞ |
| | Валидация | 1,0000 | 0,00034 | 1,0000 | 0,00022 | 0,4884 | ∞ |
| Рентген | Обучение | 0,9894 | 0,02860 | 0,9879 | 0,03320 | 0,9126 | 0,22770 |
| | Валидация | 0,9711 | 0,09240 | 0,9796 | 0,07200 | 0,8580 | 0,26323 |

В результате оказалось, что при работе с трёхмерными изображениями компьютерной томографии оптимально использовать приведение значений к диапазону от $[-1, 1]$, а при работе с рентгенографическими – к диапазону от $[0, 1]$. При этом обучение на не нормализованном наборе данных показало наихудший результат. В случае КТ-изображений функция потерь достигла максимального машинного значения, а точность определения класса при бинарной классификации оказалась равной 0,5. Это означает, что нейронная сеть не смогла обучиться и в результате классифицировала входные данные случайным образом.

При решении данных задач влияние выбора диапазона нормализации оказалось несущественным. Однако в сложных и масштабных задачах такое влияние может усилиться, и это подтверждает необходимость выбора способа нормализации данных [8, 9].

Влияние выбора оптимальных значений. Для оценки важности выбора оптимальных значений изображений провели следующие эксперименты. Использовали два способа ограничения диапа-

зона входных значений: квантилизацию и перцентилизацию по одному проценту (при этом в ходе исследования сравнивалась перцентилизация по пяти, трём и одному проценту; перцентилизация по одному проценту показала наилучший результат при дальнейшем обучении нейронной сети). Исследование проводилось с применением оптимальных параметров нормализации (табл. 2). Результаты обучения моделей представлены в табл. 3 при разных способах ограничения диапазонов значений.

Таблица 3. Результаты обучения моделей при разных способах ограничения диапазонов значений
Table 3. The result training models of limiting the ranges of values

| Тип/Type | Этап/Stage | Ограничение диапазона значений по 1 и 4 квантилю / Limiting the range of values by 1 st and 4 th quartiles | | Ограничение диапазона значений по 1 и 100 проценту / Limiting the range of values to 1 and 100 percent | | Без ограничения / Without limiting | |
|----------|------------|--|---------|--|---------|------------------------------------|---------|
| | | Accuracy | Loss | Accuracy | Loss | Accuracy | Loss |
| КТ | Обучение | 1,0000 | 0,00020 | 1,0000 | 0,00016 | 1,0000 | 0,00017 |
| | Валидация | 1,0000 | 0,00022 | 1,0000 | 0,00020 | 1,0000 | 0,00018 |
| Рентген | Обучение | 0,5069 | ∞ | 0,9894 | 0,02860 | 0,5076 | ∞ |
| | Валидация | 0,5063 | ∞ | 0,9711 | 0,09240 | 0,5069 | ∞ |

При определении модальности КТ-изображений выбор границ диапазона не слишком влиял на результат обучения модели. Это можно объяснить тривиальностью задачи, поскольку изображение компьютерной томографии изначально имеет ряд физических маркеров, отличающих его от других типов изображений. Для рентгенографических изображений выбор оптимальных границ диапазонов значений оказал огромное влияние на результат обучения модели. Без ограничения диапазона значений, а также при существенном его ограничении (как было в случае квантилизации рентгенографических изображений) результаты обучения модели оказались неудовлетворительными. В рассматриваемом случае это объясняется тем, что на вход нейронной сети поступали изображения разных типов и различного содержания. Минимумы и максимумы таких изображений, диапазон и среднее значение сильно варьировались от изображения к изображению. При работе с более сложной задачей выбор оптимальных значений существенно повлияет на дальнейшее обучение модели.

Влияние равномерности данных на результаты обучения модели. При решении задачи проверки модальности КТ-изображений подготовленный набор данных содержал в себе всего 226 изображений, поскольку для такой задачи этого оказалось достаточно. В отличие от этого, задача проверки модальности рентгенографических изображений потребовала расширения обучающей выборки, а также пересмотра составляющих ее изображений. Содержание рентгенографического изображения сильно зависело от изображенной на нем части тела.

Провели несколько экспериментов, в которых параметры выбора граничных значений и диапазона нормализации соответствовали оптимальным (табл. 2, 3). Были сформированы два набора данных. Первый набор в равномерном соотношении включал изображения разных модальностей для класса «Не-рентген»: бинарные маски; аксиальные, сагиттальные, корональные слои КТ-изображений головы, всего тела, брюшной области, грудной клетки; МРТ-изображения мозга, простаты, молочной железы; ультразвуковые изображения простаты, фантомов детей, печени. Также в равном соотношении использовали рентгенографические изображения лёгких, конечностей, молочных желёз, зубов для класса «Рентген». Второй набор данных содержал неравномерность изображений разных модальностей и частей тела (табл. 4). В качестве теста использовался тестовый набор данных, включавший примеры изображений всех типов модальностей и частей тела (3000 изображений).

Как видно из табл. 4, изменение состава набора данных повлияло на вероятность правильного ответа при тестировании обученной модели. При этом одна модель имела лучшие показатели при предсказании рентгенографических изображений конечностей, но совершала ошибки при предсказании изображений молочных желёз (маммографий и МРТ), некоторых изображений лёгких. Вторая модель не допускала ошибок предсказания изображений молочных желёз и имела лучшие показатели предсказания рентгенографических изображений лёгких, но хуже относила изображения конечностей к верному классу.

Таблица 4. Описание состава набора данных и ошибок определения моделью класса модальности изображения
Table 4. Description of the composition of the data set and errors in determining the image modality class by the model

| Состав набора данных / Composition of the dataset | | Вероятность правильного ответа / Probability of corrent response | Ошибка определения класса модальности изображения / Image modality class definition errors |
|--|--|---|---|
| Класс «Рентген» / X-ray class | Класс «Не-рентген» / Non-X-ray class | | |
| 25 % рентгенографических изображений каждой части тела | ~11 % изображений каждого типа модальности | 0,9780 | 7 изображений маммографии, 3 рентгенографических изображений грудной клетки, 20 изображений конечностей, 30 изображений МРТ груди, 3 артефактных КТ-изображений |
| 20 % рентгенографических изображений конечностей 20 % рентгенографических изображений зубов 30 % рентгенографических изображений лёгких 30 % рентгенографических изображений молочных желёз | ~11 % изображений каждого типа модальности | 0,9853 | 1 рентгенографическое изображение грудной клетки, 40 изображений конечностей, 3 артефактных КТ-изображений |

Это обусловлено тем, что конечности заполняли изображения примерно на 50 %, остальная часть изображения была представлена в виде белой или черной рамки. Аналогичную рамку имели неверно определенные изображения лёгких.

Наличие рамки сильно влияло на правильное отнесение к классу. Для того чтобы доказать это, построили тепловую карту областей интереса нейронной сети (рис. 1) [10]. Красным цветом на рис. 1 выделены области, внесшие наибольший вклад при итоговом предсказании отнесения к одному из двух классов. Из построенной тепловой карты видно, что при правильном определении модальности рентгенографического изображения зона интереса концентрировалась в области лёгких, а при ошибочном определении – в области границ окружающей изображение рамки.

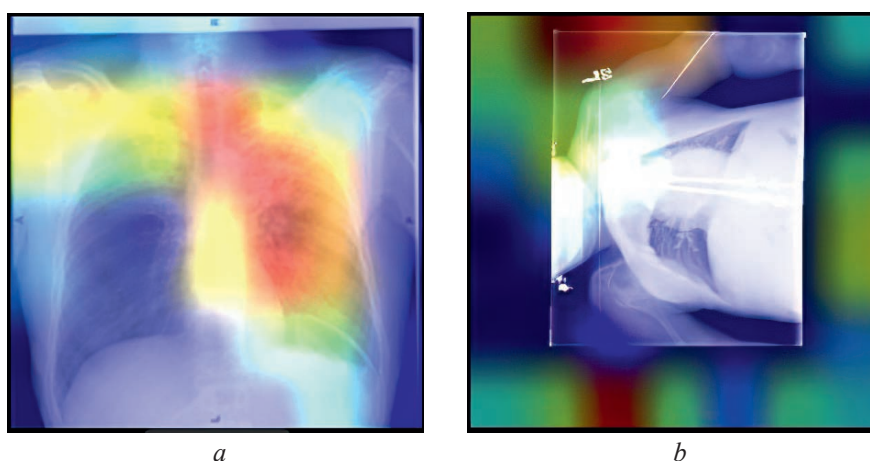


Рис. 1. Тепловая карта областей интереса нейронной сети при определении модальности рентгенографического изображения лёгких: *a* – правильном; *b* – неправильном
Fig. 1. Heat map of the areas of interest of the neural network in determining the modality of the radiographic image of the lung: *a* – correct; *b* – incorrect

Исходя из полученных результатов, можно сделать вывод, что равномерность выборки обучающего набора данных должна варьироваться в зависимости от целей использования модели в дальнейшем. Данную модель применяли для работы с изображениями грудной клетки с выбором второго варианта формирования обучающей выборки.

Обобщенный алгоритм подготовки данных для решения задачи классификации медицинских изображений представлен на рис. 2.

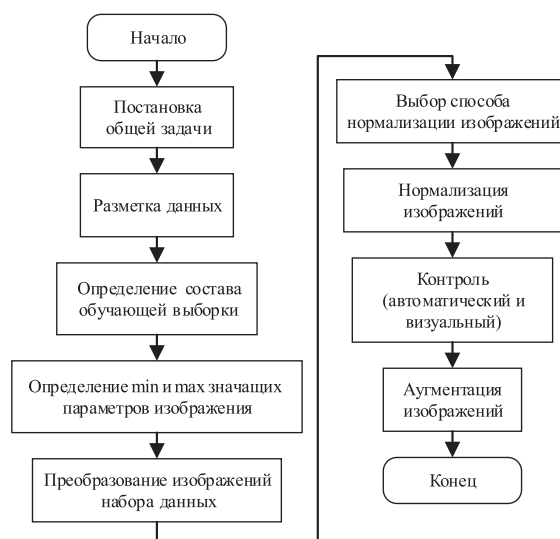


Рис. 2. Алгоритм подготовки данных для обучения нейронных сетей
Fig. 2. Algorithm for preparing data for training neural networks

Заключение

1. Процесс подготовки данных на каждом из своих этапов существенно влияет на результаты обучения нейронных сетей. Предложенный алгоритм поможет облегчить процесс подготовки, позволит избежать ошибок при формировании обучающей выборки. Этап визуального и автоматического контроля необходим для перепроверки исследователем данных перед их подачей на вход нейронной сети. При малом количестве данных это можно сделать визуально, при большом – полуавтоматически, на основе выборочной проверки или тривиальных подсчётов (например, по среднему, минимальному и максимальному значениям изображений).

2. При решении задачи определения модальности КТ-изображений на результат обучения модели сильно повлияло наличие нормализации данных. В отличие от выбора границ динамического диапазона и диапазона нормализации, что может указывать на наличие особых признаков изображений данной модальности.

3. В случае решения задачи определения модальности рентгенографических изображений наибольшее влияние на результат обучения нейронной сети оказал выбор оптимальных значений. При перцентилизации точность классификации на валидационном наборе данных составила 0,9711. Изменение состава обучающей выборки позволило повысить точность классификации тестового набора данных на 0,0073. При этом улучшилась точность определения класса модальности изображений лёгких, но ухудшилась точность определения класса изображений конечностей.

4. Исходя из проведенных исследований, можно сделать вывод, что небольшие отклонения на каждом из этапов алгоритма способны повлиять на суммарный вклад в точность обучения нейронных сетей. Поэтому вопросу подготовки данных должно уделяться особое внимание.

Список литературы

1. The Cancer Imaging Archive (TCIA): Maintaining and Operating a Public Information Repository / K. Clark [et al.] // Journal of Digital Imaging. 2013. Vol. 26, No 6. P. 1045–1057. <https://doi.org/10.1007/s10278-013-9622-7>.
2. Solem, J. E. Programming Computer Vision with Python / J. E. Solem. 2012. 300 p. <https://www.semanticscholar.org/paper/Programming-Computer-Vision-With-Python-Solem/838f0c5eb0958e88c91ced3e743b951b050a5c79>.
3. Validation of Electronic Medical Record-based Phenotyping Algorithms: Results and Lessons Learned from the eMERGE Network / K. M. Newton [et al.] // Journal Am Med Inform Assoc. 2013. No 20(e1). P. e147–e154.
4. Preparing Medical Imaging Data for Machine Learning / M. J. Willeminck [et al.] // Radiology. 2020. Vol. 295, No 1. P. 4–15. doi:10.1148/radiol.2020192224.
5. Murphy, A. Windowing (CT) [Electronic Resource] / A. Murphy, Y. Baba // Radiopaedia. Mode of access: <https://radiopaedia.org/articles/52108>. Date of access: 04.06.2022.

- Mingxing, Tan. EfficientNet: Rethinking Model Scaling for Convolutional Neural Networks / Mingxing Tan, Quoc V. Le // In Proceedings of International Conference on Machine Learning (ICML), 2019.
- Поиск схожих анатомических областей на КТ-изображениях лёгких с использованием свёрточных нейронных сетей / А. А. Косарева [и др.] // BIG DATA и анализ высокого уровня: сб. науч. ст. VIII Междунар. науч.-практ. конф., Минск, 11–12 мая 2022 г. / Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники; редкол.: В. А. Богуш [и др.]. Минск, 2022. С. 476–482.
- Bhanja, S. Impact of Data Normalization on Deep Neural Network for Time Series Forecasting [Electronic Resource] / S. Bhanja, A. Das. 2018. doi: 10.48550/ARXIV.1812.05519.
- Influence of Data Scaling and Normalization on Overall Neural Network Performances in Photoacoustics / Miroslava Ivko Jordovic Pavlovic [et al.] // PREPRINT (Version 1) Available at Research Square, 18 October 2021. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-942309/v1>.
- Grad-CAM: Visual Explanations from Deep Networks via Gradient-based Localization / R. Selvaraju Ramprasaath [et al.]. 2019. <https://arxiv.org/pdf/1610.02391.pdf>.

References

- Clark K., Vendt B., Smith K., Freymann J., Kirby J., Koppel P., Moore S., Phillips S., Maffitt D., Pringle M., Tarbox L., Prior F. (2013) The Cancer Imaging Archive (TCIA): Maintaining and Operating a Public Information Repository. *Journal of Digital Imaging*. 26 (6), 1045–1057. <https://doi.org/10.1007/s10278-013-9622-7>.
- Solem J. E. (2012) *Programming Computer Vision with Python*. 300. <https://www.semanticscholar.org/paper/Programming-Computer-Vision-With-Python-Solem/838f0c5eb0958e88c91ced3e743b951b050a5c79>.
- Newton K. M., Peissig P. L., Kho A. N. [et al.] (2013) Validation of Electronic Medical Record-based Phenotyping Algorithms: Results and Lessons Learned from the eMERGE Network. *Journal Am Med Inform Assoc*. 20 (e1), e147–e154.
- Willemink M. J., Koszek W. A., Hardell C. [et al.] (2020) Preparing Medical Imaging Data for Machine Learning. *Radiology*. 295 (1), 4–15. doi: 10.1148/radiol.2020192224.
- Murphy A., Baba Y. (2022) Windowing (CT). *Radiopaedia*. Available: <https://radiopaedia.org/articles/52108>. (Accessed 4 June 2022).
- Mingxing Tan, Quoc V. Le (2019) EfficientNet: Rethinking Model Scaling for Convolutional Neural Networks. *In Proceedings of International Conference on Machine Learning (ICML)*.
- Kosareva A. A., Kamlach P. V., Kovalev V. A., Snezhko E. V., Radzhabov A. G. (2022) Finding a Similar Anatomical Area on the Lung's CT-Image Using EfficientNet. *BIG DATA and Advanced Analysis: Collection of Scientific Articles of the VIII Inter. Scient. and Pract. Conf., Minsk, May 11–12, 2022*. 476–482 (in Russian).
- Bhanja S., Das A. (2018) *Impact of Data Normalization on Deep Neural Network for Time Series Forecasting*. doi: 10.48550/ARXIV.1812.05519.
- Miroslava Ivko Jordovic Pavlovic, Katarina Djordjevic, Zarko Cojbasic [et al.] (2021) Influence of Data Scaling and Normalization on Overall Neural Network Performances in Photoacoustics. *PREPRINT (Version 1) Available at Research Square, 18 Oct. 2021*. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-942309/v1>.
- Ramprasaath R. Selvaraju [et al.] (2019) *Grad-CAM: Visual Explanations from Deep Networks via Gradient-based Localization*. <https://arxiv.org/pdf/1610.02391.pdf>.

Вклад автора / Authors' contribution

Автор разработала методику сравнительного анализа, реализовала алгоритмы, провела эксперименты, интерпретировала результаты и подготовила рукопись статьи / The author developed a comparative analysis technique, implemented algorithms, conducted experiments, interpreted the results and prepared the manuscript of the article.

Сведения об авторе

Косарева А. А., ассистент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-88-60
E-mail: kosareva@bsuir.by
Косарева Александра Андреевна

Information about the author

Kosareva A. A., Assistant at the Electronic Engineering and Technology Department of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-88-60
E-mail: kosareva@bsuir.by
Kosareva Aleksandra Andreevna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-74-82>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.855:81`23

ПСИХОЛИНГВИСТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОБУЧЕНИЯ ИНОСТРАННОМУ ЯЗЫКУ В ЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЕ ФОРМИРОВАНИЯ РЕЧЕВЫХ НАВЫКОВ

А. К. ДАДЫКИН, А. К. АЛЬ-СУБАИ, М. А. АЛЬ-МАСОУДИ

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

Поступила в редакцию 17.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Овладение иностранными языками представляет собой глубокий процесс, охватывающий несколько областей жизнедеятельности человека, включая не только психолингвистику, но и когнитивную психологию, затрагивая при этом область взаимодействия сознания и бессознательного. В XXI веке появился новый технологический базис, сочетающий в себе информационно-коммуникационные технологии и искусственный интеллект. Системный подход служит механизмом, позволяющим объединить современные технологии с теми методиками обучения иностранным языкам, которые ранее были доступны лишь узкому кругу специалистов. Целью исследований является разработка обучающей системы, создаваемой на основе современных информационно-коммуникационных технологий, для обретения речевых навыков владения иностранным языком взрослыми в массовом масштабе. В статье дано краткое описание психолингвистических аспектов, позволяющих значительно сократить продолжительность обучения. Предлагаемая к внедрению система управления обучением должна работать в сочетании с методологически точно интегрированной лингвистической системой и обеспечивать формирование речевой зоны обретаемого языка в сознании взрослого ученика в процессе обучения. Основным результатом можно считать концептуальное решение задачи одновременного взаимодействия языковой системы и средств информационно-коммуникационных технологий, обеспечивающих устойчивое формирование иноязычного мышления взрослых в процессе развития профессиональных и языковых навыков, представленное на системном уровне. А введение психики обучаемого непосредственно в контур управления учебным процессом следует рассматривать как новое направление в развитии электронного обучения.

Ключевые слова: визуальная модель, информационные и коммуникационные технологии, психолингвистика, системный подход, структурно-визуальный метод, теория деятельности.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования: Дадыкин, А. К. Психолингвистические аспекты обучения иностранному языку в электронной системе формирования речевых навыков / А. К. Дадыкин, А. К. Аль-Субаи, М. А. Аль-Масоуди // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 74–82. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-74-82>.

PSYCHOLINGUISTIC ASPECTS OF TEACHING A FOREIGN LANGUAGE IN AN ELECTRONIC SYSTEM FOR THE FORMATION OF SPEECH SKILLS

ALEKSEI K. DADYKIN, AMJED K. AL-SUBAIH, MURTATHA A. AL-MASOODI

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 17.11.2022

Abstract. Mastering foreign languages is a deep process that covers several areas of human activity, including not only psycholinguistics, but also cognitive psychology, while affecting the area of interaction between conscious-

ness and the unconscious. In the XXI century, a new technological basis has appeared, combining information and communication technologies and artificial intelligence. The systematic approach serves as a mechanism that allows combining modern technologies with those methods of teaching foreign languages that were previously available only to a narrow circle of specialists. The purpose of the research is to develop a training system created on the basis of modern information and communication technologies for acquiring speech skills of foreign language proficiency by adults on a massive scale. The article provides a brief description of the psycholinguistic aspects that can significantly reduce the duration of training. The proposed learning management system should work in combination with a methodologically precisely integrated linguistic system and ensure the formation of the speech zone of the acquired language in the adult learner's mind during the learning process. The main result can be considered a conceptual solution to the problem of simultaneous interaction of the language system and the means of information and communication technologies that ensure the sustainable formation of foreign language thinking of adults in the process of developing professional and language skills, presented at the system level. And the introduction of the student's psyche directly into the educational process management circuit should be considered as a new direction in the development of e-learning.

Keywords: visual model, information and communication technologies, psycholinguistics, system approach, structural and visual method, activity theory.

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

For citation. Dadykin A. K., Al-Subaih A. K., Al-Masoodi M. A. (2023) Psycholinguistic Aspects of Teaching a Foreign Language in an Electronic System for the Formation of Speech Skills. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 74–82. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-74-82> (in Russian).

Введение

Английский язык господствует в мире как язык науки, межнационального общения, информационно-коммуникационных технологий. Необходимость повсеместного обучения английскому языку не ослабевает, а с течением времени все усиливается. Системы образования, являясь одними из самых консервативных систем общества, не успевают за научно-техническим прогрессом и социальными изменениями, не обладают возможностями и ресурсами для решения задач быстрой подготовки большого числа взрослых к языковой, социальной и производственной деятельности. Кроме того, постигшая весь мир пандемия коронавируса во многом усугубила ряд социальных проблем.

Способность к общению на иностранном языке наиболее быстро достигается за счет поступательного овладения профессиональными навыками при одновременном развитии всей языковой системы, которая очень точно и своевременно реализует речевые навыки нового языка, необходимые обучающемуся в его повседневной деятельности. Только так можно достаточно быстро сформировать мышление на иностранном языке, в котором изложение мыслей происходит в соответствии с нормами системы нового языка, приобретенными для его выражения в повседневной речи. Кроме того, использование современных информационно-коммуникационных технологий (ИКТ) в совокупности с эффективными моделями получения профессиональных и языковых навыков позволяет значительно ускорить процесс обучения и повысить его успешность. Исследования носят междисциплинарный характер и находятся на стыке системного анализа, ИКТ, психологии, лингвистики и теории деятельности. Фундаментальные науки и информационные технологии являются тем базисом, на основе которого формируется создание систем управления обучением (Learning management system, LMS) нового поколения.

Психолингвистические аспекты эффективных методов обучения иностранным языкам

Низкое качество предлагаемых многочисленных методик часто приводит человека к неправильному представлению о том, что он не способен овладеть иностранными языками. На самом деле, это далеко не так. Иностранный язык, столь необходимый для профессионального и общего развития личности, может быть качественно и в той мере, в какой это необходимо для полноценной реализации личности на новой работе, освоен в любом возрасте в течение нескольких месяцев. И все зависит, прежде всего, от предложенного подхода к формированию новой языковой зоны в сознании взрослых обучающихся. Процесс обучения заключается не только в получении знаний, но и в овладении самыми базовыми навыками человека – навыками мышления, общения и управления своим поведением и социальными отношениями.

Кроме того, надо обязательно учитывать, что сегодняшний рост информационных потоков в мировой цивилизации происходит экспоненциально. Сейчас за день генерируется больший объем данных, преобразуемых в потоки иногда абсолютно бесполезной информации, чем вся докнижная и книжная культура собирала тысячелетиями. В этой ситуации появилась острая необходимость изменения форм и способов работы с информацией, знаниями и мультимедийным контентом. Потребовалась коренная перестройка самой системы образования, обучения и передачи социальных и культурных навыков в изменившемся мире.

Переход на удаленное обучение является вынужденной мерой, но практикуемое дистанционное образование никак не может показать достойных результатов. И это определяется, прежде всего, существующими порочными тенденциями использовать одни и те же подходы как для аудиторного, так и для дистанционного обучения. Кроме того, следует различать передачу информации о предмете обучения и формирование навыков: если в первом случае можно говорить об улучшенной версии аудиторного обучения, то при формировании или обретении навыков подавляющее большинство преподавателей рассматривают дистанционное обучение в лучшем случае в качестве репетиторства с ограниченным числом обучаемых.

Кривые получения знаний и обучения навыкам (обретения навыков) имеют разные формы (рис. 1) и численные параметры [1]; неоправданный перенос методических приемов из одной сферы применения в другую приводит к неоправданно медленному прогрессу или его полному отсутствию.

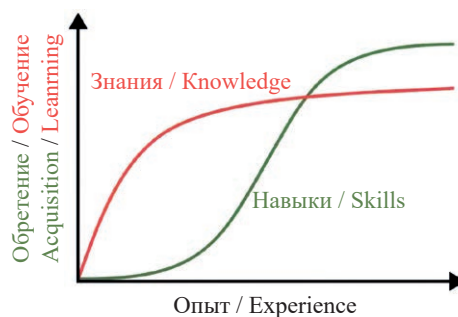


Рис. 1. Зависимость уровней знаний и навыков от количества повторений
Fig. 1. Dependence of the levels of knowledge and skills on the number of repetitions

Основным направлением в обучении иностранному языку является формирование у обучаемого беспереvodного владения новым языком. Механизм говорения на любом языке задан генетически, и его нельзя просто изменить. Как говорил выдающийся русский ученый академик Л. В. Щерба: «...можно изгнать родной язык из процесса обучения, но изгнать родной язык из голов учащихся в аудиторных условиях – невозможно» [2]. На рис. 2 представлены зоны, определяющие речевое поведение человека в процессе коммуникации [3]. Зона Вернике помогает человеку извлечь из слышимой речи законченные фразы, а затем из этих фраз выделить смысл. Понимание звучащей речи в сознании человека происходит автоматически, и никакое логическое размышление здесь не нужно. Человек слышит речь и понимает ее смысл. Вторая мозговая структура – это зона Брока. Она отвечает за воспроизведение речи. Когда человек говорит, ему достаточно подумать, а воспроизведение мысли происходит через зону Брока, формирующую осмысленное говорение.

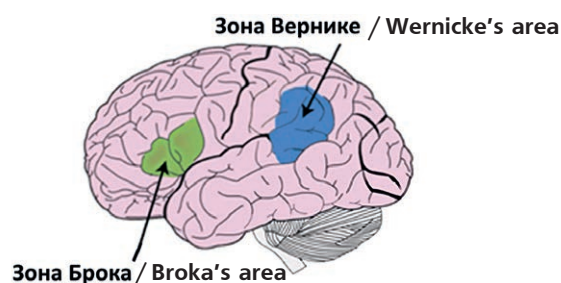


Рис. 2. Зоны речевого поведения
Fig. 2. Areas of speech behavior

Эти мозговые структуры не имеют сознательного управления, и человек не может спонтанно заговорить на иностранном языке. Он может осознать, что говорит на новом языке, если слышит речь, сразу понимает ее (работает зона Вернике), и если ему не нужно напрягаться для выражения мысли (работает зона Брока). Таким образом, минимальным элементом для понимания языка является диалог, и высококвалифицированные педагоги-лингвисты объединяют все это одной фразой: «Вы знаете язык, если вы думаете на нем». К сожалению, очевидные для психологов вещи не находят своего воплощения в традиционной практике обучения иностранным языкам, и только самые подготовленные специалисты, владеющие специальными методиками, способны существенно сокращать сроки обучения не только без ущерба качеству обучения, а наоборот, гарантировать его.

Для реализации этого необходимо погрузить в сознание обучаемого когнитивную систему обретаемого языка. Никакие «волшебные» электронные новшества не позволят создать эффективно работающую систему обучения новому языку, если в основе принципов ее функционирования не будут заложены основополагающие механизмы формирования речевых навыков (рис. 3). Теоретические основы такого психолингвистического подхода были разработаны еще в XX веке выдающимися учеными в различных областях познания.

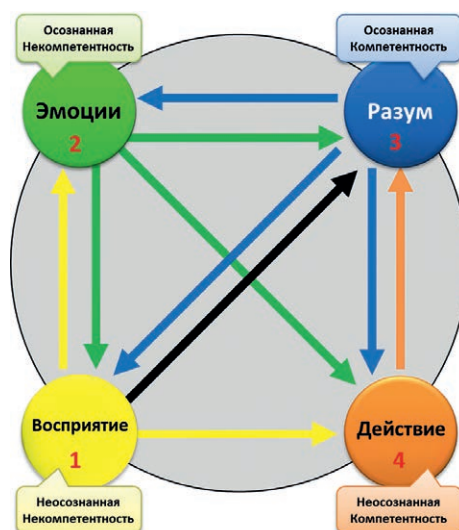


Рис. 3. Модель обретения навыков: 1 – восприятие; 2 – эмоции; 3 – разум; 4 – действие
Fig. 3. The skill acquisition model: 1 – perception; 2 – emotions; 3 – intelligence; 4 – action

В третьем десятилетии XXI века созрели как методологические, так и сформировались новые технологические предпосылки. Технологии и созданные под их влиянием инструменты находятся под непосредственным влиянием меняющейся культуры, и их дальнейшее использование – это способ накопления и передачи социальных знаний.

Технологии использования Big Data, искусственного интеллекта, машинного обучения, систем распознавания и синтеза речи, а также дополненная или виртуальная реальность создают тот технологический базис, который ложится в основу создания новых LMS. В свою очередь, структурный дифференциал Коржибского, теория деятельности Леонтьева и его последователей, система интервальных повторений, построенная на основе идей Эббингауза, теория формирования навыков Бандуры и структурно-визуальный метод (СВМ) составляют ядро электронной системы обретения языковых навыков (e-AMS).

Особую роль играет внедрение методик обучения, использующих новые каналы получения не только информации о новом языке, а прежде всего открывающие возможности формирования устойчивых навыков овладения иностранным языком. Как показало изучение существующих технологических прототипов, на данный момент нет программ, позволяющих блокировать мышление на родном языке и гарантировать быстрое получения навыков прямого мышления на другом. Такая цель никогда не была реализована, но она даже не была поставлена.

Структурно-визуальный метод и визуальные модели языка

Процессы обмена информацией человека с окружающей средой, а также общения людей с помощью языка, включающие в себя (как подсистему) сенсорные и моторные механизмы, недостаточно изучены и формализованы. Существует множество гипотез и моделей, часто взаимоисключающих и противоречащих друг другу, и еще больше различных трактований и названий элементов языковой системы.

Язык имеет собственную сложную иерархическую структуру, количество уровней в которой гораздо больше общепринятого деления на фонетику-лексику-грамматику. У большинства людей вместо речевого работает переводной механизм, внедренный школьным подходом к изучению языка, что физиологически является другим процессом, противоположным языку. Для запуска речевого механизма нужно создать базу звуковых образов, речедвигательных образов и прямых связей этих образов со смыслами (речевых операций и речевых действий).

Переводной механизм препятствует созданию таких связей и ведет к образованию связей между знаками одного и другого языка. Поэтому после школьного опыта даже на беспереводных курсах по коммуникативному методу или при использовании программ типа «Розетта Стоун» большинство учеников выбирает привычную им стратегию перевода. При этом акты мышления и понимания выполняются на родном языке, а внешнеязыковые действия (аудирование, говорение, коммуникация) – на целевом.

У преподавателей пока нет таких инструментов, каким образом определить, измерить и изменить тип ментального процесса, и узнать, какой процесс на самом деле происходит. А объяснить такие тонкости ученику для получения самооценки практически невозможно, тем более что эти процессы неосознаваемы и не поддаются сознательному регулированию. Соотношения между процессами в реальности, сенсорными и моторными процессами в психике и языком крайне сложны для объяснения и понимания и уже давно являются объектом споров и разногласий между различными науками и научными направлениями. Поэтому сознательно объяснять ученику что, как и почему ему нужно делать, не является решением проблемы. В итоге верх все равно берет привычка ученика, выработанная ранее в процессе длительного опыта учебы в школе или иных заведениях.

Психолингвистические исследования показали, что использование грамматических правил для планирования и контроля высказывания тормозит речевую деятельность [4], так как для оперирования правилами задействуются те же зоны мозга и психические процессы, которые нужны для понимания или производства речи. Действительно, физиологически очень трудно одновременно говорить на иностранном языке и размышлять над грамматическим правилом, необходимым для построения предложения: если студент не знает, как правильно построить английскую фразу, он не сможет этого сделать; если он знает правила, как это сделать, размышления о них создадут препятствия для говорения.

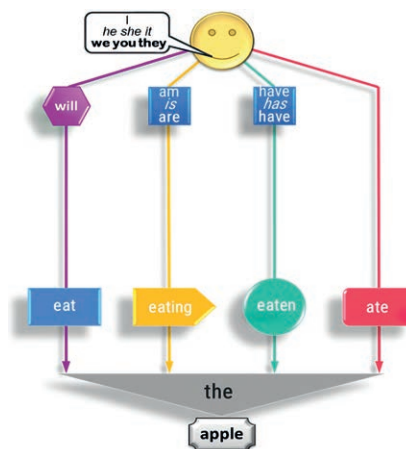
Выйти из противоречия позволяет структурно-визуальный метод, заменяющий сложные текстовые правила соответствующими визуальными структурами в виде рисунков, схем и диаграмм. Применение СВМ в лингвистике заключается в использовании графических средств для демонстрации структуры английского предложения и способов его построения в различных формах с широким использованием цвета для кодирования значений. Метод раскрывает механизмы практического применения как наглядностей первого рода, к которым можно отнести визуальные словари и виртуальные классы, так и наглядностей второго рода, нашедших свое воплощение в визуальных моделях [5] для разных уровней овладения иностранным языком.

В дальнейшем сформированный набор грамматических конструкций преобразуется в визуальные модели соответствующего уровня с такими допущениями, когда иллюстративный материал соотнесен с конкретной задачей усвоения профессионального материала, с конкретными учебными действиями. Тогда преподаватели точно знают, для чего в каждом конкретном случае необходимо введение наглядности, и подают визуальные модели именно в том виде, в каком они смогут лучше всего выполнить соответствующую профессиональную задачу.

Если показать студенту любого возраста и любой национальности, о чем говорить и как строить предложение (рис. 4), они смогут это сделать! Эти иллюстрации, по сути, не нуждаются в словах.



What to speak about



How to speak

Рис. 4. Как построить предложение и о чем говорить
Fig. 4. How to build a sentence and what to speak about

Основная идея визуальных моделей заключается в следующем:

- студенты должны сразу знать, как говорить, как думать, как общаться;
- преподаватели при соответствующей подготовке и наличии материалов могут удаленно демонстрировать практически все на видео, «говорящих» картинках и самообучающих схемах, в идеальном случае отказавшись от использования «живого» языка при объяснении материала;
- электронная система должна непрерывно отслеживать правильность процесса обучения студентов с точки зрения семантики и произношения.

Последующие модели показывают, как просто в соответствии с логикой английской речи трансформируются утвердительные предложения в отрицательные и строятся общие вопросы, и так далее по степени усложнения обретаемого материала в рамках выбранной области деятельности. Модели, предназначенные для описания этапов развития элементарных процессов, последовательно обобщаются в базовых моделях, включающих в себя все предыдущие варианты, которые легко могут быть представлены путем их визуальных трансформаций.

Взгляды лингвистов на количество видовременных форм английского языка не всегда совпадают: чаще всего придерживаются варианта с 26 видовременными формами. Все они представлены на полной модели структуры английской грамматики (рис. 5).

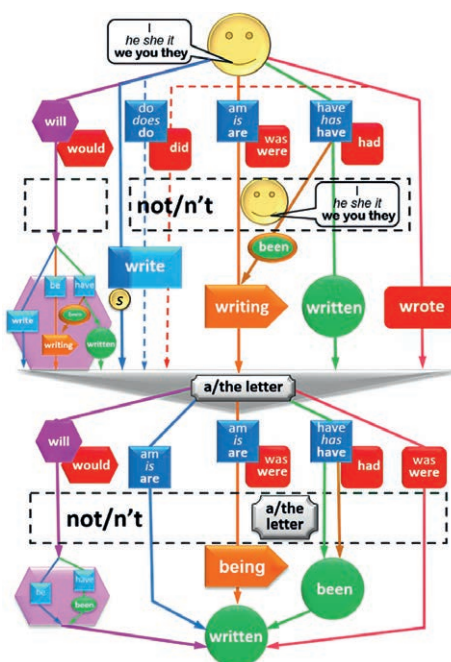


Рис. 5. Полная модель структуры грамматики английского языка
Fig. 5. Complete model of the structure of English grammar

Полная модель позволяет легко понять принцип построения не только видовременных форм пассивного и активного залогов, но и модальных конструкций, условных предложений и т. д. Их значения и ситуации употребления подробно описаны в учебной литературе, но все они оторваны от профессиональной деятельности и практически не имеют своих визуальных эквивалентов.

В настоящее время разработан функционально полный набор визуальных моделей для английского языка, а также предварительные прототипы моделей для испанского, русского и французского языков. Такие инструменты описания грамматики иностранного языка должны находиться в каждом лингвистическом классе, тогда иногда достаточно одного только вдумчивого взгляда для понимания структуры языка, и новое предложение будет сформулировано быстро и точно. Последующее проведение тренировки профессиональных навыков позволит закрепить и преобразовать последовательно формируемые основополагающие грамматические навыки в твердые навыки говорения на новом языке в виде осознанного высказывания или диалога. По своей значимости визуальные модели можно сравнить с Периодической таблицей химических элементов, которая висит на стене в любой аудитории, где проводятся занятия по химии.

Замена вербальных правил на визуальные модели позволяет внести существенные улучшения в любой метод обучения. Вместо помехи языковой деятельности СВМ дает возможность осознанно управлять обучением профессиональным навыкам и очень точно контролировать процесс формирования языковых навыков. Это снимает противоречие между обретением и обучением (acquisition-learning) и превращает грамматический монитор (grammar monitor) в грамматический каркас (grammar scaffold). Визуальные модели позволяют быстро запустить речевой механизм и обеспечить не только понятный ввод, но и понятный результат, что в теории Крашена [6] справедливо представлялось неэффективным. Визуальные модели могут использоваться как самостоятельный инструмент, позволяющий вывести «правильное говорение» в повседневную речевую деятельность, но наиболее эффективным представляется их применение в интерактивных речевых тренажерах [7] в составе e-AMS.

Заключение

1. Единственное, чем человек способен управлять и чему его можно научить, – это деятельность и способы ее выполнения. Как отметил Гальперин [8], обучение умственной деятельности обязательно включает в себя этап выполнения ее в виде внешних, физически выполняемых действий. Поэтому получение и усвоение информации – всего лишь промежуточный этап в процессе формирования навыков выполнения определенной деятельности, и не должно быть самоцелью учебного процесса.

2. Необходимо с полной уверенностью говорить о введении психики обучаемого в контур управления учебным процессом. Не вызывает сомнения, что целеустремленный, хорошо мотивированный ученик должен всегда достигать образовательных целей в рамках предложенной ему методики обучения. Ученик не виноват никогда, всегда виновата система обучения. Если через три месяца регулярных занятий с иностранным языком ученик по-прежнему не говорит на новом языке, это означает, что в рамках данной системы он не заговорит никогда, а количество времени, необходимого на изменение такой ситуации, будет увеличено в 5–30 раз в зависимости от устойчивости ранее полученных ошибочных умений [9].

3. Использование современных информационных технологий в сочетании с применением эффективных моделей обретения навыков позволяет снизить или даже полностью устранить влияние различных психологических препятствий. Это, безусловно, ускоряет процесс обучения и повышает его успешность за счет передачи синергетического эффекта на все этапы формирования профессиональных и языковых навыков, особенно в процессе обретения иностранного языка.

4. Психолингвистический подход к обучению следует рассматривать как новое направление в развитии электронного обучения. Предлагается ввести в практику модель интегрированного профессионального и языкового обучения с применением информационно-коммуникационных технологий и, не выходя за рамки уже сложившейся таксономии в вопросах использования цифровых технологий в обучении языкам, восходящей к аббревиатурам CALL (Computer-assisted language learning) и CLIL (Content and language integrated learning), заменить невнятное определение ESP (English for specific purposes) на новую аббревиатуру PLIL (Professional and language integrated learning).

5. Основным результатом на сегодняшний день можно считать концептуальное решение задачи одновременного взаимодействия языковой системы и средств информационно-коммуникационных технологий [10], обеспечивающих устойчивое формирование иноязычного мышления взрослых в процессе развития профессиональных и языковых навыков, представленное на системном уровне.

Список литературы

1. Tahini, I. Principles of Building a System to Control the Process of Mastering the Language / I. Tahini, A. Dadykin, V. Dibrova // ICERI2017 Proceedings 10th Annual International Conference of Education, Research and Innovation. 2017. Seville. P. 5022–5032. DOI: 10.21125/iceri.2017.1325.
2. Щерба, Л. В. Языковая система и речевая деятельность / Л. В. Щерба. Л.: Наука, 1974.
3. Redefining the Role of Broca's Area in Speech / A. Flinker [et al.] // Proceedings of the National Academy of Sciences. 2015. Vol. 112, No 9. P. 2871–2875. DOI: 10.1145/567752.567774.
4. Леонтьев, А. А. Язык и речевая деятельность в общей и педагогической психологии / А. А. Леонтьев. М.: Московский психолого-социал. ин-т, 2004.
5. Dadykin, A. The Visual Approach in Educational Projects / A. Dadykin, V. Dibrova, I. Tahini // International Journal of Social Science and Humanity. 2017. Vol. 7, No 6. P. 373–377. DOI: 10.18178/IJSSH.2017.V7.851.
6. Krashen, S. Principles and Practice in Second Language Acquisition / S. Krashen. Los Angeles: University of Southern California, 1982.
7. A Device and Method for Accelerating the Skills of Mastering the Grammar of a Foreign Language: Pat. of the LB 12236 / I. Tahini, A. Dadykin. Publ. 09.06.2021.
8. Гальперин, П. Я. Психология мышления и учение о поэтапном формировании умственных действий. Исследования мышления в советской психологии / П. Я. Гальперин; под ред. Е. В. Щороховой. М.: Наука, 1966.
9. Рубинштейн, С. Л. Учение И. П. Павлова и философские вопросы психологии / С. Л. Рубинштейн. М.: Изд-во Академии наук СССР, 1952.
10. Dadykin, A. Concept of a Management System for the Formation of Adult Language Skills on the Example of English / A. Dadykin; ed. by K. Kang // Digital Service Platforms. London: IntechOpen, 2021. P. 61–84. DOI: 10.5772/intechopen.96926.

References

1. Tahini I., Dadykin A., Dibrova V. (2017) Principles of Building a System to Control the Process of Mastering the Language. *ICERI2017 Proceedings 10th Annual International Conference of Education, Research and Innovation*. Seville, 5022–5032. DOI: 10.21125/iceri.2017.1325.
2. Scherba L. V. (1974) *Language System and Speech Activity*. Leningrad, Science Publ. (in Russian).
3. Flinker A., Korzeniewska A., Shestyuk A., Franaszczuk P., Dronkers N., Knight R., Crone N. (2015) Redefining the Role of Broca's Area in Speech. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 112 (9), 2871–2875. DOI: 10.1145/567752.567774.
4. Leontiev A. A. (2004) *Language and Speech Activity in General and Pedagogical Psychology*. Moscow, Moscow Psychological and Social Institute Publ. (in Russian).
5. Dadykin A., Dibrova V., Tahini I. (2017) The Visual Approach in Educational Projects. *International Journal of Social Science and Humanity*. 7 (6), 373–377. DOI: 10.18178/IJSSH.2017.V7.851.
6. Krashen S. (1982) *Principles and Practice in Second Language Acquisition*. Los Angeles, University of Southern California Publ.
7. Tahini I., Dadykin A. (2021) A Device and Method for Accelerating the Skills of Mastering the Grammar of a Foreign Language. *Patent of the LB 12236*.
8. Galperin P. Y. (1966) *Psychology of Thinking and Teaching about the Gradual Formation of Mental Actions*. Moscow, Research in the Thinking of Soviet Psychology Publ. (in Russian).
9. Rubinstein S. L. (1952) *I. P. Pavlov's Teaching and Philosophical Questions of Psychology*. Moscow, Publishing House of the USSR Academy of Sciences (in Russian).
10. Dadykin A., Kang K. (ed.) (2021) Concept of a Management System for the Formation of Adult Language Skills on the Example of English. *Digital Service Platforms*. 61–84. DOI: 10.5772/intechopen.96926.

Вклад авторов

Дадькин А. К. осуществлял общее руководство работой и редактирование рукописи.
Аль-Субаи А. К. осуществлял подготовку текста и оформление рисунков рукописи.
Аль-Масоуди М. А. осуществлял подготовку текста и оформление рисунков рукописи.

Authors' contribution

Dadykin A. K. carried out general supervision of the work and editing of the manuscript.

Al-Subaih A. K. carried out the preparation of the text and the design of the drawings.

Al-Masoodi M. A. carried out the preparation of the text and the design of the drawings.

Сведения об авторах

Дадыкин А. К., к. т. н., доцент, докторант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Аль-Субаи А. К., аспирант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Аль-Масоуди М. А., аспирант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 25 99-66-494
E-mail: alex_05_07@rambler.ru
Дадыкин Алексей Кузьмич

Information about the authors

Dadykin A. K., Cand. of Sci., Associate Professor, Doctoral Student at the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Al-Subaih A. K., Postgraduate at the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Al-Masoodi M. A., Postgraduate at the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 25 99-66-494
E-mail: alex_05_07@rambler.ru
Dadykin Aleksei Kuzmich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-83-88>

Original paper

In the author's edition

UDC 535.21

OPTICAL CHARACTERISTICS OF HALOGEN LAMP FOR CORONAVIRUS, TUMORS, THROMBUS AND TOOTHACHE TREATMENT

ADI AL A'ASSAM¹, M. W. ALHAMD²

¹Religious Authority (Najaf, Iraq)

²Directorate of Research and Development/Iraqi Atomic Energy Commission (Baghdad, Iraq)

Submitted 15.11.2022

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023

Abstract. The effect of reducing the damaged organ cell number and size in different areas of the human body (in case of carcinomas, cerebral thrombosis, heart attacks, damaged chest and cervical vertebrae areas, in case of coronavirus and dental pulpitis) was studied using a halogen lamp. The tests were conducted on patients when curing different diseases using periodic implementation of halogen lamp (500 W) with duration from 0.5 to 1 hour, while controlling its light frequency and intensity. The tests were carried out on a group consisting of 170 patients. The results were successful when it came to curing: coronavirus – up to 80 % success rate; cancerous tumors, strokes, heart attacks, and damaged parts of the cervical vertebrae – up to 70 % success rate; and dental pulpitis – up to 90 % success rate. By analyzing the practical results received, one can come to a conclusion that the effect of reducing the number and size of damaged organ cells by using a halogen lamp can be used to cure many diseases. The most important is to cure COVID-19.

Keywords: affected organ, coronavirus, halogen lamp, stroke, heart attack.

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

For citation. Al A'assam Adi, Alhamd M. W. (2023) Optical Characteristics of Halogen Lamp for Coronavirus, Tumors, Thrombus and Toothache Treatment. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 83–88. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-83-88>.

ОПТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ГАЛОГЕННОЙ ЛАМПЫ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ КОРОНАВИРУСА, ОПУХОЛЕЙ, ТРОМБОВ И ЗУБНОЙ БОЛИ

АДИ АЛЬ-АССАМ¹, М. В. АЛХАМД²

¹Religious Authority (г. Наджаф, Ирак)

²Управление исследований и разработок/Комиссия по атомной энергии Ирака (г. Багдад, Ирак)

Поступила в редакцию 15.11.2022

Аннотация. Исследован эффект уменьшения количества и размеров клеток пораженных органов в разных областях человеческого тела (при карциномах, тромбозах головного мозга, сердечных приступах, пораженных участках грудной клетки и шейных позвонков, при коронавирусе и зубных пульпитах) с использованием галогенной лампы. Проведены тесты на пациентах в случаях лечения разных заболеваний с помощью периодического воздействия галогенной лампы (500 Вт) от 0,5 до 1 ч при контроле частоты и интенсивности ее света. Тесты выполняли на группе из 170 пациентов. Результаты оказались успешными при лечении: коронавируса – на 80 %, раковых опухолей, инсультов, инфарктов и пораженных участков шейных позвонков – на 70 %, зубных пульпитов – на 90 %. Анализируя полученные практические результаты, можно сделать вывод, что эффект уменьшения количества и размеров клеток пораженных органов с применением галогенной лампы можно использовать для лечения многих заболеваний. Наиболее важное из них – COVID-19.

Ключевые слова: пораженный орган, коронавирус, галогенная лампа, инсульт, инфаркт.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Ади Аль-Ассам. Оптические характеристики галогенной лампы для лечения коронавируса, опухолей, тромбов и зубной боли / Ади Аль-Ассам, М. В. Алхамд // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 83–88. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-83-88>.

Introduction

The connection between properties of mass and their related physical constants can clarified numerous marvels managing clinical applications. Each monstrous article is accepted to show every one of the five properties. In any case, because of incredibly enormous or very little constants, it is commonly difficult to confirm more than a few properties for any article. The physical relations between mass in terms of gravitational, inertia and quantum mechanics can be summarized in Fig. 1 [1]:

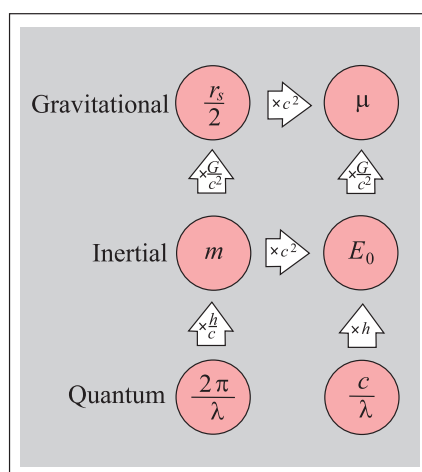


Fig. 1. Physical relations between mass in terms of gravitational, inertia and quantum mechanics

Where, the Schwarzschild span (r_s) speaks to the capacity of mass to cause ebb and flow in space and time. In physical science, one may recognize conceptually between at slightest seven diverse angles of mass, or seven physical ideas that include the concept. The standard gravitational parameter (μ) speaks to the capacity of a enormous body to apply Newtonian gravitational powers on other bodies. Inertial mass (m) speaks to the Newtonian reaction of mass to strengths. Rest vitality (E_0) speaks to the capacity of mass to be changed over into other shapes of vitality. The Compton wavelength (λ) speaks to the quantum reaction of mass to nearby geometry of mass [1]. Each try to date has appeared these seven values to be corresponding, and in a few cases rise to and this proportionality gives rise to the theoretical concept of mass.

There are different ways mass can be evaluated or operationally characterized: inertial mass may be a extent of an article's assurance from enlivening when a control is connected. It is dictated by applying a control to a commentary and evaluating the speeding up that results from that control. An editorial with small inertial mass will enliven in overabundance of things with huge inertial mass when taken after up on by a comparable control. One says the gather of more noticeable mass has more unmistakable idleness. Energetic gravitational mass could be a extent of the quality of an object's gravitational flux (gravitational flux is break even with to the surface indispensably of gravitational field over an encasing surface). Gravitational field can be measured by permitting a little "test question" to drop unreservedly and measuring its free-fall increasing speed. For this case, a question in free drop close the Moon is subject to a littler gravitational field, and subsequently quickens more gradually, than the same question would in case it was in free drop close the Soil. The gravitational field close the Moon is weaker since the Moon has less dynamic gravitational mass. Detached gravitational mass may be a degree of the quality of an object's interaction with a gravitational field. Detached gravitational mass is decided by separating an object's weight by its free-fall speeding up. Two objects inside the same gravitational field will encounter the same increasing speed; be that as it may, the protest with a littler detached gravitational mass will involvement a littler drive (less weight) than the protest with a bigger detached gravitational mass.

Vitality too has mass concurring to the rule of mass–energy comparability. This proportionality is exemplified in incalculable physical methods counting combine creation, nuclear combination, and the gravitational bending of light. Match creation and nuclear combination are shapes in which quantifiable measures of mass are changed over to essentialness, or the other way around. Within the gravitational turning of light, photons of unadulterated imperativeness are showed up to appear a conduct like reserved gravitational mass. Ebb and flow of space – time could be a relativistic appearance of the presence of mass. Such ebb and flow are amazingly frail and troublesome to degree. For this reason, ebb and flow was not found until after it was anticipated by Einstein’s hypothesis of common relativity. Amazingly exact nuclear clocks on the surface of the Soil, for illustration, are found to degree less time (run slower) when compared to comparable clocks in space. This refinement in slipped by time could be a sort of recede and stream called gravitational time extension. The mass in terms of quantum mechanics appears itself as a qualification between an object’s quantum repeat and its wave number. The quantum mass of an electron, the Compton recurrence, can be settled through distinctive sorts of spectroscopy and is solidly distinguished with the Rydberg reliable, the Bohr clear, and the conventional electron run. The quantum mass of larger objects can be straightforwardly measured employing a Kibble adjust.

Material and methods

Diminishes the material and the reduction occurs when we direct incident the halogen lamp with 500 W vertically with a distance of 20 or 40 cm if itis 1000 W for half an hour and then a short break and another half an hour on the member with a tumor or Coronavirus and also a heart thrombus or a virus or the brain thrombi or on the vertebrae cervical NA which causes spondyloptosis or perforation of the tooth, preferably to fall on it vertically, light from the mobile flash, such as the iPhone, for example, and this light source generally drops photons. In a few systems of extraordinary relativity, physicists have utilized diverse definitions of the term. In these systems, two sorts of mass are characterized: rest mass (invariant mass), and relativistic mass (which increments with speed). Rest mass is the Newtonian mass as measured by an eyewitness moving at the side the protest. Relativistic mass is the overall amount of vitality in a body or framework partitioned by c^2 . The two are related by the taking after condition:

$$m_{relative} = \gamma m_{rest}, \quad (1)$$

where γ – Lorentz factor

$$\gamma = \sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}. \quad (2)$$

The invariant mass of frameworks is the same for spectators in all inertial outlines, whereas the relativistic mass depends on the observer’s outline of reference. In arrange to define the equations of material science such that mass values don’t alter between spectators, it is helpful to utilize rest mass. The rest mass of a body is additionally related to its vitality (E) and the size of its energy (p) by the relativistic vitality energy equation

$$m_{rest}c^2 = \sqrt{E_{total}^2 - (pc)^2}. \quad (3)$$

So long as the system is closed as for mass and imperativeness, the two sorts of mass are directed in a few arbitrary casing of reference. The conservation of mass holds indeed as certain sorts of particles are changed over to other individuals. Matter particles, (for case, atoms) can be changed over to non-matter particles. In spite of the fact that things like warm may not be matter, all sorts of vitality still proceed to exhibit mass [2]. In this way, mass and vitality don’t alter into one another in relativity; or maybe, both are names for the same thing, and not one or the other mass nor vitality show up without the other. Both rest and relativistic mass can be communicated as vitality by applying the well-known relationship $E = mc^2$ [3], yielding rest energy and “relativistic energy” (total system energy) respectively [4]:

$$E_{rest} = m_{rest}c^2; \quad (4)$$

$$E_{total} = m_{relative}c^2. \quad (5)$$

The “relativistic” mass and vitality concepts are related to their “rest” partners, but they don’t have the same esteem as their rest partners in systems where there’s a net force. Since the relativistic mass is corresponding to the vitality, it has slowly fallen into disuse among physicists [3, 5]. There’s contradiction over whether the concept remains valuable educationally [6].

In bound systems, the coupling essentialness ought to frequently be deducted from the mass of the unbound system, since limiting essentialness more often than not clears out the system at the time it is bound. The mass of the system changes in this strategy basically in light of the reality that the system was not closed amid the coupling method, so the essentialness got absent. Mass-vitality proportionality furthermore holds in normally unmistakable systems [7]. For illustration, on the off chance that one takes precisely one kilogram of ice, and applies warm, the mass of the coming about melt-water will be more than a kilogram: it’ll incorporate the mass from the warm vitality (idle warm) utilized to dissolve the ice; this takes after from the preservation of vitality [8].

This number is little but not insignificant: approximately 3.7 nanograms. It is given by the idle warm of softening ice (334 kJ/kg) divided by the speed of light squared ($c^2 = 9 \cdot 10^{16} \text{ m}^2/\text{s}^2$).

Results and discussion

It was seen that the mass, if it is gaining increased strength, by the acceleration movement. And that the movement is only a force and energy, the movement is only a double number of Planck’s constant, that is, the movement has become static because it is equal to the mass that is static in its reality, or else I would have found movement without mass and (could the sea waves be disturbed without water!). And now if we see the universe characterized by activity, it is above the movement and above the stillness (the absence of movement or sound) so that it is inconceivable as the concept of the higher itself is not conceived, then what is higher for the earth is below the moon but how it is in itself, and then we are mathematically compelled to imagine the activity of the universe as the movements of the movie scenes where the sequence 24 images per second, therefore, as we assume on every cosmic phenomenon, 24 Replicate per second, so that the Replicate 24 system flows on all phenomena. Now we can substitute for the value of (m) by the equality equation ($m = \text{Replicate}$) and for (24 Replicate) by (Re) and also compensate for the parity between movement and mass by ($M = m - m_0$) and thus we get this new relationship

$$\gamma = \frac{\text{Re}}{\sqrt{1 - \frac{m - m_0}{mc^2}}}. \quad (6)$$

For the purpose of experimental verification of our equation, a team of students and professors; put a quantity of water inside the pressure cooker tightly covered and then closed tightly with tin foil to increase the reserve and then put on a sensitive scale then presented to the electromagnetic energy i. e. to heat and before boiling put on the scale again.

The result was shocking as it conflicted with the Energy Conservation Law, where he recorded a loss of 3–4 g of water weight. This means that heat energy is considered to be closer to the speed of light $6 \cdot 10^8 \text{ m per } 9 \text{ s}$.

In less than 24 ms, you can displace one or more of the 24 parts that are the chemical bonds of water, and this loss is a challenge to the energy conservation law, because even if some drops evaporate, they must be stuck in the inner walls of the bowl, and then contribute to the total weight of the water and the pot. So where have these lost fines gone?

We have no explanation as I see in the phenomenon of losing fines. Suppose that the electromagnetic frequency had dropped particles that in turn bombed the photons of water, and this bombing caused displacement or fragmentation of them.

Like any cosmic phenomenon, that is why we could, if we direct a bundle of photons from any light source and project them vertically onto the body toward the organ with cancerous cells, COVID-19, thrombosis or the Neck vertebrae NA which causes spondyloptosis or, mi, cardiac thrombosis, this would have enabled photons from the penetration of the body towards cancer, to bomb it and displace its photons or fragment them, and thus decrease the cancerous tumor and corona virus and thrombosis of the brain and heart, as well as decrease nerve that causes pain or decrease calcification that affects the vertebrae.

Moreover, the treatment of Coronavirus, Cancer, Toothache, Thrombus, Cervical or Dorsal Spondyloptosis and some wounds and fractures by using Halogen Lamps and LEDs also occurs due to the ongoing photons that destroy most of the nanomaterials which form the brittle infected substance of the affected organ. Thus, the said nanomaterials are easily removed due to the vertical position of the photons projected on them, while some of the ongoing falling photons are reflected on the cohesive intact substance adjacent to the brittle one. As far as photons go, some of them, which are few, are organized to fit the atomic structure of the healthy substance; then, a light reproduction occurs due to the change in the angular momentum according to the photonic cloning concept.

The reason we choose a halogen lamp is because it contains an electromagnetic frequency such as the thermal frequency, ultraviolet and optical, with certain limits, and such frequencies achieve a suitable violation, as I see, for the bone and body material of the sustaining factor.

It does not differ in size from any photon formed for the human body, so that it causes it to displace or fragment, and this actually causes it, because the reciprocating motion of the photon particle during its launch, as I see it, is a distorted reflection of the photon and it revolves around itself and around the constituent matter of the atomic number; when he receives a kick or a shock; it proceeds forward with a reciprocating movement to reflect its rotation around itself and around others, according to the law of continuity (distortedly) while X-ray particles have a faster velocity around themselves.

Therefore, it acquires, during its launch, shorter wavelength and for this I violate physicists and I assume that this ray is faster in its reality than light, as the sum of its linear path and its short waveform frequency, and for this it achieves a violation of the particle more severe than the usual light, but the last it achieves a limited deep violation in the particle, by maintaining the appropriate size of the photons of the body. The halogen lamp is a miniature sun, because it contains the thermal, optical, and ultraviolet frequency in a certain way, along with other frequencies.

That is why the sun will compensate for this lamp if it was brought down to the patient vertically (as I said earlier), especially in the summer in the same way and for a longer period. This is noticed that the incidence of cancer and thrombosis, as well as coronavirus, among desert members such as nomads and peasants working is much lower among the people of the city, due to their continuous exposure to sunlight (their thick clothes and wearing a headscarf prevent carcinogenesis) and therefore there is a relationship. The expulsion between the orthogonality of the sun, i. e. heat gain and coronavirus receding.

I advise exposing oneself to the sun three days a week, with wearing his clothes and a headscarf for a quarter of an hour, even after the coronavirus recede.

But for those who do not have the sun vertical; it is preferable to be exposed to lamps of halogen and others with the same duration, and beware of the increase in continuous cooling and ventilation, drinking cold water and closer mixing, also beware of not being exposed to the sun or bright light and other factors that contribute to the perpetuation of coronavirus (even in the summer, and not contradicting them dramatically, as in some countries, especially those at 40° latitude, such as Italy, Washington, Spain, Iran and France), in which the sun appears in its relative direction facing these regions dominated by frequencies of energy that do not prey on the Coronavirus.

Only a little, except for the sun dropping most of its frequencies vertically, the periods are relatively long. Yes, the rate of infection can be reduced, as in Italy and elsewhere, through counter measures, lack of contact, and lack of epidemics, and deteriorating living conditions, as in Yemen.

What Ronda Patrick went to is that a large percentage of the dead in relation to the Coronavirus are of African origin because the darker skin produces Vitamin D less than the fair skin; as long as she does not live in the countries of Africa where the sun rays are bright. However, it is noticed that infection with the Corona virus is not the cause of vitamin D deficiency alone. Because there are increasing injuries among white people, the mentioned deficiency deepens his injury, and to shed light on the side of the lung, which had a blood clot in its blood vessels, while eating appropriate foods and anti-medications, helps in a speedy recovery. Coronavirus infection among African peoples is the same as in Asian countries, but to a lesser degree, that is, with the same percentage of sons of the desert, almost like the Bedouins and peasants without dark skin. The electromagnetic frequency represented by ordinary light, ultra-magnetic and thermal; as in the halogen lamp which is a somewhat miniature sun, he can drop photons vertically. To displace the photons of cancer cells, viruses, and clotting the number of people with coronavirus, cancer, stroke and necrosis of decay tooth was 170 case, and they formed in groups, coronavirus 50 cases, stroke 25, cancerous tumor 25, spondyloptosis 20, and decay tooth 50. These

were placed on them by a halogen lamp vertically; with the same duration, and in different positions, except for the teeth, the light has been inserted on it with 50 – candle strength, that is, like the iPhone or Samsung Galaxy Flash. Clinical results have shown great success. And it seems that the photons that fall on the affected organ even if it fell on healthy cells and caused them to be displaced. It quickly compensates for the state of the hologram. I also suppose, which surround cells, while not easily offsetting the malignant cells and others, because they grow and entered the unity of body tissue; this is why the body maintains its integrity. As for the Bedouins and the peasants, with sun exposure, they shelter in thick clothes. And success with coronavirus was 80 % out of 170 cases, while the percentage with tumor, thrombus, and spondyloptosis was 70 %; and the percentage recorded 90 % regarding the tooth nerve, and due to the diversity of clinical applications of this research; it does not accommodate that we record a detailed schedule for each application.

Conclusions

It can be concluded from the practical results that it is possible to use the technique of reducing the number and shrinking the size of the cells of the affected organs to treat many different diseases. The most important of these is the treatment of COVID-19 Corona disease. Only a little, except for the sun dropping most of its frequencies vertically, the periods are relatively long. Yes, the rate of infection can be reduced, as in Italy and elsewhere, through counter measures, lack of contact, and lack of epidemics, and deteriorating living conditions, as in Yemen. It acquires, during its launch, shorter wavelength and for this I violate physicists and I assume that this ray is faster in its reality than light, as the sum of its linear path and its short waveform frequency, and for this it achieves a violation of the particle more severe than the usual light, but the last it achieves a limited deep violation in the particle, by maintaining the appropriate size of the photons of the body.

References

1. Rindler W. (2006) *Relativity: Special, General, and Cosmological*. United Kingdom, Oxford University Press. 16–18.
2. Taylor E. F., Wheeler J. A. (2006) *Spacetime Physics*. New York, W. H. Freeman and Company Publ. 248–149.
3. Oas G. (2008) *On the Abuse and Use of Relativistic Mass*. ArcXiv. doi: physics/0504110.
4. Okun L. B. (2010) The Concept of Mass. *Physics Today*. 42 (6), 31–36. doi:10.1063/1.881171.
5. Rindler W., Vandyck M. A., Murugesan P., Ruschin S., Sauter C., Okun L. B. (2016) Putting to Rest Mass Misconceptions. *Physics Today*. 43 (5), 13–14.
6. Sandin T. R. (2019) In Defense of Relativistic Mass. *American Journal of Physics*. 59 (11), 1032. doi: 10.1119/1.16642.
7. Planck M. (2020) Zur Dynamik bewegter Systeme. *Sitzungsberichte der Königlich-Preussischen Akademie der Wissenschaften, Berlin, Erster Halbband*. (29), 542–570. doi: 10.1002/andp.19083310602.
8. Hecht E. (2020) There is no Really Good Definition of Mass. *Phys. Teach*. 44 (1), 40–45. doi: 10.1119/1.2150758.

Authors' contribution

All authors contributed equally to the writing of the article.

Information about the authors

Adi Al A'assam, Religious Authority (Najaf, Iraq).

Alhamd M. W., Directorate of Research and Development/Iraqi Atomic Energy Commission (Baghdad, Iraq).

Address for correspondence

Baghdad, Iraq
Iraqi Atomic Energy Commission
E-mail: yaseen_mohsin@yahoo.com
Alhamd M. W.



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-89-93>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 544.653.23

МАТРИЧНЫЕ НАНОСИСТЕМЫ НА ОСНОВЕ ОКСИДА ВИСМУТА ДЛЯ РЕНТГЕНОКОНТРАСТНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ЗАЩИТЫ ОТ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

В. С. ФЕДОСЕНКО, М. М. ИДЖИ, А. А. ЛОЗОВЕНКО, Г. Г. ГОРОХ

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

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Исследованы особенности нанесения оксида висмута на матрицы анодного оксида алюминия и оксида титана методом ионного наслаивания. Сформированные наноструктурированные системы изучены с помощью электронной микроскопии, рентгеновского микроанализа и рентгеновской спектроскопии. Наноконпозиты представляют собой двухслойные системы из пористой матрицы или островковой пленки TiO_2 , на поверхности которых находятся вертикально ориентированные пластинки Bi_2O_3 . В спектре фотолюминесценции структуры Al_2O_3/Bi_2O_3 присутствуют два канала фотолюминесценции с пиками на 460 и 560 нм при 345 нм возбуждения. Анализ EDX-спектров показал, что атомарное соотношение Bi, Ti и O составило 31,46 % Bi : 3,78 % Ti : 51,05 % O. Показана возможность использования сложного наноконпозита в качестве контрастирующего агента в рентгеновской диагностике и для защиты от ионизирующего излучения.

Ключевые слова: оксид висмута, оксид титана, пористый анодный оксид алюминия, ионное наслаивание, наноконпозит.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Благодарность. Авторы выражают благодарность начальнику сектора физико-технического анализа ГЦ «Белмикроанализ» Д. В. Жигулину (Научно-технический центр «Белмикросистемы», филиал ОАО «ИНТЕГРАЛ» – управляющая компания холдинга «ИНТЕГРАЛ») за анализ образцов методом электронной микроскопии.

Для цитирования. Матричные наносистемы на основе оксида висмута для рентгеноконтрастной диагностики и защиты от ионизирующего излучения / В. С. Федосенко [и др.] // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 89–93. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-89-93>.

BISMUTH OXIDE-BASED MATRIX NANOSYSTEMS FOR X-RAY CONTRAST DIAGNOSTICS AND PROTECTION FROM IONIZING RADIATION

VLADIMIR S. FEDOSENKO, MICHAEL M. IJI, ANDREI A. LOZOVENKO,
GENNADY G. GOROKH

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. The features of the bismuth oxide deposition by the ion layering method on matrices of anodic alumina and anodic titania have been studied. The formed nanostructured systems have been studied by means of electron microscopy, X-ray microanalysis, and X-ray spectroscopy. Two-layer nanocomposites consist of po-

rous matrix or TiO_2 island film with vertically oriented Bi_2O_3 plates placed on the surface. The photoluminescence spectrum of Al_2O_3/Bi_2O_3 oxide structure contains two photoluminescence channels with peaks at 460 and 560 nm upon excitation at 345 nm. Analysis of the EDX spectra showed that the atomic ratio of Bi, Ti and O was 31.46 % Bi : 3.78 % Ti : 51.05 % O. The possibility of using complex nanocomposite as contrast agents in X-ray diagnostics and for protection against ionizing radiation is shown.

Keywords: bismuth oxide, titanium oxide, porous anodic alumina, ion layering, nanocomposite.

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

Gratitude. The authors are grateful to head of the Department of Physical and Technical Analysis, State Center “Belmikroanalysis” D. V. Zhigulin (Scientific and Technical Center “Belmicrosystems” Branch of JSC “INTEGRAL” – the Managing Company of the Holding “INTEGRAL”) for the analysis of samples by electron microscopy

For citation. Fedosenko V. S., Iji M. M., Lozovenko A. A., Gorokh G. G. (2023) Bismuth Oxide-based Matrix Nanosystems for X-ray Contrast Diagnostics and Protection from Ionizing Radiation. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 89–93. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-89-93> (in Russian).

Введение

Клиническая визуализация широко применяется в медицине в диагностических и лечебных целях, в частности, методы рентгеновской диагностики – для выявления различных заболеваний внутренних органов, а терапевтическое ионизирующее излучение – при лечении онкологических заболеваний. Для получения детальной информации о патологии внутренних органов возникает необходимость использования рентгеноконтрастных средств [1]. Такие материалы должны быть безопасными и обладать минимальными рисками возникновения побочных реакций при воздействии различных видов облучений. Большое внимание уделяется разработке покрытий на основе нанокomпозитов для радиационной защиты при рентгеновской диагностике [2]. В качестве материалов здесь могут выступать наноматериалы на основе оксидов висмута и титана [3, 4]. В статье представлены результаты исследований матричных наносистем на основе пористого анодного оксида алюминия (АОА) и оксида висмута, а также на основе оксида титана и оксида висмута, полученных методом ионного наплавления из водных растворов, для перспективного использования как в качестве контрастирующих агентов в рентгеновской диагностике, так и нанокomпозитов для радиационной защиты.

Методика проведения эксперимента

В качестве основы для осаждения пленок оксида висмута использовали пористые матрицы АОА и матрицы из регулярных массивов nanoостровков анодного оксида титана (АОТ). Первый тип матриц формировали методом двухстадийного анодирования напыленного в вакууме алюминия на кремниевые пластины в 0,3 М щавелевой кислоты при напряжении 37 В [5]. Для создания матриц островков АОТ использовали двухслойную тонкопленочную систему Ti/Al (Ti – 200 нм, Al – 1 мкм), нанесенную на кремниевую подложку. Анодирование двухслойной композиции Ti/Al проводили в 0,4 М H_3PO_4 в два этапа: при постоянной плотности тока 6 А/см² до поверхности титана; подслоя титана при постоянном напряжении 120 В до снижения тока до 60 мкА/см², в результате чего под пораами образовались наноразмерные островки TiO_2 . Затем образовавшийся АОА удаляли в 50%-ном растворе ортофосфорной кислоты при 50 °С. В результате на кремниевой пластине образовалась структура – наноструктурированный слой титана с массивом nanoостровков TiO_2 . Осаждение пленок оксида висмута на подготовленные нанопористые и островковые матрицы проводили методом ионного осаждения из растворов. Процесс включал подготовку образцов в дистиллированной воде в течение 30 мин при температуре 100 °С и последующую циклическую обработку матриц в катионном и анионном растворах в течение 10 с при 30 °С с промежуточной промывкой в дистиллированной воде. В качестве катионного раствора использовали водный раствор 0,1 М $Bi(NO_3)_3 \cdot 5H_2O$, а анионного раствора – подогретую до 30 °С дистиллированную воду. После проведения 150 циклов матрицы со сформированными пленками оксида висмута были подвергнуты отжигу при температуре 150 и 300 °С в течение 40 мин.

Результаты исследований и их обсуждение

На рис. 1 представлены изображения сформированных матриц с наноструктурами оксида висмута, полученные методом сканирующей электронной микроскопии.

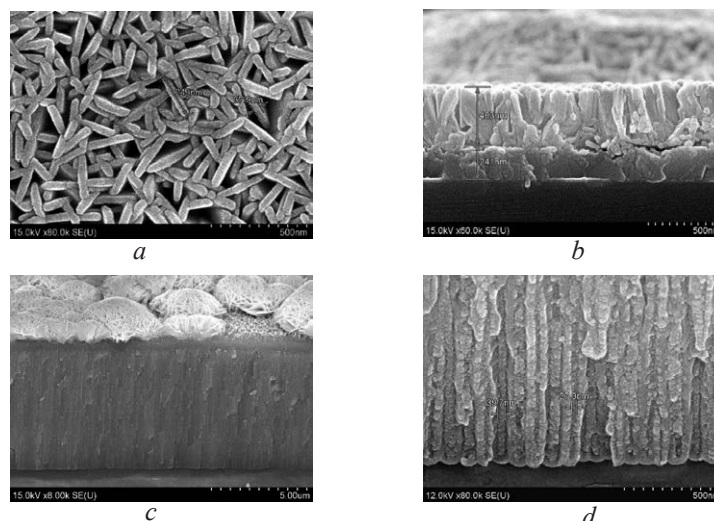
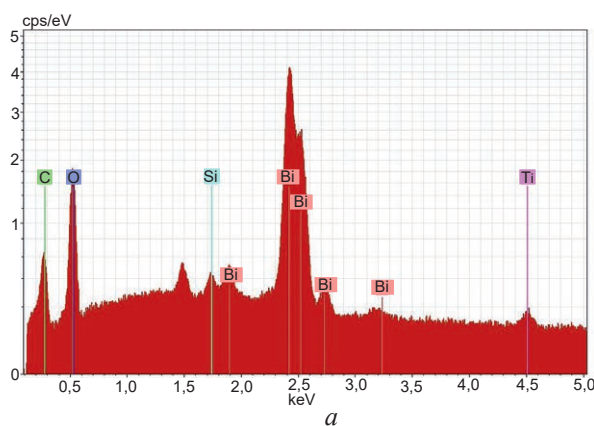


Рис. 1. СЭМ-изображения композита: *a, b* – $\text{TiO}_2/\text{Bi}_2\text{O}_3$; *c, d* – $\text{AOA}/\text{Bi}_2\text{O}_3$
Fig. 1. SEM images of the composite: *a, b* – $\text{TiO}_2/\text{Bi}_2\text{O}_3$; *c, d* – $\text{PAA}/\text{Bi}_2\text{O}_3$

Оксид висмута на матрицах АОА, обладающий зернистой структурой, полностью заполнил всю глубину пор. Диаметр пор составил 40 нм, толщина слоя АОА – 6,18 мкм. На островковых матрицах осаждение пленок Bi_2O_3 происходило равномерно по всей поверхности матрицы TiO_2 , заполняя пространство между окисленными областями титана. Пленка оксида висмута толщиной около 780 нм представляла собой скопление зерен в виде пластинок. Длина зерен – примерно 280 нм, ширина – до 40 нм.

Результаты электронно-зондового рентгеновского спектрального микроанализа представлены на рис. 2. В EDX-спектре присутствуют все элементы исследуемой системы с преобладанием Вi. Атомарное соотношение Вi : Тi : О с учетом всех элементов, входящих в состав пленок, составило 31,46 % Вi : 3,78 % Тi : 51,05 % О.



| El | AN | Series | unn. [wt.%] | norm. [wt.%] | Atom. [at.%] | Error [wt.%] |
|--------|----|----------|-------------|--------------|--------------|--------------|
| O | 8 | K-series | 8.81 | 10.49 | 51.05 | 1.2 |
| Bi | 83 | M-series | 70.91 | 84.40 | 31.46 | 2.5 |
| C | 6 | K-series | 1.35 | 1.61 | 10.42 | 0.2 |
| Ti | 22 | K-series | 1.95 | 2.33 | 3.78 | 0.1 |
| Si | 14 | K-series | 0.99 | 1.18 | 3.28 | 0.1 |
| Total: | | | 84.02 | 100.00 | 100.00 | |

Рис. 2. Результаты рентгеновского энергодисперсионного микроанализа наноструктурированной пленки TiO_2 с осажденной на нее пленкой Bi_2O_3 : *a* – EDX-спектр; *b* – таблица данных
Fig. 2. EDX results of nanocomposite $\text{TiO}_2/\text{Bi}_2\text{O}_3$: *a* – EDX spectrum; *b* – data table

Исследовали фазовый состав трех образцов с осажденной на них пленкой оксида висмута и последующим отжигом при 150, 200 и 250 °С соответственно. Результаты приведены на рис. 3. На дифрактограмме присутствуют пики от кристаллических фаз Ti_2O_3 ((0,1,2), (1,0,4), (1,1,0), (0,2,4), (1,1,6), (2,1,4), (1,0,10)), пики от Bi_2O_3 ((2,0,1), (4,0,1)) и от трехкомпонентного соединения $\text{Bi}_4\text{Ti}_3\text{O}_{12}$ ((1,14,0), (0,12,2), (1,13,3), (1,19,3)).

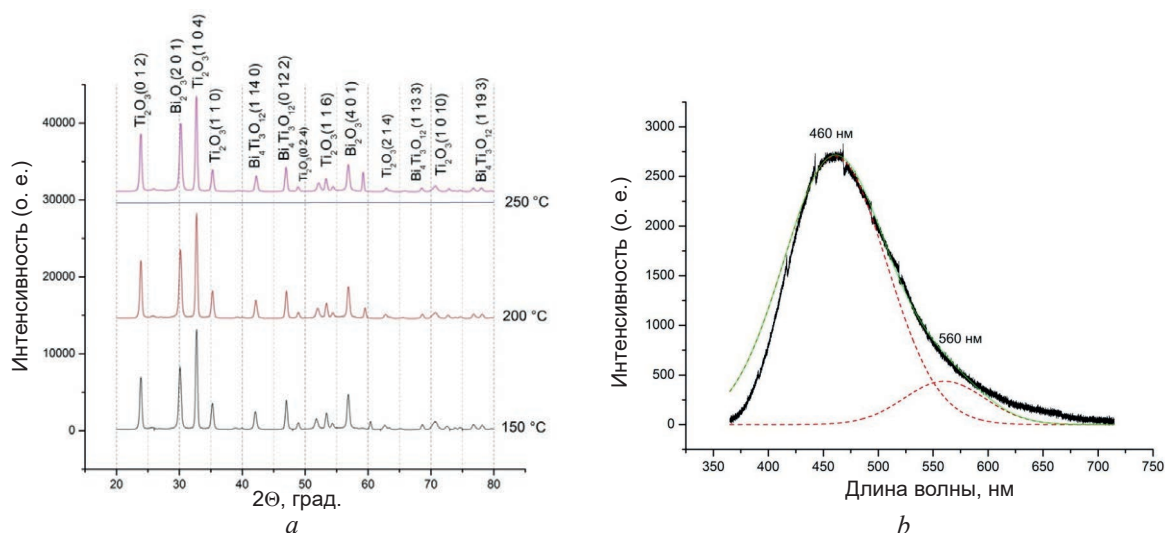


Рис. 3. Дифрактограмма композита $\text{TiO}_2/\text{Bi}_2\text{O}_3$ (a) и спектр фотолюминесценции АОА/ Bi_2O_3 (b)
Fig. 3. XRD results of composite $\text{TiO}_2/\text{Bi}_2\text{O}_3$ (a) and photoluminescence spectrum of PAA/ Bi_2O_3 structure (b)

При повышении температуры отжига наблюдаются рост и смещение некоторых пиков. Возрастание интенсивности пика $\text{Bi}_4\text{Ti}_3\text{O}_{12}$ при повышении температуры отжига свидетельствует об увеличении концентрации данной фазы в пленке. Смещение пика рентгеновского излучения происходит из-за изменения параметра решетки, наличия остаточных напряжений и изменения концентрации дефектов. Сдвиг пиков Брэгга к более высоким значениям угла дифракции означает уменьшение параметра решетки. Возможные причины – устранение дефектов, структурная релаксация. Увеличение интенсивности пиков при повышении температуры отжига свидетельствует о росте уровня кристаллизации пленок.

Для возбуждения фотолюминесценции структуры АОА/ Bi_2O_3 использовали ксеноновую лампу мощностью 1 кВт с электромагнитным излучением и длиной волны 345 нм. Спектр фотолюминесценции структуры АОА/ Bi_2O_3 показан на рис. 3, b. Раскладывая спектр АОА/ Bi_2O_3 с помощью функции Гаусса, можно заметить два пика фотолюминесценции с центрами на 460 и 560 нм соответственно. Из анализа полученных данных можно сделать вывод, что пик с центром 460 нм относится к свечению АОА и связан с одно- и двухзарядными кислородными вакансиями (F-центрами), которые располагаются в стенах пор и барьерном слое. Пик с центром 560 нм относится к оксиду висмута и обусловлен кислородными вакансиями в Bi_2O_3 . Удельное сопротивление, зарегистрированное на измерительной четырехзондовой установке ИУС-4, составило 25 кОм/квадрат при температуре отжига 250 °С и 55 кОм/квадрат – при 300 °С соответственно для АОА и Bi_2O_3 .

Вывод

Изготовлены наносистемы, состоящие из матриц пористого анодного оксида алюминия и оксида титана, с нанесенными пленками оксида висмута, исследованы их структурно-морфологические характеристики, фазовый состав и люминесцентные свойства. Показана возможность получения сложного нанокompозита, в частности $\text{Bi}_4\text{Ti}_3\text{O}_{12}$. Сформированные нанокompозиты представляются перспективным материалом для использования в качестве контрастирующих агентов в рентгеновской диагностике и для радиационной защиты.

Список литературы

1. Хохлов, А. Л. Рентгеноконтрастные вещества: фокус на безопасность / А. Л. Хохлов, А. В. Кабанов, О. Г. Козлова // Медицинская визуализация. 2018. № 5. С. 94–105.
2. Mehnati, P. Application of Personal Non-lead Nano-composite Shields for Radiation Protection in Diagnostic Radiology: a Systematic Review and Meta-analysis / P. Mehnati, R. Malekzadeh, M. Y. Sooteh // Nanomedicine Journal. 2020. Vol. 7, No 3. P. 170–182.
3. Brown, A. Bismuth Nanoparticles as Medical X-ray Contrast Agents: Synthesis, Characterization and Applications / A. Brown. Portland, OR: Portland State University, 2013.

4. Tumor Targeted, Stealthy and Degradable Bismuth Nanoparticles for Enhanced X-ray Radiation Therapy of Breast Cancer / J. Deng [et al.] // *Biomaterials*. 2018. No 154. P. 24–33.
5. Synthesis of Matrix Nanostructures from Oxides and Sulfides of Transition Metals / G. G. Gorokh [et al.] // *Proceedings of IX International Scientific Conference “Actual Problems of Solid State Physics” (APSSP-2021)*. P. 161–164.

References

1. Hohlov A. L., Kabanov A. V., Kozlova O. G. (2018) X-ray Contrast Media: Focus on Safety. *Medical Visualization*. (5), 94–105 (in Russian).
2. Mehnati P., Malekzadeh R., Sooteh M. Y. (2020) Application of Personal Non-lead Nano-composite Shields for Radiation Protection in Diagnostic Radiology: a Systematic Review and Meta-analysis. *Nanomedicine Journal*. 7 (3), 170–182.
3. Brown A. (2013) *Bismuth Nanoparticles as Medical X-ray Contrast Agents: Synthesis, Characterization and Applications*. Portland, OR, Portland State University.
4. Deng J., Xu S., Hu W., Xun X., Zheng L., Su M. (2018) Tumor Targeted, Stealthy and Degradable Bismuth Nanoparticles for Enhanced X-ray Radiation Therapy of Breast Cancer. *Biomaterials*. (154), 24–33.
5. Gorokh G. G., Fedosenko V. S., Lozovenko A. A., Iji M. M. (2021) Synthesis of Matrix Nanostructures from Oxides and Sulfides of Transition Metals. *Proceedings of IX International Scientific Conference “Actual Problems of Solid State Physics” (APSSP-2021)*. 161–164.

Вклад авторов

Федосенко В. С., Иджи М. М., Лозовенко А. А. участвовали в проведении исследований и анализе полученных результатов под научным руководством Гороха Г. Г.

Authors' contribution

This research work has been accomplished by Fedosenko V. S., Iji M. M., Lozovenko A. A. under supervision of Gorokh G. G.

Сведения об авторах

Федосенко В. С., младший научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории «Нанотехнологии» Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Иджи М. М., аспирант кафедры микро- и наноэлектроники Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Лозовенко А. А., научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории «Нанотехнологии» Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Горох Г. Г., к. т. н., заведующий научно-исследовательской лабораторией «Нанотехнологии» Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-80-47
E-mail: gorokh@bsuir.by
Горох Геннадий Георгиевич

Information about the authors

Fedosenko V. S., Junior Researcher at the Scientific Research Laboratory “Nanotechnologies” of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Iji M. M., Postgraduate at the Department of Micro- and Nanoelectronics of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Lozovenko A. A., Researcher at the Scientific Research Laboratory “Nanotechnologies” of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Gorokh G. G., Cand. of Sci., Head of the Scientific Research Laboratory “Nanotechnologies” of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-80-47
E-mail: gorokh@bsuir.by
Gorokh Gennady Georgievich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-94-97>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.932.2

МЕТОДЫ КЛАСТЕРИЗАЦИИ ДАННЫХ ПРИ РАСПОЗНАВАНИИ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ СНИМКОВ В ЗАДАЧАХ КОМПЬЮТЕРНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Р. В. КОЗАРЬ, Н. С. КОНОЙКО, А. А. НАВРОЦКИЙ

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

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Представлены результаты анализа существующих методов кластеризации данных, получаемых при эндоскопии гортани. Предложена модификация метода Виолы-Джонса для распознавания изображений с использованием критерия гибкого выхода. Метод Виолы-Джонса исследует все области на изображении и принимает решение о принадлежности распознаваемой области к искомой путем прохождения через классифицированный каскад. Эндоскопические снимки имеют большое количество особенностей, таких как засветка, шумы и другие, которые ухудшают качество распознавания. Для улучшения качества распознавания предложена кластеризация с критерием гибкого выхода, которая удовлетворяет критериям масштабируемости – изменение решения вместо перехода к другой области распознавания. Установлено, что предложенная модификация метода Виолы-Джонса показывает высокие результаты распознавания для эндоскопических снимков.

Ключевые слова: медицинский снимок, критерий, кластеризация, распознавание, метод Виолы-Джонса, классификатор, Хаар, бустинг, вейвлет, алгоритм.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Козарь, Р. В. Методы кластеризации данных при распознавании эндоскопических снимков в задачах компьютерной медицинской диагностики / Р. В. Козарь, Н. С. Конойко, А. А. Навроцкий // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 94–97. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-94-97>.

DATA CLUSTERING METHODS FOR RECOGNITION OF ENDOSCOPIC IMAGES IN THE PROBLEMS OF COMPUTER MEDICAL DIAGNOSIS

RAMAN V. KOZAR, NATALIA S. KONOIKO, ANATOLIY A. NAVROTSKY

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 03.11.2022

Abstract. This paper presents the results of the analysis of existing methods for clustering data obtained during endoscopy of a larynx. A modification of the Viola-Jones method for image recognition using the flexible exit criterion is proposed. The Viola-Jones method explores all areas in the image and decides whether the recognized area belongs to the desired one by passing through a classified cascade. Endoscopic images have a large number of features, such as flare, noise, etc., which degrade the quality of recognition. To improve the quality of recognition, clustering with a flexible exit criterion was proposed, which satisfies the scalability criteria: changing the decision of the solution, instead of moving to another recognition area. It has been established that the proposed modification of the Viola-Jones method shows higher recognition results for endoscopic images.

Keywords: medical image, criteria, clustering, recognition, Viola-Jones method, classifier, Haar, boosting, wavelet, algorithm.

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

For citation. Kozar R. V., Konoiko N. S., Navrotsky A. A. (2023) Data Clustering Methods for Recognition of Endoscopic Images in the Problems of Computer Medical Diagnosis. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 94–97. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-94-97> (in Russian).

Введение

В настоящее время остается актуальной задача распознавания данных с изображений для последующего принятия решений. Правильность принимаемых решений в значительной степени зависит от качества классификации распознаваемого объекта. Подходы к классификации разнятся в зависимости от вида изображений. В статье рассматриваются особенности классификации объектов на снимках, получаемых методом оптической эндоскопии. Следует отметить, что хорошо себя зарекомендовал метод Виолы-Джонса. Основная его особенность заключается в выделении примитивных признаков каждой распознаваемой области через вейвлеты Хаара, которые крайне эффективны [1, с. 145]. Данный примитив представляет собой трехмерный вектор типа маска-позиция-размер. Каждый вейвлет содержит светлую и темную области, обладает определенными пропорциями, отличается от других вейвлетов по размерам в зависимости от конкретной цели распознавания. Обучение происходит стандартно, цель – ассоциация каждого образца с самим собой [2, с. 121].

При распознавании эндоскопических снимков важно сохранение максимально большого числа деталей, влияющих на принимаемое решение. Во взятом за основу методе Виолы-Джонса распознавание происходит по принципу кадрирования. Искомый объект может иметь разный размер, поэтому необходимо выполнять поиск с использованием признаков различного размера. Применение метода Виолы-Джонса при распознавании медицинских изображений имеет такие недостатки, как крайне длительное время обучения и сложности с обнаружением значительного количества небольших объектов, расположенных близко друг от друга.

Модификация алгоритма при помощи критерия гибкого выхода

В оригинальном методе Виолы-Джонса решение о наличии основного объекта в кадрируемом окне принимается крайне однозначно, что недопустимо при работе с эндоскопическими снимками. Решение производится по следующей формуле:

$$H(x) = 1, \text{ если } \frac{1}{2} \sum_{t=1}^T a_t \leq \sum_{t=1}^T a_t h_j^{(t)}(x). \quad (1)$$

Предлагается модификация алгоритма, которая заключается в комбинации «однозначного» и «нечеткого» подходов. В результате будет принято «неоднозначное» решение, которое позволит улучшить распознавание подобного рода снимков. Установлено, что при распознавании эндоскопических снимков однозначность вела к тому, что часто принималось решение об отсутствии объекта на текущем кадрируемом окне, несмотря на тот факт, что объект на самом деле присутствовал. Использование намеренной «неточной» оценки позволяет классификатору принимать решение, отличное от однозначного. Как следствие – объект может быть распознан корректно. Для решения этой задачи требуется сильный классификатор. Поэтому формула (1) приводится к следующему виду:

$$H_{\text{modifying}}(x) = 1 \leq 2 \frac{\sum_{t=1}^T a^{(t)} h_j^{(t)}}{\sum_{t=1}^T a^{(t)}}. \quad (2)$$

Также предлагается новый критерий – критерий гибкого выхода, описываемый выражением:

$$H_{\text{flex}}(x) = \left\{ 2 \frac{\sum_{t=1}^T a^{(t)} h_j^{(t)}}{\sum_{t=1}^T a^{(t)}} \right\}. \quad (3)$$

Предложенный критерий, исходя из значений $H_{\text{flex}}(x)$, позволяет дать однозначный ответ на вопрос о нахождении искомого объекта на распознаваемом снимке. На рис. 1 представлены результаты распознавания с помощью алгоритма, использующего критерий гибкого выхода, полученные в процессе двух опытов.

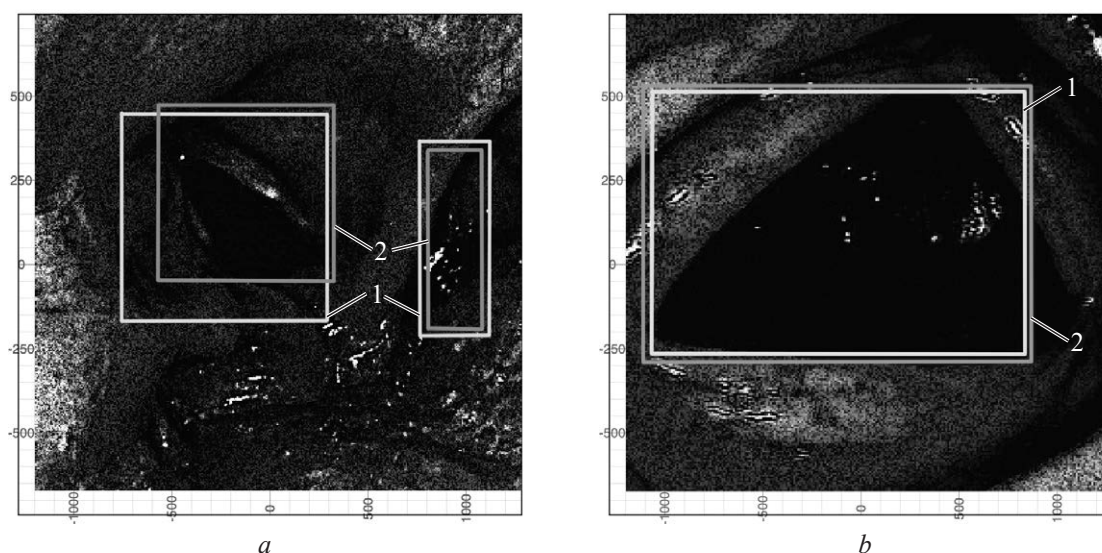


Рис. 1. Результаты распознавания с помощью критерия гибкого выхода области (1) и подобласти (2):
a – опыт № 1; *b* – опыт № 2

Fig. 1. Recognition results using the region (1) and subregion (2) flexible output criterion: *a* – test No 1; *b* – test No 2

На рис. 1 выделены области 1 и подобласти 2. Каждая подобласть – результат работы методики гибкого выхода. Область с большим значением гибкого выхода имеет достаточно хорошее срабатывание и может быть классифицирована в качестве искомого объекта. Полученные результаты демонстрируют, что наибольшее значение гибкого выхода в распознаваемой области является искомым объектом распознавания эндоскопического снимка.

Для повышения качества распознавания использовалась разделительная кластеризация с помощью плотностного метода пространственной кластеризации с присутствием шумов *DBSCAN* [3, с. 438]. Такой подход обусловлен следующим: он масштабируемый, у него минимальные требования к начальным данным о природе объектов, а также он способен отбрасывать шумы при распознавании, поскольку в модели линейной регрессии шум распределен нормально с центром в нуле [4, с. 56]. Применение кластеризации в данном случае достаточно эффективно потому, что при уменьшении порога срабатывания метода увеличивается значение гибкого выхода, что приводит к повышению его точности, и как следствие – к эффективности. Влияние порога распознавания на корректность распознавания представлено в табл. 1.

Таблица 1. Вероятность некорректного распознавания в зависимости от порога распознавания
Table 1. Probability of incorrect recognition depending on the recognition threshold

| Порог алгоритма распознавания / Recognition algorithm threshold | 0,83 | 0,85 | 0,87 | 0,89 | 0,91 | 0,94 | 0,96 | 0,97 | 0,99 | 1,00 |
|--|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Вероятность ложного срабатывания, % / False positive probability, % | 97 | 76 | 20 | 17 | 16 | 13 | 7 | 3 | 1 | 0 |

Результаты исследований и их обсуждение

Анализ результатов исследований производился с использованием 200 снимков. Сравнивали алгоритм с гибким выходом с немодифицированным методом распознавания Виолы-Джонса. Установлено, что модифицированный метод с применением гибкого выхода и кластеризацией дает при распознавании эндоскопических снимков лучшие результаты. Параметры для проведения кластеризации, а также пороговые значения распознавания с использованием критерия гибкого выхода работают абсолютно одинаково во всех выборках данных, что свидетельствует об инвариантности модифицированного алгоритма к рассматриваемым исходным данным.

Заключение

1. Исследована эффективность метода Виолы-Джонса для распознавания эндоскопических снимков. Установлено, что использование комбинации критерия гибкого выхода и кластеризации методом пространственной бустерной кластеризации дает однозначный ответ о принадлежности области распознавания к объекту распознавания.

2. Предложена модификация метода Виолы-Джонса, использующая критерий гибкого выхода и кластеризацию. В процессе проведения экспериментов данная модификация продемонстрировала высокие результаты при распознавании эндоскопических снимков, что на 43 % эффективнее разрешает ошибки первого рода и на 62 % – второго рода.

Список литературы

1. Viola, P. Robust Real Time Face Detection / P. Viola, M. J. Jones // International Journal of Computer Vision. 2004. Vol. 2, No 57. P. 137–154. DOI: 10.1023/B:VISI.0000013087.49260.
2. Каллан, Р. Основные концепции нейронных сетей / Р. Каллан. М.: Вильямс, 2003.
3. Форсайт, Д. Компьютерное зрение. Современный подход / Д. Форсайт, Ж. Понс. М.: Вильямс, 2004.
4. Николенко, С. И. Глубокое обучение / С. И. Николенко, А. А. Кадурич, Е. О. Архангельская. СПб.: Питер, 2018.

References

1. Viola P., Jones M. J. (2004) Robust Real Time Face Detection. *International Journal of Computer Vision*. 2 (57), 137–154. DOI: 10.1023/B:VISI.0000013087.49260.
2. Kallan R. (2003) *Basic Concepts of Neural Networks*. Moscow, Villyams Publ. (in Russian).
3. Forsait D., Pons G. (2004) *Computer Vision. Modern Approach*. Mocsow, Vyllyams Publ. (in Russian).
4. Nikolenko S. I., Kadurin A. A., Arkhangelskaya E. O. (2018) *Deep Learning*. Saint-Petersburg, Piter Publ. (in Russian).

Вклад авторов

Козарь Р. В. осуществил разработку модифицированного алгоритма, провел необходимые исследования, подготовил рукопись статьи.

Конойко Н. С. осуществляла подготовку эндоскопических снимков, принимала участие в обсуждении результатов.

Навроцкий А. А. осуществил постановку задачи, вносил предложения по модификации разработанного алгоритма.

Authors' contribution

Kozar R. V. carried out the development of a modified algorithm, conducted the necessary research, prepared the manuscript of the article.

Konoiko N. S. provided data of endoscopic images for research.

Navrotsky A. A. carried out the formulation of the problem, made proposals for modifying the developed algorithm.

Сведения об авторах

Козарь Р. В., аспирант кафедры информационных технологий автоматизированных систем Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Конойко Н. С., врач оториноларинголог-фониатр, заведующая фониатрическим отделением Республиканского научно-практического центра оториноларингологии

Навроцкий А. А., к. ф.-м. н., доцент, заведующий кафедрой информационных технологий автоматизированных систем Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

246050, Республика Беларусь,
г. Гомель, ул. Крестьянская, д. 35, кв. 12
Тел.: +375 29 730-13-80
E-mail: pozitron.kozarroman@gmail.com
Козарь Роман Вячеславович

Information about the authors

Kozar R. V., Postgraduate at the Department of Information Technologies of Automated Systems of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Konoiko N. S., Otorhinolaryngologist-phoniatriст, Head of the Phoniatic at the Department of the ENT Center of the Republic of Belarus

Navrotsky A. A., Cand. of Sci., Associate Professor, Head of the Department of Informational Technologies of Automated Systems of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

246050, Republic of Belarus,
Gomel, Krestjanskaya St., 35, Apt. 12
Tel.: +375 29 730-13-80
E-mail: pozitron.kozarroman@gmail.com
Kozar Raman Viachaslavavich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-98-103>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.032.26

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПО РЕНТГЕНОВСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

А. Г. РАДЖАБОВ

*Объединенный институт проблем информатики Национальной академии наук Беларуси
(г. Минск, Республика Беларусь)*

Поступила в редакцию 03.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Отсутствие универсальных (генерализованных) наборов данных и недостаток аннотированных данных делают необходимым исследование возможностей нейросетевых подходов для конкретных наборов данных. Важность построения алгоритмов для обнаружения внелёгочных патологий на рентгеновских изображениях грудной клетки продиктована социальной значимостью заболеваний данной группы (например, сердечно-сосудистых), условиями доступности таких изображений ввиду широкого распространения малоинвазивных и относительно дешевых рентгенологических методов диагностики. Одна из важных проблем при решении задач автоматизации классификации медицинских изображений – подготовка данных. В результате работы над базой изображений удалось повысить производительность итогового алгоритма с 75 до 95 %. Для медицинских учреждений обработка всего объема получаемых изображений и проведение их диагностики по широкому списку патологий затруднены ограниченностью ресурсов. В связи с чем целесообразно использовать автоматизацию процессов сегментации и распознавания, что уже на первых этапах ее применения дает возможность врачам перераспределить внимание на потенциально патологические случаи и обратить повторно внимание на те, которые ошибочно были идентифицированы как непатологические.

Ключевые слова: глубокое обучение, внелёгочные патологии, подготовка данных, предобученные нейронные сети, классификация.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Раджабов, А. Г. Система поддержки принятия решений для диагностики патологий сердечно-сосудистой системы по рентгеновским изображениям грудной клетки / А. Г. Раджабов // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 98–103. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-98-103>.

DECISION MAKING SUPPORT SYSTEM FOR THE DIAGNOSTICS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM PATHOLOGIES BY THE X-RAY IMAGES OF THE CHEST

AHMEDKHAN G. RADZHABOV

*The United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus
(Minsk, Republic of Belarus)*

Submitted 03.11.2022

Abstract. The lack of universal (generalized) data sets, as well as the lack of annotated data, creates the need to study the possibilities of neural network approaches for specific data sets. The importance of building algorithms

for detecting extrapulmonary pathologies on chest X-ray images is dictated by the great social significance of many diseases of this group (for example, cardiovascular diseases), given the availability of such images, due to the widespread use of minimally invasive and relatively cheap X-ray diagnostic methods. One of the most important issues in solving the problems of automating the classification of medical images is data preparation. As a result of work on the image base, the performance of the final algorithm has been increased from 75 to 95 %. The processing of the entire volume of the obtained images and their diagnostics for a wide list of pathologies are difficult for medical institutions because of the limited resources. In this regard, it is advisable to use the automation of segmentation and recognition processes, which even at the first stages of development of the technology makes it possible to redistribute the attention of doctors, focusing on potentially pathological cases and returning attention to cases mistakenly identified as non-pathological.

Keywords: deep learning, extrapulmonary pathologies, data preparation, pretrained neural networks, classification.

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

For citation. Radzhabov A. G. (2023) Decision Making Support System for the Diagnostics of the Cardiovascular System Pathologies by the X-ray Images of the Chest. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 98–103. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-98-103> (in Russian).

Введение

Закрепившаяся практика плановых рентгенологических исследований и постепенное вытеснение аналоговых способов регистрации изображений цифровыми приводят к накоплению цифровых баз изображений и открывают возможность быстрой обработки таких данных. В то же время автоматизированная классификация биомедицинских изображений стала возможной благодаря развитию компьютерной техники и доступности микросервисных и облачных технологий. Процесс информатизации компенсирует замедление в развитии базовых технических компонентов. Наиболее заметные успехи наблюдаются в сфере машинного зрения. Оно внедряется как для автоматизации внутренних процессов медицинских учреждений, так и для обработки медицинской документации и получения новых, ранее недоступных признаков из данных [1]. Часто вместо алгоритмов цифровой фильтрации и построения жестко запрограммированных моделей применяются методы машинного обучения [2]. Одна из перспективных областей применения последнего – машинное распознавание и классификация изображений и объектов на них. Несмотря на свою долгую историю, системы и алгоритмы машинного обучения только начинают заполнять ниши в медицинской практике. Это связано с тем, что возможность применения таких систем технически открылась только недавно, но все еще существует недостаток систематизированных знаний в процессах патогенеза, анатомии и других сферах [3]. Последнее при наличии большого набора экспериментальных данных преодолимо с помощью алгоритмов глубокого обучения, называемых нейросетевыми алгоритмами [4].

Использование нейросетевых алгоритмов для обработки и классификации данных

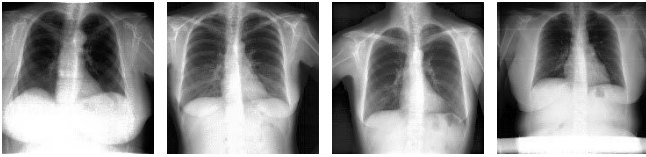




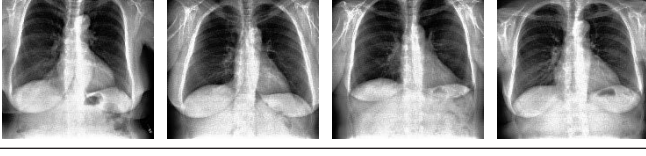
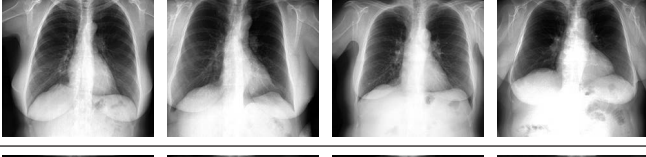
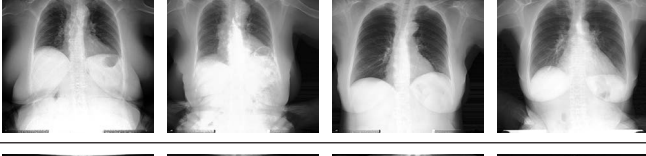
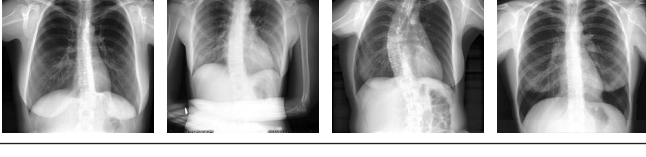
Подход к работе с аннотированным набором биомедицинских данных (рентгеновских изображений грудной клетки) описан в [5]. Он позволяет автоматизированно идентифицировать патологии из текстовых данных и изображений. В [6, 7] рассмотрены кросс-модальное обучение и одновременное обучение нейронной сети для классификации и сегментации, что позволяет улучшить качество обучения классификатора за счет повышения внимания модели нейронной сети к деталям, отвечающим за локализацию патологий. Оба подхода дают возможность одновременно использовать имеющиеся данные разной модальности для улучшения качественных и количественных показателей обученной нейронной сети. Но в случае отсутствия таких данных может быть полезным обучение без учителя – экстракция признаков, что позволяет, помимо получения самих признаков, добиться лучшего распознавания деталей на изображении [8].

Исходной выступала база данных рентгеновских изображений грудной клетки лаборатории анализа биомедицинских изображений Объединенного института проблем информатики НАН Беларуси, содержащая более 2 млн изображений с текстовыми комментариями врачей (о наличии заболеваний, возрасте) и другие полезные данные. Из базы получили следующие выборки:

I – набор, содержащий два класса – изображения со всеми внелёгочными патологиями и остальные изображения (условно – без патологий); в ходе экспериментов в нем выявились некоторые недостатки, которые были учтены при составлении новых наборов;

II – наборы, состоящие из изображений с признаками (одним признаком) одной внелёгочной патологии (табл. 1), и изображений, не содержащих признаков каких-либо патологий (во всех случаях определяющим фактором для признаков патологий являлись данные из аннотации, составленной врачом).

Таблица 1. Примеры изображений, содержащих признаки патологий
Table 1. Examples of images containing signs of pathologies

| Изображение / Image | Заключение врача, число изображений / Doctor's opinion, number of images |
|---|---|
|  | Нет патологии, 700 000 |
|  | Расширенное сердце, 5200 |
|  | Тень сердца расширена, 3800 |
|  | Аорта развернута, 7500 |
|  | Аорта уплотнена, 6500 |
|  | Атеросклероз аорты, 660 |
|  | Релаксация купола, 640 |
|  | Склероз дуги аорты, 2200 |
|  | Сколиоз, 45 000 |

Во втором наборе данные формировались и разделялись на тренировочные и тестовые с соблюдением эксклюзивности изображений пациента для обозначенных наборов данных (непопадание изображений одного пациента в тренировочный и тестовый наборы данных одновременно) и случайностей распределения для предотвращения влияния непредусмотренных факторов. Также из наборов удалялись изображения неудовлетворительного качества (с ярко выраженными артефактами, слишком темные или светлые, потерявшие информативность). Для формирования перечисленных субнаборов данных использовались следующие метки из аннотации, составленной врачом (табл. 1): сердце расширено, аорта развёрнута, аорта уплотнена, тень сердца расширена, склероз дуги аорты, сглаженная талия, атеросклероз аорты, сосудистые корни, сколиоз и др. Из перечисленных наборов и общего набора изображений без признаков патологий исключали изображения с метками: пневмосклероз, спондилёз, эмфизема, фиброз, тяжистость корней лёгких, релаксация купола лёгких, деформация ребер, кальциноз, пневмония, апикальные наложения, ПДС, очаговые тени, петрификаты, бронхит, усиление лёгочного рисунка, туберкулёз. Ввиду лучшего качества выборки (чистоты от изображений другого класса), для формирования наборов данных выбрали только рентгенограммы женщин.

Для достижения репрезентативного результата использовали фреймворк MONAI, предназначенный для имплементаций искусственного интеллекта или глубокого обучения в области медицинской визуализации. На первоначальном этапе использовалась база, содержащая все внелёгочные патологии как один класс. Сходимость на таком наборе не была достигнута, площадь под ROC-кривой в лучшем случае составляла 75 % [9]. Среди нескольких моделей нейронных сетей, таких как densenet121, senet154, se_resnet50, se_resnext101_32x4d, базовый классификатор MONAI и вариации EfficientNet, в том числе предобученных на рентгеновских изображениях, наиболее стабильный результат показали вариации EfficientNet. Поэтому они применялись для всех последующих экспериментов, произведенных с новыми наборами данных. EfficientNet была разработана в ходе изучения и поиска баланса гиперпараметров нейросетевых моделей [10]. Для EfficientNet-B4 использовалось разрешение 380×380.

Проведение эксперимента

Вычисления производились на видеоускорителях NVIDIA GeForce RTX 2070 и GeForce GTX TITAN X с 8 и 11 Гб видеопамяти соответственно. Прогоны всех датасетов, сбалансированных по классам больных и здоровых, с использованием EfficientNet-B4 и 20 эпох, произведенных на GeForce GTX TITAN X, заняли в совокупности около 50 ч.

Производительность для соответствующих наборов данных, достигнутая в ходе экспериментов, приведена в табл. 2, где AUC – площадь под ROC-кривой; Accuracy – доля правильных ответов; Precision – точность; Recall – полнота; f1-score – среднее гармоническое Precision и Recall. Для Precision, Recall и f1-score приведены средневзвешенные значения.

Таблица 2. Значения метрик точности классификации для набора данных
Table 2. Values for dataset classification accuracy metrics

| Наименование набора данных / Data set name | Производительность для набора данных / Performance for a dataset | | | | |
|--|--|---------------|---------------|---------------|---------------|
| | AUC | Accuracy | Precision | Recall | f1-score |
| Расширенное сердце | 0.9667 | 0.9102 | 0.9118 | 0.9102 | 0.9107 |
| Тень сердца расширена | 0.9956 | 0.9754 | 0.9757 | 0.9754 | 0.9755 |
| Аорта развёрнута | 0.9732 | 0.9156 | 0.9190 | 0.9156 | 0.9161 |
| Аорта уплотнена | 0.9641 | 0.8952 | 0.8961 | 0.8952 | 0.8955 |
| <i>Атеросклероз аорты</i> | <i>0.9987</i> | <i>0.9829</i> | <i>0.9829</i> | <i>0.9829</i> | <i>0.9829</i> |
| Релаксация купола | 0.9335 | 0.8594 | 0.8594 | 0.8594 | 0.8594 |
| Склероз дуги аорты | 0.9820 | 0.9572 | 0.9574 | 0.9572 | 0.9573 |
| Сколиоз | 0.9495 | 0.8804 | 0.8795 | 0.8804 | 0.8786 |
| Сосудистые корни | 0.9849 | 0.9362 | 0.9400 | 0.9362 | 0.9367 |

Заключение

1. Показатели, полученные в процессе эксперимента, подтвердили улучшение качества набора данных, что позволяет сосредоточиться на улучшении всего алгоритма классификации.

2. Результаты для признаков такого класса, как «Атеросклероз аорты» (в табл. 2 выделен курсивом), оказались лучшими среди всех патологий, что может быть интерпретировано не только как эффект переобучения, высокая эффективность нейронной сети, но и как влияние этапов подготовки данных. Эффект переобучения мог быть вызван относительно небольшой выборкой изображений для данного класса, но отсутствие такого эффекта для класса «Релаксация купола» со схожим размером выборки снижает вероятность того, что наблюдается именно этот эффект. Визуально можно отличить изображения с атеросклерозом аорты от изображений, относящихся к другим классам. Возможно, структура данной патологии существенно изменяет яркостной баланс изображения, в результате чего нормализованные изображения выглядят иначе, чем изображения других классов. В таком случае детерминирующими для нейронной сети являются характеристики изображения, полученные в результате этапа обработки, относящегося, скорее, к машинному зрению. Нормализация выявила некоторые артефакты изображений и, возможно, усилила графические проблемы, такие как высокая контрастность, контрастные горизонтальные линии, излишняя яркость либо тусклость изображений. Есть вероятность получения гораздо лучшего результата в этой области, чем описанный в данной статье.

3. В дальнейшем предполагается исследовать возможности построения сетей для обучения без учителя, параллельное обучение классификации и сегментации по нескольким классам, а также использование архитектур сиамских сетей для поиска примеров и улучшения итогового результата классификатора.

Список литературы

1. Канюков, В. Н. Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях / В. Н. Канюков, Р. Р. Григорьев, А. Д. Стрекаловская. Оренбург: Оренб. госуд. ун-т, 2009. Ч. 1. 109 с.
2. Shortliffe, E. H. *Computer-based Medical Consultations: MYCIN* / E. H. Shortliffe. New York: Elsevier Computer Science Library, 1976. 286 p.
3. Пеккер, Я. С. Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях. Сигналы биологического происхождения и медицинские изображения / Я. С. Пеккер, К. С. Бразовский. Томск: Изд-во Томск. политех. ун-та, 2002. 240 с.
4. Гудфеллоу, Я. Д. Глубокое обучение / Я. Д. Гудфеллоу. СПб.: ДМК, 2017. 652 с.
5. PadChest: a Large Chest X-ray Image Dataset with Multi-label Annotated Reports / A. Bustos [et al.] // *Medical Image Analysis*. 2020. Vol. 66.
6. Han, Y. Cross-Modal Contrastive Learning for Abnormality Classification and Localization in Chest X-rays with Radiomics Using a Feedback Loop / Y. Han, B. Glicksberg // arXiv. 2021. <https://arxiv.org/pdf/2104.04968.pdf>. Date of access: 25.11.2021.
7. MoCo-CXR: MoCo Pretraining Improves Representation and Transferability of Chest X-ray Models / H. Sowrirajan [et al.] // arXiv. 2021. <https://arxiv.org/pdf/2010.05352.pdf>. Date of access: 25.11.2021.
8. Chen, X. Deep Mask for X-Ray Based Heart Disease Classification / X. Chen, B. Shi // arXiv. 2018. <https://arxiv.org/abs/1808.08277>. Date of access: 25.11.2021.
9. Radzhabov, A. Performance Analysis of Deep Learning Models for Heart Segmentation in Chest X-ray Images on a Small Dataset / A. Radzhabov, V. Kovalev // *International Conference on Pattern Recognition and Information Processing*. 2021.
10. Tan, M. EfficientNet: Rethinking Model Scaling for Convolutional Neural Networks / M. Tan, Q. V. Le // arXiv. 2020. <https://arxiv.org/pdf/1905.11946.pdf>. Date of access: 25.11.2021.

References

1. Kanyukov V. N. (2009) *Computer Technologies in Biomedical Research*. Ch. 1. Orenburg, GOU ORG. 109. (in Russian).
2. Shortliffe E. H. (1976) *Computer-Based Medical Consultations: MYCIN*. New York, Elsevier Computer Science Publi. Comp. 286.
3. Pekker Ya. S. (2002) *Computer Technologies in Biomedical Research. Biological Signals and Medical Imaging*. Tomsk, Tomsk Polytechnic University Publ. 240 (in Russian).
4. Gudfellow Ya. D. (2017) *Deep Learning*. Saint Petersburg, DMK. 652.

5. Bustos A., Pertusa A., Salinas J.-M., de la Iglesia-Vayá M. (2020) PadChest: a Large Chest X-ray Image Dataset with Multi-label Annotated Reports. *Medical Image Analysis*. 66.
6. Han Y., Glicksberg B. (2021) Cross-Modal Contrastive Learning for Abnormality Classification and Localization in Chest X-Rays with Radiomics Using a Feedback Loop. *arXiv*. <https://arxiv.org/pdf/2104.04968.pdf> (Accessed 25 November 2021).
7. Sowrirajan H., Yang J., Ng A. Y., Rajpurkar P. (2021) MoCo-CXR: MoCo Pretraining Improves Representation and Transferability of Chest X-Ray Models. *arXiv*. <https://arxiv.org/pdf/2010.05352.pdf> (Accessed 25 November 2021).
8. Chen X., Shi B. (2018) Deep Mask for X-Ray Based Heart Disease Classification. *arXiv*. <https://arxiv.org/abs/1808.08277> (Accessed 25 November 2021).
9. Radzhabov A., Kovalev V. (2021) Performance Analysis of Deep Learning Models for Heart Segmentation in Chest X-ray Images on a Small Dataset. *International Conference on Pattern Recognition and Information Processing*.
10. Tan M., Le Q. V. (2020) EfficientNet: Rethinking Model Scaling for Convolutional Neural Networks. *arXiv*. <https://arxiv.org/pdf/1905.11946.pdf> (Accessed 25 November 2021).

Сведения об авторе

Раджабов А. Г., аспирант, младший научный сотрудник Объединенного института проблем информатики Национальной академии наук Беларуси

Адрес для корреспонденции

220141, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. Руссиянова, 50
Объединенный институт проблем информатики
НАН Беларуси
Тел.: +375 33 385-23-20
E-mail: axmegxah@outlook.com
Раджабов Ахмедхан Гаджимамьяевич

Information about the author

Radzhabov A. G., Postgraduate, Junior Researcher at the United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus

Address for correspondence

220141, Republic of Belarus,
Minsk, Russiyanova St., 50
The United Institute of Informatics Problems
of the NAS of Belarus
Тел.: +375 33 385-23-20
E-mail: axmegxah@outlook.com
Radzhabov Ahmedkhan Gadgimammyaevich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-104-108>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.942; 51-7; 615.8

ИМИТАЦИОННАЯ МОДЕЛЬ АППАРАТА ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

П. В. КАМЛАЧ, Н. И. КУПРИЯНОВ, В. М. БОНДАРИК,
Д. В. ЛИХАЧЕВСКИЙ, А. В. СЛИЖЁВА

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

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Разработана модель течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких, которая может использоваться для расчета оптимальных значений показателя течения газовой смеси при проведении искусственной вентиляции лёгких. Также ее можно применять при моделировании различных ситуаций, возникающих в процессе лечения пациента. В статье приведены случаи, когда трубки оставались прямыми, когда на них оказывалось физическое давление и когда изменялась их геометрия (трубки были согнуты). Выполнены расчеты значений избыточного давления в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких. Даны рекомендации по использованию модели течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких.

Ключевые слова: аппарат искусственной вентиляции лёгких, моделирование, имитационная модель.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Имитационная модель аппарата искусственной вентиляции лёгких / П. В. Камлач [и др.] // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 104–108. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-104-108>.

SIMULATION MODEL OF THE ARTIFICIAL LUNG VENTILATION APPARATUS

PAVEL V. KAMLACH, MIKITA I. KUPRIANAU, VASILIIY M. BANDARIK,
DZMITRY V. LIKHACHEUSKI, ALESIA V. SLIZHOVA

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. A model for the flow of a gas mixture in the respiratory circuit of an artificial lung ventilation apparatus has been developed. This model can be used to calculate the optimal values for artificial lung ventilation. It can also be used to simulate various situations that may arise during the treatment of a patient. In this paper, the cases were considered when the tubes were straight and when they were subjected to physical pressure, as well as when the tubes were subjected to a change in geometry (bent). The values of excess pressure in the respiratory circuit of the artificial lung ventilation apparatus were calculated. Recommendations on the use of the model are given.

Keywords: artificial lung ventilation apparatus, modeling, simulation model.

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

For citation. Kamlach P. V., Kuprianau M. I., Bandarik V. M., Likhacheuski D. V., Slizhova A. V. (2023) Simulation Model of the Artificial Lung Ventilation Apparatus. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 104–108. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-104-108> (in Russian).

Введение

Аппараты искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ) – это технические устройства, осуществляющие воздухообмен в дыхательных путях организма. Аппарат ИВЛ формирует требуемый объем газовой смеси, при необходимости обогащает воздушную смесь анестетиком и подает ее в дыхательный контур, где с помощью клапанов вдоха и выдоха производится однонаправленное движение воздушной смеси [1].

В практике ИВЛ особое значение приобрел метод поддержания положительного давления конца выдоха (ПДКВ). Метод поддержания ПДКВ заключается в том, что в конце выдоха давление в дыхательных путях не снижается до нулевого уровня, а остается выше атмосферного на определенную величину, установленную врачом или медсестрой. Применение умеренного уровня ПДКВ показано всем пациентам, которым проводится ИВЛ, даже при отсутствии явной патологии лёгких, поскольку это позволяет предупредить нарушение газообмена в них и улучшить распределение подаваемого газа по лёгочным путям [2]. Основная задача пользователей аппаратов ИВЛ – не допустить изменения параметров давления в дыхательном контуре. Поэтому необходимо проводить различные испытания аппаратов ИВЛ, которые помогут предотвратить внештатные ситуации.

Благодаря интенсивному развитию информатики и компьютерных технологий стало возможно решать такие задачи, как моделирование течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ, не используя больших временных и финансовых затрат. Упростить решение этой задачи можно с помощью моделирования. Одним из наиболее распространенных и удобных способов моделирования сложных систем является имитационное компьютерное моделирование объектов и процессов реального мира [3].

Методика проведения эксперимента

Моделирование течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ основывается на понятии потока. Поток – это скорость изменения объема. В респираторной механике поток измеряют в литрах в минуту, он создается градиентом давлений. Когда поток наталкивается на препятствие, давление увеличивается.

Поток дыхательной смеси в лёгких должен преодолеть не только эластическое сопротивление самой ткани, но и резистивное сопротивление дыхательных путей. Поскольку трахеобронхиальное дерево представляет собой систему трубок различной длины и ширины, сопротивление газотому в лёгких можно определить по известным физическим законам. В целом сопротивление потоку зависит от градиента давлений в начале и конце трубки, а также от величины самого потока.

Уравнение Бернулли, которым описывается поток, имеет некоторые ограничения:

- устойчивый поток;
- несжимаемый поток (что также означает, что плотность постоянна);
- поток без трения;
- поток по обтекаемой линии.

В практических ситуациях проблемы могут быть проанализированы с использованием расширенного уравнения Бернулли [4]

$$p_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho g y_1 = p_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho g y_2 + H_L, \quad (1)$$

где H_L – потери напора из-за трения или вязкости; y_1, y_2 – высота входа и выхода; p_1, p_2 – давление на входе и выходе; ρ – плотность среды; v_1, v_2 – скорость на входе и выходе; g – ускорение свободного падения.

Для оценки течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких разработали геометрическую модель, состоящую из маски, теплообменника (влажнителя), разделителя и трубок (прямой и изогнутой) (рис. 1).

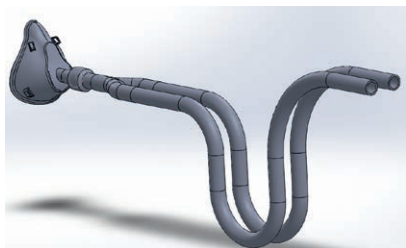


Рис. 1. Геометрическая модель дыхательного контура аппарата искусственной вентиляции лёгких
Fig. 1. Geometric model of the breathing circuit of the artificial lung ventilation apparatus

Для моделирования процесса деформации трубок, которая может происходить на практике в результате случайного сдавливания или перегиба, использовалась система уравнений для расчета изменения геометрических параметров трубок:

$$\Delta x = \frac{mg}{k}; \quad \Delta l = \frac{\Delta x}{2}, \quad (2)$$

где Δx , Δl – изменение ширины и высоты трубки соответственно; m – масса, которая прикладывается к трубке; k – модуль упругости полиэтилена.

Результаты исследований и их обсуждение

При моделировании задавались граничные условия: давление окружающей среды на входе маски 101 325 Па, начальная скорость потока 60 л/мин, объемный расход воздушной смеси на входе 0,001 м³/с. Для полноты результатов моделирования расчеты проводились также для скоростей потока 30 л/мин с объемным расходом воздушной смеси на входе 0,0005 м³/с и 120 л/мин с объемным расходом воздушной смеси на входе 0,002 м³/с. На рис. 2 представлены примеры компьютерного моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ.

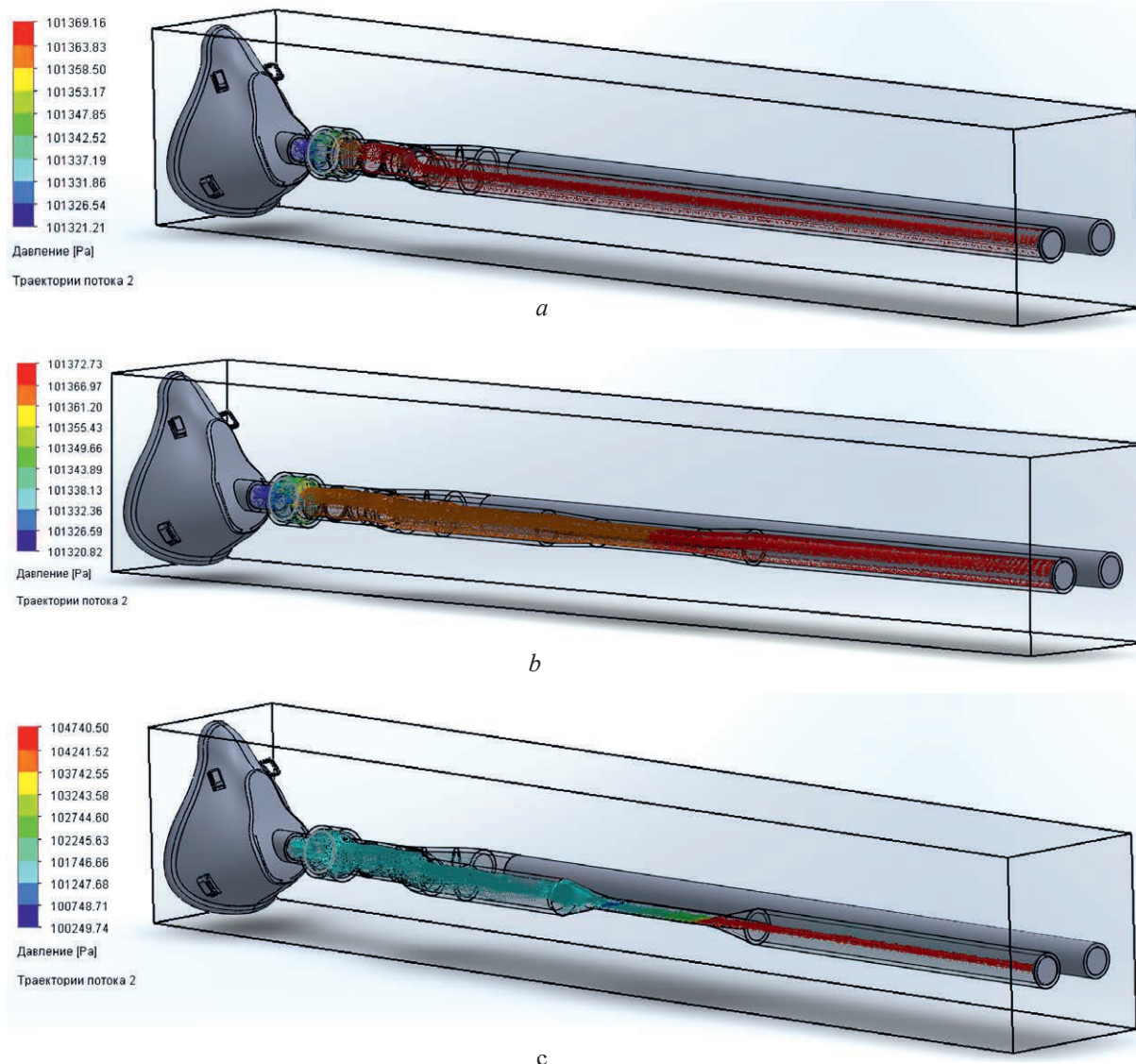


Рис. 2. Примеры компьютерного моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре со скоростью 30 л/мин: *a* – без давления на трубку; *b*, *c* – с давлением на трубку 17 и 67 кг соответственно
Fig. 2. Examples of computer simulation of the gas mixture flow in the breathing circuit at a rate of 30 l/min: *a* – without pressure on the tube; *b*, *c* – with tube pressure of 17 and 67 kg respectively

Рассчитывали параметры (давление и скорость) течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ при различных начальных скоростях потока (30, 60 и 120 л/мин). Результаты моделирования избыточного давления на месте надавливания на трубку и на месте изгиба трубки дыхательного контура отображены в табл. 1, 2 соответственно.

Таблица 1. Результаты моделирования избыточного давления в трубке при надавливании на нее
Table 1. Simulation results of overpressure in a tube under pressure

| Заданная скорость потока, л/мин / Set flow rate, l/min | Расчетная величина избыточного давления в трубке, Па / Estimated value of excess pressure in the tube, Pa | | | |
|--|---|---|-----------------|-------------|
| | На трубку не надавливали / No pressure on the tube | На трубку надавили / The tube was pressed | | |
| | | 17 кг/17 kg | 33,5 кг/33.5 kg | 67 кг/67 kg |
| 30 | 44,16 | 41,97 | 40,60 | 1419,60 |
| 60 | 155,43 | 152,58 | 129,94 | 8364,64 |
| 120 | 581,48 | 585,53 | 498,16 | 18298675 |

Таблица 2. Результаты моделирования избыточного давления в трубке на месте ее изгиба
Table 2. Results of modeling overpressure in a tube at the place of its bend

| Заданная скорость потока, л/мин / Set flow rate, l/min | Расчетная величина избыточного давления в трубке, Па / Estimated value of excess pressure in the tube, Pa | | | |
|--|---|-----------------|-----------------|-------------|
| | Трубку согнули на / The tube was bent by | | | |
| | 1,85 мм/1.85 mm | 4,69 мм/4.69 mm | 9,48 мм/9.48 mm | 75 мм/75 mm |
| 30 | 61,20 | 73,72 | 65,32 | 74,37 |
| 60 | 228,26 | 275,18 | 236,01 | 283,30 |
| 120 | 895,79 | 1074,47 | 915,65 | 1108,57 |

В результате моделирования получены данные, по которым построены зависимости избыточного давления от надавливания на трубку и от изгиба трубки. Установлено, что изменение давления в трубке происходит неравномерно и не пропорционально. Это обусловлено разными геометрическими параметрами при различном давлении на трубку и разных видов изгиба трубки.

Заключение

1. Разработана модель течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких, которая может использоваться для расчетов оптимальных значений показателей течения газовой смеси при искусственной вентиляции лёгких. Также ее можно применять для моделирования различных ситуаций, возникающих при лечении пациента.

2. Рассмотрены случаи, когда трубки прямые, когда на них надавили чем-то тяжёлым, а также, когда трубки согнуты. Чтобы не допускать таких ситуаций, как изгиб трубок, следует применять специальные крепежи к аппаратам искусственной вентиляции лёгких, которые будут держать трубки в подвешенном состоянии, или использовать особые конструкции трубок.

Список литературы

1. Брыгин, П. А. Методы и режимы современной искусственной вентиляции лёгких / П. А. Брыгин. Ульяновск: Ульяновский госуд. ун-т, 2000.
2. Бурлаков, Р. И. Искусственная вентиляция лёгких: принципы, методы, аппаратура / Р. И. Бурлаков, Ю. Ш. Гальперин, В. М. Юревич. М.: Медицина, 1986. 240 с.
3. Эльберг, М. С. Имитационное моделирование / М. С. Эльберг, Н. С. Цыганков. Красноярск: Сиб. федер. ун-т, 2017. 129 с.
4. Jonuskaite, A. Flow Simulation with SolidWorks / A. Jonuskaite. Helsinki: Arcada University of Applied Sciences, 2017.

References

1. Brygin P. A. (2000) *Methods and Modes of Modern Artificial Lung Ventilation*. Ulyanovsk, Ulyanovsk State University Publ.

2. Burlakov R. I., Galperin Yu. Sh., Yurevich V. M. (1986) *Artificial Lung Ventilation: Principles, Methods, Equipment*. Moscow, Medicine Publ. 240.
3. Elberg M. S., Tsygankov N. S. (2017) *Simulation Modeling*. Krasnoyarsk, Siberian Federal University Publ. 129.
4. Jonuskaite A. (2017) *Flow Simulation with SolidWorks*. Helsinki, Arcada University of Applied Sciences Publ.

Вклад авторов / Authors' contribution

Все авторы внесли равный вклад в написание статьи / All authors contributed equally to the writing of the article.

Сведения об авторах

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

Куприянов Н. И., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

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

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

Слижэва А. В., студентка Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

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: kamlachpv@bsuir.by
Камлач Павел Викторович

Information about the authors

Kamlach P. V., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Kuprianau M. I., Master's Student at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Bandarik V. M., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Likhacheuski D. V., Cand. of Sci., Associate Professor, Dean of the Faculty of Computer Design of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Slizhova A. V., Student at the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: + 375 17 293-84-14
E-mail: kamlachpv@bsuir.by
Kamlach Pavel Viktarovich



8–9 декабря 2022 года в Минске в БГУИР состоялась
XIII Международная научно-техническая конференция
«МЕДЭЛЕКТРОНИКА-2022»
«Средства медицинской электроники
и новые медицинские технологии»

В данном выпуске журнала опубликованы материалы, рекомендованные оргкомитетом.

Организаторы конференции

Министерство образования Республики Беларусь
Министерство здравоохранения Республики Беларусь
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Белорусская медицинская академия последипломного образования

Программный комитет

Сопредседатели

Богущ В. А., д. ф.-м. н., профессор, ректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники; **Губкин С. В.**, чл.-кор. НАН Беларуси, д. м. н., профессор, директор Института физиологии НАН Беларуси; **Рубникович С. П.**, чл.-кор. НАН Беларуси, д. м. н., профессор, ректор Белорусского государственного медицинского университета; **Чуканов А. Н.**, к. м. н., доцент, ректор Белорусской медицинской академии последипломного образования

Члены программного комитета

Герасименко М. А., д. м. н., профессор, директор РНПЦ травматологии и ортопедии; **Воропай Е. С.**, д. ф.-м. н., профессор, заведующий научно-исследовательской лабораторией Белорусского государственного университета; **Давыдов М. В.**, к. т. н., доцент, первый проректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники; **Дик С. К.**, к. ф.-м. н., доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники; **Камышников В. С.**, д. м. н., профессор, заведующий кафедрой Белорусской медицинской академии последипломного образования; **Карпенко Ф. Н.**, к. м. н., директор Республиканского научно-практического центра трансфузиологии и медицинских биотехнологий; **Кугейко М. М.**, д. ф.-м. н., профессор Белорусского государственного университета; **Кульчицкий В. А.**, академик НАН Беларуси, д. м. н., профессор, заместитель директора Института физиологии НАН Беларуси; **Кругликов С. В.**, д. в. н., генеральный директор ОИПИ НАН Беларуси; **Лихачев С. А.**, д. м. н., профессор, заведующий неврологическим отделом РНПЦ неврологии и нейрохирургии; **Лихачевский Д. В.**, к. т. н., доцент, декан факультета Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники; **Лысенко С. А.**, д. ф.-м. н., профессор, директор Института природопользования НАН Беларуси; **Осипов А. Н.**, к. т. н., доцент, начальник Центра плазменного и биомедицинского инжиниринга Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники; **Пономаренко Г. Н.**, чл.-кор. РАН, д. м. н., профессор, генеральный директор Федерального научного центра реабилитации инвалидов имени Г. А. Альбрехта; **Руденок В. В.**, д. м. н., профессор, проректор по международным связям Белорусского государственного медицинского университета; **Руммо О. О.**, академик НАН Беларуси, д. м. н., профессор, директор Минского научно-практического центра хирургии, трансплантологии и гематологии; **Сиваков А. П.**, д. м. н., профессор, заведующий кафедрой Белорусской медицинской академии последипломного образования; **Смычек В. Б.**, д. м. н., профессор, директор РНПЦ медицинской экспертизы и реабилитации; **Шкадаревич А. П.**, академик НАН Беларуси, д. ф.-м. н., профессор, директор Научно-технического центра «ЛЭМТ» БелОМО.

Партнеры конференции



Cedon



NETCO
sports

