

# ДОКЛАДЫ БГУИР

Том 23, № 1, 2025

Научный журнал выходит шесть раз в год

Учредитель

Учреждение образования «Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники»

Журнал включен в Перечень ВАК Республики Беларусь, а также в базы данных:  
CNKI, Dimensions, DOAJ, Google Scholar, Mendeley, Open Alex, НЭБ «КиберЛенинка», РИНЦ

## СОДЕРЖАНИЕ

Лазарук С. К., Купреева О. В., Томашевич Л. П., Уткина Е. А., Жигулин Д. В., Горбачев Ф. А., Ластовка А. С. Оксидные пленки со встроенным электрическим зарядом для регулирования процессов гемостаза .....	7
Пушкарчук А. Л., Безъязычная Т. В., Поткин В. И., Дикусар Е. А., Солдатов А. Г., Килин С. Я., Низовцев А. П., Кутень С. А., Ермак Д. В., Пивоварчик Т. С., Мигас Д. Б., Кульчицкий В. А. Структурные, электронные и топологические свойства конъюгатов карбоплатина с фуллеренолом .....	14
Зельманский О. Б., Богущ В. А. Аппаратно-программный комплекс для раннего выявления болезней органов дыхания, отягощенных дыхательной недостаточностью и синдромом апноэ-гипопноэ .....	21
Верига М. Е., Лемешко Е. В., Васюкевич С. Н. Исследование материалов для изготовления электродов, предназначенных для длительной регистрации электрокардиограммы.....	28
Остапович А. А., Ивашенко С. В., Шпак И. И. Ускорение остеоинтеграции дентальных имплантатов слабым постоянным током .....	34
Самуйлов И. В., Барадина И. Н., Васильева Ю. Ф., Недень В. Ч. Алгоритм анализа компьютерного изображения в лучевой диагностике изменений в шейно-черепном отделе при дисфункции височно-нижнечелюстных суставов.....	40
Kovalev V. A. A Method for Detecting Distinctive Patterns of Real Patients in Generated Images (Ковалев В. А. Метод обнаружения характерных паттернов реальных пациентов на сгенерированных изображениях) .....	47
Navitskaya N. Y., Kamlach P. V., Likhachevski D. V., Bandaryk V. M., Davydov M. V. Modeling the Effects of Directed Contact Diathermy on Biological Tissue (Новицкая А. Е., Камлач П. В., Лихачевский Д. В., Бондарик В. М., Давыдов М. В. Моделирование эффектов направленной контактной диатермии на биологические ткани).....	54
Косарева А. А. Методика исследования нейросетевых дескрипторов при решении задачи поиска анатомических слоев на изображениях компьютерной томографии лёгких.....	60
Вишняков В. А., Ся И. В., Юй Ч. Ю. Машинное обучение и нейронные сети для IT-диагностики неврологических заболеваний .....	68
Usenko Ph. V., Prudnik A. M. Multi-Branch Convolutional Neural Network Architecture for Glaucoma Diagnosis Using Optical Coherence Tomography Biomarkers and Synthetic Image Simulation (Усенко Ф. В., Прудник А. М. Архитектура многоветвевой сверточной нейронной сети для диагностики глаукомы на основе биомаркеров оптической когерентной томографии и симуляции синтетических изображений).....	74
Рубникович С. П., Грищенко А. С., Денисова Ю. Л., Кузьменко Е. В. Эффективность электромиографического исследования у пациентов стоматологического профиля с признаками бруксизма для определения функционального состояния мышц челюстно-лицевой области .....	83

**Главный редактор  
Вадим Анатольевич Богуш,**

д. ф.-м. н., профессор, ректор Белорусского государственного университета  
информатики и радиоэлектроники (Минск, Беларусь)

**Редакционная коллегия**

**Лыньков Л. М.**, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь – заместитель главного редактора

**Стемпницкий В. Р.**, к. т. н., доцент, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь – заместитель главного редактора

**Бойправ О. В.**, к. т. н., доцент, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь – ответственный секретарь редколлегии

**Батура М. П.**, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Борисенко В. Е.**, д. ф.-м. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Гасанов М. Г.**, д. т. н., профессор, Азербайджанский технический университет, Баку, Азербайджан

**Козлов С. В.**, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Лабунув В. А.**, акад. НАН Беларуси, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Писецкий Ю. В.**, д. т. н., доцент, Ташкентский университет информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразми, Ташкент, Узбекистан

**Сигов А. С.**, акад. РАН, д. ф.-м. н., профессор, МИРЭА – Российский технологический университет, Москва, Россия

**Смирнов А. Г.**, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Татур М. М.**, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Цветков В. Ю.**, д. т. н., профессор, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Беларусь

**Ответственный секретарь Т. В. Мироненко**

**Издание зарегистрировано в Министерстве информации Республики Беларусь, рег. номер 1087**

**Журнал издается с 2003 г. Дата последней перерегистрации 23 января 2010 г.**

---

Подписано в печать 04.02.2025. Формат бумаги 60×84%. Бумага офисная. Отпечатано на ризографе. Гарнитура Таймс.  
Усл. печ. л. 10,93. Уч.-изд. л. 9,7. Тираж 75 экз. Заказ 18.

Адрес редакции:  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 6, ком. 329а  
Тел.: +375 17 293-88-41  
doklady@bsuir.by; <http://doklady.bsuir.by>

---

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

Индекс для индивидуальной подписки 00787. Индекс для ведомственной подписки 007872

# DOKLADY BGUIR

V. 23, No 1, 2025

The scientific journal is published 6 times a year

## Founder

Educational Establishment “Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics”

The Journal is included in the List of Scientific Editions in the Republic of Belarus,  
as well as the following databases:

CNKI, Dimensions, DOAJ, Google Scholar, Mendeley, Open Alex, CyberLeninka, RSCI

---

---

## CONTENTS

<b>Lazarouk S. K., Kupreeva O. V., Tomashevich L. P., Utkina E. A., Zhyhulin D. V., Gorbachev F. A., Lastovka A. S.</b> Oxide Films with Built-in Electric Charge for Regulation of Hemostasis Processes .....	7
<b>Pushkarchuk A. L., Bezyazychnaya T. V., Potkin V. I., Dikusar E. A., Soldatov A. G., Kilin S. Ya., Nizovtsev A. P., Kutsen S. A., Yermak D. V., Pivovarchik T. S., Migas D. B., Kulchitsky V. A.</b> Structural, Electronic and Topological Properties of Carboplatin Conjugate with Fullerenol .....	14
<b>Zelmanski O. B., Bogush V. A.</b> Apparatus for Early Detection of Respiratory Diseases Aggravated by Respiratory Failure and Apnea-Hypopnea Syndrome .....	21
<b>Veriga M. E., Lemeshko Ye. V., Vasyukevich S. N.</b> Study of Materials for Manufacturing Electrodes Designed for Long-Term Registration of Electrocardiogram .....	28
<b>Ostapovich A. A., Ivashenko S. V., Shpak I. I.</b> Osseointegration Acceleration of Dental Implants by Weak Direct Current .....	34
<b>Samuilau I. U., Baradina I. N., Vasilyeva Yu. F., Neden V. Ch.</b> Algorithm for Analyzing Computer Images in Radiation Diagnostics of Changes in the Cervical-Cranial Region in Dysfunction of the Temporomandibular Joints .....	40
<b>Kovalev V. A.</b> A Method for Detecting Distinctive Patterns of Real Patients in Generated Images .....	47
<b>Navitskaya H. Y., Kamlach P. V., Likhachevski D. V., Bandaryk V. M., Davydov M. V.</b> Modeling the Effects of Directed Contact Diathermy on Biological Tissue .....	54
<b>Kosareva A. A.</b> Methodology for Studying Neural Network Descriptors in Solving the Problem of Finding Anatomical Layers in Computed Tomography Images of the Lungs .....	60
<b>Vishniakou U. A., Xia Y. W., Yu Ch. Y.</b> Machine Learning and Neural Networks for IT-Diagnostics of Neurological Diseases .....	68
<b>Usenko Ph. V., Prudnik A. M.</b> Multi-Branch Convolutional Neural Network Architecture for Glaucoma Diagnosis Using Optical Coherence Tomography Biomarkers and Synthetic Image Simulation .....	74
<b>Rubnikovich S. P., Grishchenkov A. S., Denisova Y. L., Kuzmenko E. V.</b> Efficiency of Electromyographic Examination in Dental Patients with Signs of Bruxism to Determine the Functional State of the Muscles of the Maxillofacial Region .....	83

### **Editor-in-Chief**

**Vadim A. Bogush**, Dr. Sci. (Phys. and Math.), Professor,  
Rector of the Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Belarus)

### **Editorial Board**

**Leonid M. Lynkov**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus – Deputy Editor-in-Chief

**Viktor R. Stempitsky**, Cand. Sci. (Tech.), Associate Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus – Deputy Editor-in-Chief

**Olga V. Boiprav**, Cand. Sci. (Tech.), Associate Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus – Responsible Secretary of the Editorial Board

**Mikhail P. Batura**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

**Victor E. Borisenko**, Dr. Sci. (Phys. and Math.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

**Mehman H. Hasanov**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Azerbaijan Technical University, Baku, Azerbaijan

**Sergei V. Kozlov**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

**Vladimir A. Labunov**, Acad. of the NAS of Belarus, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

**Yuri V. Pisetsky**, Dr. Sci. (Tech.), Associate Professor, Tashkent University of Information Technologies named after Muhammad al-Khwarizmi, Tashkent, Uzbekistan

**Alexander S. Sigov**, Acad. of the RAS, Dr. Sci. (Phys. and Math.), Professor, MIREA – Russian Technological University, Moscow, Russia

**Alexander G. Smirnov**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

**Mikhail M. Tatur**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

**Viktor Yu. Tsvetkov**, Dr. Sci. (Tech.), Professor, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

### **Responsible Secretary T. Mironenka**

**The journal is registered in the Ministry of Information of the Republic of Belarus, Reg. No 1087.**

**The journal has been published since 2003. Last re-registration date January 23, 2010.**

---

Signed for printing 04.02.2025. Format 60×84 1/8. Office paper. Printed on a risograph. Type face Times.

Ed.-pr. 1. 10,93. Ed.-ed. 1. 9,7. Edition 75 copies. Order 18.

Editorial address

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

6, P. Brovki St., Off. 329a, 220013, Minsk

Tel.: +375 17 293-88-41

doklady@bsuir.by; <http://doklady.bsuir.by>

---

Printed in BSUIR. License LP No 02330/264 from 24.12.2020.

6, P. Brovki St., Room 329a, 220013, Minsk

Index for individual subscription 00787. Index for departmental subscription 007872



**5–6 декабря 2024 года в Белорусском государственном университете  
информатики и радиоэлектроники состоялась  
XIV Международная научно-техническая конференция  
«МЕДЭЛЕКТРОНИКА–2024»  
«Средства медицинской электроники  
и новые медицинские технологии»**

В рамках конференции обсуждались научные и практические достижения в области проектирования и применения средств медицинской электроники, разработка и внедрение новых медицинских технологий, вопросы подготовки специалистов.

В журнале на с. 7–82 опубликованы материалы, рекомендованные оргкомитетом, а также статья приглашенного автора (с. 83). Дата поступления статей в редакцию – 06.11.2024.

**Организаторы конференции**

Министерство образования Республики Беларусь  
Министерство здравоохранения Республики Беларусь  
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Белорусская медицинская академия последиplomного образования

**Программный комитет**

**Богущ В. А.**, д-р физ.-мат. наук, проф., ректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники – председатель

**Рубникович С. П.**, д-р мед. наук, проф., ректор Белорусского государственного медицинского университета – председатель

**Воропай Е. С.**, д-р физ.-мат. наук, проф., заведующий научно-исследовательской лабораторией Белорусского государственного университета

**Герасименко М. А.**, д-р мед. наук, проф., директор РНПЦ травматологии и ортопедии

**Давыдов М. В.**, канд. техн. наук, доц., первый проректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

**Дик С. К.**, канд. физ.-мат. наук, доц., заведующий кафедрой Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

**Камышников В. С.**, д-р мед. наук, проф.

**Карпенко Ф. Н.**, канд. мед. наук, директор Республиканского научно-практического центра трансфузиологии и медицинских биотехнологий, главный внештатный специалист Минздрава по трансфузиологии

**Кугейко М. М.**, д-р физ.-мат. наук, проф. Белорусского государственного университета

**Кругликов С. В.**, д-р воен. наук, генеральный директор Объединенного института проблем информатики НАН Беларуси

**Лихачевский Д. В.**, канд. техн. наук, доц., декан факультета компьютерного проектирования Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

**Лысенко С. А.**, д-р физ.-мат. наук, проф., директор Института природопользования НАН Беларуси

**Осипов А. Н.**, канд. техн. наук, доц., заведующий лабораторией ЦМИ НИЧ Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

**Пономаренко Г. Н.**, чл.-корр. РАН, д-р мед. наук, проф., генеральный директор ФГБУ «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов имени Г. А. Альбрехта»

**Руденок В. В.**, д-р мед. наук, проф., проректор по международным связям Белорусского государственного медицинского университета

**Руммо О. О.**, акад. НАН Беларуси, д-р мед. наук, проф., директор Минского научно-практического центра хирургии, трансплантологии и гематологии

**Сиваков А. П.**, д-р мед. наук, проф., заведующий кафедрой рефлексотерапии Белорусского государственного медицинского университета

**Смычек В. Б.**, д-р мед. наук, проф., директор РНПЦ медицинской экспертизы и реабилитации Министерства здравоохранения Республики Беларусь

**Стемпичий В. Р.**, канд. техн. наук, доц., проректор по научной работе Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

**Тузиков А. В.**, чл.-корр. НАН Беларуси, д-р физ.-мат. наук, проф., заведующий лабораторией Объединенного института проблем информатики НАН Беларуси

**Шкадаревич А. П.**, акад. НАН Беларуси, д-р физ.-мат. наук, проф., директор Научно-технического центра «ЛЭМТ» БелОМО

**Зайнидинов Х. Н.**, д-р техн. наук, проф., заведующий кафедрой искусственного интеллекта Ташкентского университета информационных технологий имени Мухаммада ал-Хоразмий

Партнёр конференции





<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-7-13>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 577.1, 539.2, 621.315

## ОКСИДНЫЕ ПЛЕНКИ СО ВСТРОЕННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ЗАРЯДОМ ДЛЯ РЕГУЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ ГЕМОСТАЗА

С. К. ЛАЗАРУК<sup>1</sup>, О. В. КУПРЕЕВА<sup>1</sup>, Л. П. ТОМАШЕВИЧ<sup>1</sup>, Е. А. УТКИНА<sup>1</sup>,  
Д. В. ЖИГУЛИН<sup>2</sup>, Ф. А. ГОРБАЧЕВ<sup>3</sup>, А. С. ЛАСТОВКА<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>ОАО «ИНТЕГРАЛ» – управляющая компания холдинга «ИНТЕГРАЛ» (г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>3</sup>Белорусский государственный медицинский университет (г. Минск, Республика Беларусь)

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Рассмотрено формирование пленок оксидов вентильных металлов ряда алюминий, цирконий, титан, тантал, ниобий толщиной около 100 нм электрохимическим анодированием в электролите на основе 1%-ного водного раствора лимонной кислоты. Исследовано влияние пленок анодных оксидов вентильных металлов со встроенным электретным зарядом на процесс гемостаза крови при ее контактировании с поверхностью оксидных пленок. Установлено, что пленки оксидов, имеющие отрицательный электрический заряд (оксиды алюминия и циркония), замедляют процесс гемостаза крови, а пленки анодных оксидов с положительным электрическим зарядом (оксиды ниобия и тантала) ускоряют его. Даны рекомендации по использованию покрытий с отрицательным электрическим зарядом в качестве покрытий имплантатов для обеспечения тромборезистентного эффекта. Оксиды вентильных металлов с положительным зарядом могут быть использованы при обработке ран для остановки кровотечения.

**Ключевые слова:** оксидные пленки, электрохимическое анодирование, встроенный электрический заряд, гемостаз крови, тромборезистентность.

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

**Для цитирования.** Оксидные пленки со встроенным электрическим зарядом для регулирования процессов гемостаза / С. К. Лазарук [и др.] // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 7–13. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-7-13>.

## OXIDE FILMS WITH BUILT-IN ELECTRIC CHARGE FOR REGULATION OF HEMOSTASIS PROCESSES

SERGUEI K. LAZAROUK<sup>1</sup>, OLGA V. KUPREEVA<sup>1</sup>, LEONID P. TOMASHEVICH<sup>1</sup>,  
ELENA A. UTKINA<sup>1</sup>, DMITRY V. ZHYHULIN<sup>2</sup>, FEDOR A. GORBACHEU<sup>3</sup>,  
ALEKSANDER S. LASTOVKA<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

<sup>2</sup>JSC "INTEGRAL" – Manager Holding Company "INTEGRAL" (Minsk, Republic of Belarus)

<sup>3</sup>Belarusian State Medical University (Minsk, Republic of Belarus)

**Abstract.** The formation of films of valve metal oxides of the aluminum, zirconium, titanium, tantalum, niobium series with a thickness of about 100 nm by electrochemical anodization in an electrolyte based on a 1 % aqueous solution of citric acid is considered. The effect of films of anodic oxides of valve metals with a built-in electret charge on the process of blood hemostasis when it contacts the surface of oxide films is studied. It is found that films of oxides with a negative electric charge (oxides of aluminum and zirconium) slow down the process of blood hemostasis, and films of anodic oxides with a positive electric charge (oxides of niobium and tantalum) accelerate it. Recommendations are given for the use of coatings with a negative electric charge as implant coatings to ensure a thromboresistant effect. Positively charged valve metal oxides can be used in wound treatment to stop bleeding.

**Keywords:** oxide films, electrochemical anodizing, built-in electric charge, blood hemostasis, thromboresistance.

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

**For citation.** Lazarouk S. K., Kupreeva O. V., Tomashevich L. P., Utkina E. A., Zhyhulin D. V., Gorbacheu F. A., et al. (2025) Oxide Films with Built-in Electric Charge for Regulation of Hemostasis Processes. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 7–13. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-7-13> (in Russian).

### Введение

Оксидные пленки вентильных материалов (кремния, алюминия, титана, циркония, тантала, ниобия) используются в технологии изготовления изделий микроэлектроники [1–7]. В [8–10] отмечалось, что в зависимости от выбора исходного материала и режимов формирования анодных оксидных пленок можно создавать покрытия, обладающие встроенным электрическим зарядом – как положительным, так и отрицательным. Известно, что электростимуляция применяется при остеорепарации [11], а тромбоциты крови, ответственные за процесс гемостаза, имеют отрицательный электрический заряд, который обеспечивает их перемещение к положительно заряженному травмированному участку субэндотелий, где их взаимодействия с субэндотелиями и коллагенами обеспечивают эффект свертывания крови [12–15]. Таким образом, за счет использования покрытий с заданным электрическим зарядом можно управлять эффектом свертывания крови на поверхности данного покрытия, т. е. при необходимости можно усиливать этот эффект, когда нужно остановить кровотечение, и замедлять, чтобы предотвратить появление тромбов.

В статье рассмотрены влияние режимов формирования оксидных пленок на полярность и величину встроенного электрического заряда, а также влияние этого заряда на процесс гемостаза.

### Проведение эксперимента

В качестве исходных образцов использовались прозрачные пластины из силикатного либо органического стекла толщиной менее 1 мм. Пленки металлов ряда алюминий, цирконий, титан, ниобий, тантал толщиной 50–100 нм осаждали магнетронным распылением при температуре подложки ( $100 \pm 10$ ) °С.

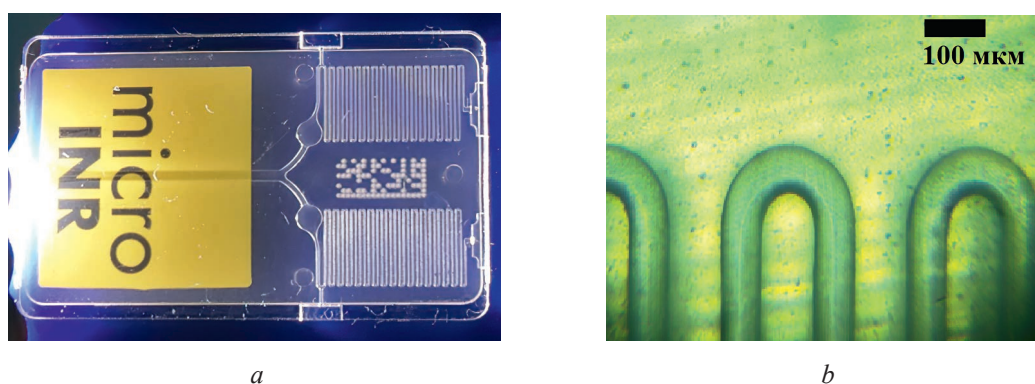
Анодное окисление металлических пленок проводили в электролите на основе 1%-ного водного раствора лимонной кислоты, анодирование – в гальваностатическом режиме при плотности анодного тока 10–20 мА/см<sup>2</sup>. Время анодирования определялось выходом фронта анодирования к поверхности стеклянных пластин, что проявлялось заметным увеличением анодного напряже-

ния. Специальная форма катода обеспечивала практически полное прокисление металлических пленок, что подтверждалось прозрачностью получаемых структур.

Вольт-временные характеристики на формируемых структурах регистрировались после завершения анодных процессов в течение временных интервалов от 1 ч до нескольких дней. После прохождения нулевой точки потенциала на исследуемых образцах проводили замену вольтметра на высокоомный вольтметр с внутренним сопротивлением более 1 ГОм, чтобы исключить влияние схемы на кинетику измерения потенциала анодной пленки.

Полярность и величина встроенного электрического заряда оценивались с помощью измерения электродного потенциала открытой цепи после выдержки в электрохимической ячейке более 1 ч [8]. После процесса электрохимического анодирования экспериментальные структуры отмывали в дистиллированной воде.

Для оценки процесса гемостаза на экспериментальных структурах использовали коагулометр microINR (iLine Microsystems S.L., Испания), измеряя процесс гемостаза крови на прозрачных чипах по показаниям МНО (международное нормализованное отношение), покрытых оксидными пленками вентильных металлов. Фотографии чипов представлены на рис. 1.



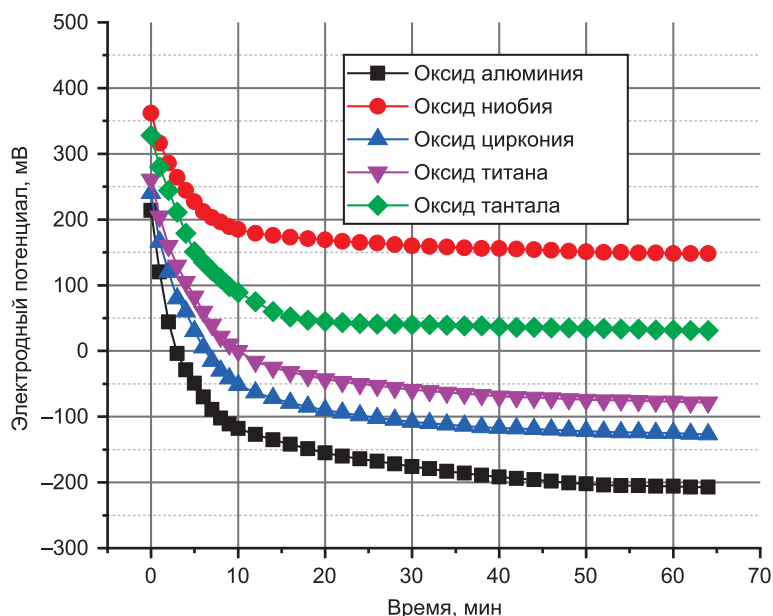
**Рис. 1.** Чип для определения показателя международного нормализованного отношения гемостаза крови: *a* – общий вид; *b* – вид микроканалов внутри прозрачной подложки  
**Fig. 1.** Chip for determining the international normalized ratio of blood hemostasis: *a* – general view; *b* – view of microchannels inside the transparent substrate

### Результаты исследований и их обсуждение

На рис. 2 приведены вольт-временные зависимости разности потенциалов между электродами, покрытыми анодными оксидными пленками, и контрольными металлическими электродами тех же металлов без анодных оксидов. Отсчет контролируемого времени начинался сразу после завершения электрохимического анодирования. Как видно из рис. 2, по окончании анодного процесса на всех исследуемых поверхностях наблюдается положительный электрический потенциал в диапазоне от 200 до 360 мВ относительно контрольных металлических электродов. Далее с течением времени отмечается постепенное изменение этого потенциала. Причем для металлов ряда алюминий, цирконий, титан происходит переход электродного потенциала в отрицательную область.

Уменьшение электродного потенциала наблюдалось для всех исследуемых электродов, покрытых оксидной пленкой. После 60 мин выдержки в электролите электрохимической ячейки изменение потенциала уменьшается, переходя в стадию его стабилизации. При последующих измерениях изменение не превышало 10 % от значения, соответствующего 60-минутной выдержке. Как видно из рис. 2, величина электродного потенциала минимальна для оксидных пленок алюминия, далее в порядке возрастания его значений следуют оксидные пленки циркония, титана, тантала и ниобия. Причем после 60-минутной стабилизации пленки оксидов алюминия, циркония и титана имеют отрицательную, а тантала и ниобия – положительную полярность электродного потенциала.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что отрицательный электродный потенциал свойственен оксидным пленкам вентильных металлов 3-й и 4-й групп, в то время как положительный отмечается в оксидных пленках металлов 5-й группы.



**Рис. 2.** Зависимость электродных потенциалов от времени выдержки в электрохимической ячейке после окончания анодного процесса для различных оксидов вентильных металлов  
**Fig. 2.** Dependence of electrode potentials on the holding time in an electrochemical cell after the end of the anodic process for various valve metal oxides

Переход к стабильному электродному потенциалу наблюдается не только при выдержке в электролите, но и в атмосфере воздуха, однако время перехода к стабильному значению электродного потенциала больше. Тем не менее тенденция перехода электродного потенциала к соответствующему стабильному значению отмечена при выдержке исследуемых образцов и в альтернативных средах, таких как инертные газы, кислород, азот.

Результаты исследования влияния электродного потенциала оксидных пленок вентильных металлов на микрочипе на процесс гемостаза крови по показателю МНО представлены в табл. 1.

**Таблица 1.** Результаты исследования влияния оксидных пленок вентильных металлов на процесс гемостаза крови по показателю международного нормализованного отношения  
**Table 1.** Results of the study of the influence of oxide films of valve metals on the process of blood hemostasis according to the international normalized ratio

Тип оксидной пленки	Электродный потенциал, мВ	Показатель МНО
Оксидная пленка отсутствует	0	1,0–1,1
Анодный оксид алюминия	–(200–240)	1,1–1,3
Анодный оксид циркония	–(120–140)	1,1–1,2
Анодный оксид титана	–(60–80)	1,0–1,1
Анодный оксид тантала	20–40	1,0–1,1
Анодный оксид ниобия	130–160	0,9–1,0

Как видно из табл. 1, наличие анодных оксидных пленок алюминия и циркония замедляет процесс гемостаза за счет отрицательного электродного заряда, а пленки анодного оксида ниобия способствуют процессу гемостаза крови, о чем свидетельствует уменьшение показателя МНО. Пленки оксидов титана и тантала не показали заметного влияния на процесс гемостаза, что объясняется незначительной величиной электродного потенциала. Для более точных результатов таких исследований необходимы дополнительные эксперименты на оборудовании, обладающем высокой разрешающей способностью при определении показателя МНО.

## Заключение

1. Проведенные исследования показали, что пленки оксидов вентильных металлов ряда алюминий, цирконий, титан, тантал, ниобий, обладающие определенным встроенным электричес-



ким зарядом, способны влиять на процесс гемостаза крови при их контактировании. Причем пленки оксидов алюминия и циркония за счет наличия отрицательного электрического заряда увеличивают показатель международного нормализованного отношения, т. е. уменьшают скорость свертываемости крови, в то время как пленки оксида ниобия, имеющие положительный электрический заряд, увеличивают скорость коагуляции крови.

2. Пленки оксидов вентильных металлов со встроенным отрицательным электрическим зарядом могут быть использованы в качестве покрытий имплантатов, обладающих тромборезистентными свойствами [16–18]. Оксиды вентильных металлов с положительными электрическими зарядами могут найти применение при обработке кровоточащих ран для остановки кровотечения за счет ускорения свертываемости крови.

3. Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (проект от 1 марта 2024 г. № T24B-009).

### Список литературы

1. Efficiency of Avalanche Light-Emitting Diodes Based on Porous Silicon / S. K. Lazarouk [et al.] // *Semiconductors*. 2005. Vol. 39, No 1. P. 136–138.
2. Anodic Nanoporous Titania for Electro-Optical Devices / S. Lazarouk [et al.] // *Japanese Journal of Applied Physics*. 2007. Vol. 46.
3. Visible Electroluminescence from Al-Porous Silicon Reverse Bias Diodes Formed on the Base of Degenerate N-Type Silicon AF / S. Lazarouk [et al.] // *MRS Online Proceedings Library Archive*. 1996. Vol. 358. P. 659–664.
4. Electroluminescence from Aluminum-Porous Silicon Reverse-Biased Schottky Diodes Formed on the Base of Highly Doped N-Type Polysilicon / S. Lazarouk [et al.] // *Thin Solid Films*. 1996. Vol. 276, No 1. P. 296–298.
5. Stable Electroluminescence of Nanostructured Silicon Embedded into Anodic Alumina / P. Katsuba [et al.] // *Physica E: Low-Dimensional Systems and Nanostructures*. 2009. Vol. 41, No 6. P. 931–934.
6. Si-Based Optoelectronic Couple / P. Jaguiro [et al.] // *Physica E: Low-Dimensional Systems and Nanostructures*. 2009. Vol. 41, No 6. P. 1094–1096.
7. 3D Silicon Photonic Structures Based on Avalanche LED with Interconnections Through Optical Interposer / S. K. Lazarouk [et al.] // *International Journal of Nanoscience*. 2019. Vol. 18.
8. Влияние поверхностного потенциала анодных алюмооксидных пленок на их зарядовые свойства / В. Л. Динь [и др.] // *Доклады БГУИР*. 2019. Т. 5, № 123. С. 72–78.
9. Биоактивные покрытия на основе оксидов титана и тантала для титановых имплантатов / С. И. Багаев [и др.] // *Современные методы и технологии создания и обработки материалов: сб. науч. тр., в 2 кн. Минск: Физ.-техн. ин-т Нац. акад. наук Беларуси, 2021. Кн. 1. С. 250–263.*
10. Влияние морфологии поверхности титановых имплантатов на реакцию со стороны костной ткани / О. В. Купреева [и др.] // *Современные методы и технологии создания и обработки материалов: сб. науч. тр. XII Междунар. науч.-техн. конф., в 3-х кн. Минск: Физ.-техн. ин-т Нац. акад. наук Беларуси, 2017. С. 174–178.*
11. Ткаченко, С. С. *Электростимуляция остеорепарации* / С. С. Ткаченко, В. В. Руцкий. Л.: Медицина, 1989.
12. Бочаров, М. Е. *Электрическая составляющая кровообращения* / М. Е. Бочаров // *Концепт*. 2015. Т. 13. С. 2511–2515.
13. Сравнительные исследования легированных оловом тонкопленочных структур оксида индия различной толщины на стеклянной подложке для биомедицинских приложений сепарации и концентрирования клеток цельной крови / А. И. Драпеца [и др.] // *Современные методы и технологии создания и обработки материалов: сб. науч. тр., в 2 кн. Минск: Физ.-техн. ин-т Нац. акад. наук Беларуси, 2022. Кн. 2. С. 91–101.*
14. Изучение электрокинетических возможностей сепарации и концентрирования бактерий (*S. aureus*) в цельной крови четырехэлектродным биосенсорным чип-форматом с прозрачными микроэлектродами / А. И. Драпеца [и др.] // *Доклады БГУИР*. 2022. Т. 20, № 5. С. 73–81.
15. Оптимизация состава среды и размеров конструктивных элементов биопроцессорного чипа-формата с NI микроэлектродами для разделения и концентрации *S. aureus* в модельных условиях и в цельной крови / А. И. Драпеца [и др.] // *Медэлектроника–2020. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии: сб. науч. ст. XII Междунар. науч.-техн. конф., г. Минск, 10 дек. 2020 г. Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2020. С. 163–169.*
16. Effect of the Surface Structure of Titanium Implants on the Response to the Bone Tissue / S. K. Lazarouk [et al.] // *Physics, Chemistry and Application of Nanostructures*. 2017. P. 433–436.
17. Влияние поверхностной структуры титановых имплантатов на реакцию со стороны костной ткани / С. К. Лазарук [и др.] // *Доклады БГУИР*. 2016. Т. 1, № 95. С. 100–103.



18. Оптические свойства анодного оксида титана и его применение в челюстно-лицевой хирургии / Е. А. Гвоздовская [и др.] // Доклады БГУИР. 2016. Т. 5, № 99. С. 48–53.

## References

1. Lazarouk S. K., Leshok A. A., Labunov V. A., Borisenko V. E. (2005) Efficiency of Avalanche Light-Emitting Diodes Based on Porous Silicon. *Semiconductors*. 39 (1), 136–138.
2. Lazarouk S., Xie Z., Chigrinov V., Kwok H. (2007) Anodic Nanoporous Titania for Electro-Optical Devices. *Japanese Journal of Applied Physics*. 46.
3. Lazarouk S., Bondarenko V., Pershukevich P., Monica S., Maiello G. (1996) Visible Electroluminescence from Al-Porous Silicon Reverse Bias Diodes Formed on the Base of Degenerate N-Type Silicon AF. *MRS On-line Proceedings Library Archive*. 358, 659–664.
4. Lazarouk S., Bondarenko V., Monica S., Maiello G., Masini G. (1996) Electroluminescence from Aluminum-Porous Silicon Reverse-Biased Schottky Diodes Formed on the Base of Highly Doped N-Type Polysilicon. *Thin Solid Films*. 276 (1), 296–298.
5. Katsuba P., Jaguiro P., Lazarouk S., Smirnov A. (2009) Stable Electroluminescence of Nanostructured Silicon Embedded into Anodic Alumina. *Physica E: Low-Dimensional Systems and Nanostructures*. 41 (6), 931–934.
6. Jaguiro P., Katsuba P., Lazarouk S., Moore S., Smirnov A. (2009) Si-Based Optoelectronic Couple. *Physica E: Low-Dimensional Systems and Nanostructures*. 41 (6), 1094–1096.
7. Lazarouk S. K., Leshok A. A., Kozlova T. A., Dolbik A. V., Vi L. D., Ilkov V. K. (2019) 3D Silicon Photonic Structures Based on Avalanche LED with Interconnections Through Optical Interposer. *International Journal of Nanoscience*. 18.
8. Din V. L., Kupreeva O. V., Dudich V. V., Filipenya V. A., Lazarouk S. K. (2019) The Influence of the Surface Potential of Anodic Alumina Films on Their Charging Properties. *Doklady BGUIR*. 5 (123), 72–78 (in Russian).
9. Bagayev S. I., Smyaglikov I. P., Lazarouk S. K., Kupreeva O. V. (2021) Bioactive Coatings Based on Titanium and Tantalum Oxides for Titanium Implants. *Modern Methods and Technologies for Creating and Processing Materials, Collection of Scientific Papers, in 2 Books, Book 1*. Minsk, Physical-Technical Institute of the National Academy of Sciences of Belarus. 250–263 (in Russian).
10. Kupreeva O. V., Bagayev S. I., Mazurenko A. N., Dudich O. N., Krasilnikova V. L. (2017) The Influence of Titanium Implant Surface Morphology on the Reaction of Bone Tissue. *Modern Methods and Technologies for Creating and Processing Materials, Collection of Scientific PAPERS of the XII International Scientific and Technical Conference, in 3 Books*. Minsk, Physical-Technical Institute of the National Academy of Sciences of Belarus. 174–178 (in Russian).
11. Tkachenko S. S., Rutsky V. V. (1989) *Electrostimulation of Osteoreparation*. Leningrad, Medicine Publ. (in Russian).
12. Bocharov M. E. (2015) Electrical Component of Blood Circulation. *Concept*. 13, 2511–2515 (in Russian).
13. Drapeza A. I., Lazarouk S. K., Khmelnskiy A. I., Loban V. A., Orekhovskaya T. I., Dolbik A. V., et al. (2022) Comparative Studies of Tin-Doped Indium Oxide Thin-Film Structures of Different Thickness on a Glass Substrate for Biomedical Applications of Whole Blood Cell Separation and Concentration. *Modern Methods and Technologies for the Creation and Processing of Materials: A Collection of Scientific Papers, in 2 Books, Book 2*. Minsk, Physicotechnical Institute of the of the National Academy of Sciences of Belarus. 91–101 (in Russian).
14. Drapeza A. I., Lazaruk S. K., Skorokhod G. A., Loban V. A., Orekhovskaya T. I., Khmelnskiy A. I., et al. (2022) Study of Electrokinetic Capabilities of Separation and Concentration of Bacteria (*S. Aureus*) in Whole Blood Using a Four-Electrode Biosensor Chip Format with Transparent Microelectrodes. *Doklady BGUIR*. 20 (5), 73–81 (in Russian).
15. Drapeza A. I., Lazarouk S. K., Gudkova E. I., Loban V. A., Orekhovskaya T. I., Khmelnskiy A. I., et al. (2020) Optimization of the Composition of the Medium and the Sizes of the Structural Elements of the Bioprocessor Chip-Format with NI Microelectrodes for the Separation and Concentration of *S. Aureus* Under Model Conditions and in Whole Blood. *Medelectronics–2020. Medical Electronics and New Medical Technologies: Collection of Scientific Articles of the XII International Scientific and Technical Conference, Minsk, Dec. 10*. Minsk. Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 163–169 (in Russian).
16. Lazarouk S. K., Kupreeva O. V., Dudich O. N., Krasilnikova V. L., Bahayeu S. I. (2017) Effect of the Surface Structure of Titanium Implants on the Response to the Bone Tissue. *Physics, Chemistry and Application of Nanostructures*. 433–436.
17. Lazarouk S. K., Kupreeva O. V., Isaev D. V., Gorbachev F. A., Lastovka A. S. (2016) The Influence of the Surface Structure of Titanium Implants on the Reaction of Bone Tissue. *Doklady BGUIR*. 1 (95), 100–103 (in Russian).

18. Gvozдовskaya E. A., Timoshevich I. V., Korzun K. A., Lazarouk S. K., Kupreeva O. V., Isaev D. V., et al. (2016) Optical Properties of Anodic Titanium Oxide and Its Application in Maxillofacial Surgery. *Doklady BGUIR*. 5 (99), 48–53 (in Russian).

#### **Вклад авторов / Authors' contribution**

Авторы внесли равный вклад в написание статьи / The authors contributed equally to the writing of the article.

#### **Сведения об авторах**

**Лазарук С. К.**, д-р физ.-мат. наук, проф., зав. научно-исследовательской лабораторией «Интегрированные микро- и наносистемы» (НИЛ 4.6), Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (БГУИР)

**Купреева О. В.**, науч. сотр. НИЛ 4.6, БГУИР

**Томашевич Л. П.**, инж.-электрон. НИЛ 4.6, БГУИР

**Уткина Е. А.**, доц., вед. науч. сотр. научно-исследовательской лаборатории «Технология гибридных микросхем» (НИЛ 4.2), БГУИР

**Жигулин Д. В.**, нач. сектора физико-технического анализа Государственного центра «Белмикроанализ», ОАО «ИНТЕГРАЛ» – управляющая компания холдинга «ИНТЕГРАЛ»

**Горбачев Ф. А.**, доц. каф. челюстно-лицевой хирургии, Белорусский государственный медицинский университет (БГМУ)

**Ластовка А. С.**, проф. каф. челюстно-лицевой хирургии, БГМУ

#### **Адрес для корреспонденции**

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники  
Тел.: +375 17 293-88-69  
E-mail: serg@nano.bsuir.edu.by  
Лазарук Сергей Константинович

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

**Lazarouk S. K.**, Dr. of Sci. (Phys. and Math.), Professor, Head of the Research Laboratory “Integrated Micro- and Nanosystems” (Lab 4.6), Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR)

**Kupreeva O. V.**, Researcher at the Lab 4.6, BSUIR

**Tomashевич L. P.**, Electronics Engineer at the Lab 4.6, BSUIR

**Utkina E. A.**, Associate Professor, Leading Researcher at the Research Laboratory “Hybrid Microcircuit Technology” (Lab 4.2), BSUIR

**Zhyhulin D. V.**, Head of the Sector of Physical and Technical Analysis of the “Belmicroanalysis” State Center, JSC “INTEGRAL” – Manager Holding Company “INTEGRAL”

**Gorbachev F. A.**, Associate Professor at the Department of Maxillofacial Surgery, Belarusian State Medical University (BSMU)

**Lastovka A. S.**, Professor at the Department of Maxillofacial Surgery, BSMU

#### **Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: +375 17 293-88-69  
E-mail: serg@nano.bsuir.edu.by  
Lazarouk Serguei Konstantinovich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-14-20>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 544.18:539.21:541.49:539.6

## СТРУКТУРНЫЕ, ЭЛЕКТРОННЫЕ И ТОПОЛОГИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КОНЬЮГАТОВ КАРБОПЛАТИНА С ФУЛЛЕРЕНОЛОМ

А. Л. ПУШКАРЧУК<sup>1</sup>, Т. В. БЕЗЪЯЗЫЧНАЯ<sup>1</sup>, В. И. ПОТКИН<sup>1</sup>, Е. А. ДИКУСАР<sup>1</sup>,  
А. Г. СОЛДАТОВ<sup>1,2</sup>, С. Я. КИЛИН<sup>3</sup>, А. П. НИЗОВЦЕВ<sup>3</sup>, С. А. КУТЕНЬ<sup>4</sup>, Д. В. ЕРМАК<sup>4</sup>,  
Т. С. ПИВОВАРЧИК<sup>5</sup>, Д. Б. МИГАС<sup>5</sup>, В. А. КУЛЬЧИЦКИЙ<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Институт физико-органической химии Национальной академии наук Беларуси  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>Научно-практический центр Национальной академии наук Беларуси по материаловедению  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>3</sup>Институт физики имени Б. И. Степанова Национальной академии наук Беларуси  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>4</sup>Институт ядерных проблем Белорусского государственного университета  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>5</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>6</sup>Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси (г. Минск, Республика Беларусь)

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** В статье представлен расчет методом HF-3с структурных и электронных характеристик конъюгата, состоящего из лекарственного препарата карбоплатина ( $C_6H_{12}N_2O_4Pt$ ) и наночносителя фуллеренола ( $C_{60}(OH)_{24}$ ). Оптимизация геометрической структуры конъюгата в водной среде проводилась с использованием того же метода и с применением модели поляризуемого континуума. Для выяснения природы межмолекулярной связи и оценки силы взаимодействия между молекулой карбоплатина и фуллеренолом был выполнен топологический анализ механизмов нековалентного взаимодействия на основе метода квантовой теории атомов в молекулах. Проанализированы индивидуальные парные атомные нековалентные взаимодействия в конъюгате и проведена оценка их энергий с помощью корреляции между энергией взаимодействия и характеристиками электронной плотности в критических точках связей. Показано, что конъюгат формируется за счет слабых сил взаимодействия между карбоплатином и фуллеренолом, обеспечивая освобождение лекарственного препарата при доставке его к соответствующему участку ДНК без значительных энергозатрат. Исследованные конъюгаты могут быть использованы для адресной доставки лекарственных препаратов.

**Ключевые слова:** квантовая химия, метод HF-3с, квантовая теория атомов в молекулах, программный пакет ORCA, фуллеренол, карбоплатин, конъюгат, лекарственные препараты, адресная доставка, токсикология.

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

**Для цитирования:** Структурные, электронные и топологические свойства конъюгатов карбоплатина с фуллеренолом / А. Л. Пушкарчук [и др.] // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 14–20. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-14-20>.

## STRUCTURAL, ELECTRONIC AND TOPOLOGICAL PROPERTIES OF CARBOPLATIN CONJUGATE WITH FULLERENOL

ALEXANDER L. PUSHKARCHUK<sup>1</sup>, TATSIANA V. BEZYAZYCHNAYA<sup>1</sup>,  
VLADIMIR I. POTKIN<sup>1</sup>, EVGENIJ A. DIKUSAR<sup>1</sup>, ANDREI G. SOLDATOV<sup>1,2</sup>,  
SERGEI YA. KILIN<sup>3</sup>, ALEXANDER P. NIZOVTSSEV<sup>3</sup>, SIAMION A. KUTSEN<sup>4</sup>,  
DMITRI V. YERMAK<sup>4</sup>, TATSIANA S. PIVOVARCHIK<sup>5</sup>,  
DMITRI B. MIGAS<sup>5</sup>, VLADIMIR A. KULCHITSKY<sup>6</sup>

<sup>1</sup>*Institute of Physical-Organic Chemistry of the National Academy of Sciences of Belarus  
(Minsk, Republic of Belarus)*

<sup>2</sup>*Scientific and Practical Center of the National Academy of Sciences of Belarus for Materials Science  
(Minsk, Republic of Belarus)*

<sup>3</sup>*B. I. Stepanov Institute of Physics of the National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Republic of Belarus)*

<sup>4</sup>*Institute for Nuclear Problems of Belarusian State University (Minsk, Republic of Belarus)*

<sup>5</sup>*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)*

<sup>6</sup>*Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Republic of Belarus)*

**Abstract.** The article presents the calculation of the structural and electronic characteristics of a conjugate consisting of the drug carboplatin ( $C_6H_{12}N_2O_4Pt$ ) and a fullereneol ( $C_{60}(OH)_{24}$ ) nanocarrier by the HF-3c method. Optimization of the geometric structure of the conjugate in an aqueous medium was carried out using the same level of theory and the polarizable continuum model. To clarify the nature of the intermolecular bond and assess the strength of the interaction between the carboplatin molecule and fullereneol, a topological analysis of the mechanisms of non-covalent interaction was performed based on the quantum theory of atoms in molecules. Individual paired atomic non-covalent interactions in the conjugate were analyzed and their energies were estimated using the correlation between the interaction energy and the characteristics of the electron density at the critical points of the bonds. It is shown that the conjugate is formed due to weak interaction forces between carboplatin and fullereneol, ensuring the release of the drug when delivering it to the corresponding DNA region without significant energy costs. The studied conjugates can be used for targeted drug delivery.

**Keywords:** quantum chemistry, HF-3c method, quantum theory of atoms in molecules, ORCA software package, fullereneol, carboplatin, conjugate, drugs, targeted delivery, toxicology.

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

**For citation.** Pushkarchuk A. L., Bezyazychnaya T. V., Potkin V. I., Dikusar E. A., Soldatov A. G., Kilin S. Ya., et al. (2025) Structural, Electronic and Topological Properties of Carboplatin Conjugate with Fullereneol. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 14–20. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-14-20> (in Russian).

### Введение

Важнейшим направлением современной фармакологии является адресная доставка лекарственных препаратов к соответствующим участкам ДНК клеток-мишеней. Она реализуется при помощи носителей, имеющих различную природу и химическое строение. В проведенных исследованиях в качестве носителя был выбран фуллеренол, который обладает высокой растворимостью в воде, имеет нейтральный pH и достаточно просто синтезируется с несколькими гидроксильными группами. Это открывает возможности для доставки с его помощью лекарственных препаратов непосредственно в клетки-мишени (в рассматриваемом случае – в клетки онкологических новообразований).

Карбоплатин – известный химиотерапевтический препарат, используется для лечения онкологических заболеваний у человека. Механизм его действия заключается в образовании сшивок между соседними парами оснований гуанина в ДНК, что приводит к подавлению биосинтеза нуклеиновых кислот и гибели клеток [1]. Для снижения токсичности карбоплатина и повышения его эффективности путем уменьшения его концентрации разработана система доставки «препарат – наноноситель». В статье представлено исследование различных свойств конъюгатов карбоплатина с фуллеренолом.

### Методы моделирования

Квантово-химическое моделирование конъюгата проводилось методом HF-3c [2] с использованием программного пакета ORCA 5.03 [3]. Расчеты выполнялись для конъюгатов в безвод-



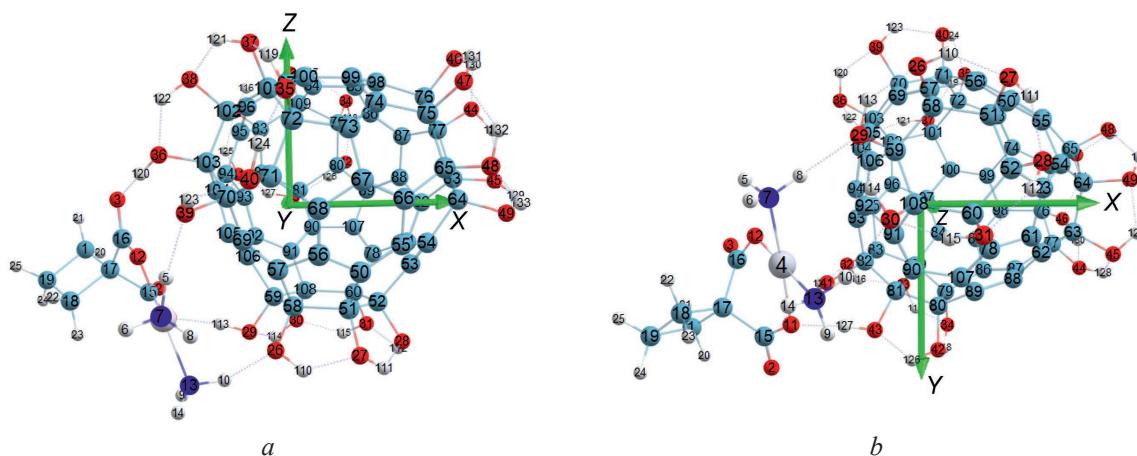
ной и водной средах, что имитировало условия, существующие в живых клетках. Водная среда моделировалась в приближении модели поляризуемого континуума (PCM) [4]. Для понимания природы нековалентных взаимодействий в конъюгате применялись как квантовая теория атомов в молекуле (QTAИМ) [5], так и метод функции локализации электрона (ELF) [6] с использованием программы Multiwfn [7]. Для конъюгатов проводилась полная оптимизация геометрии и рассчитывалась электронная структура с последующим анализом нековалентного взаимодействия.

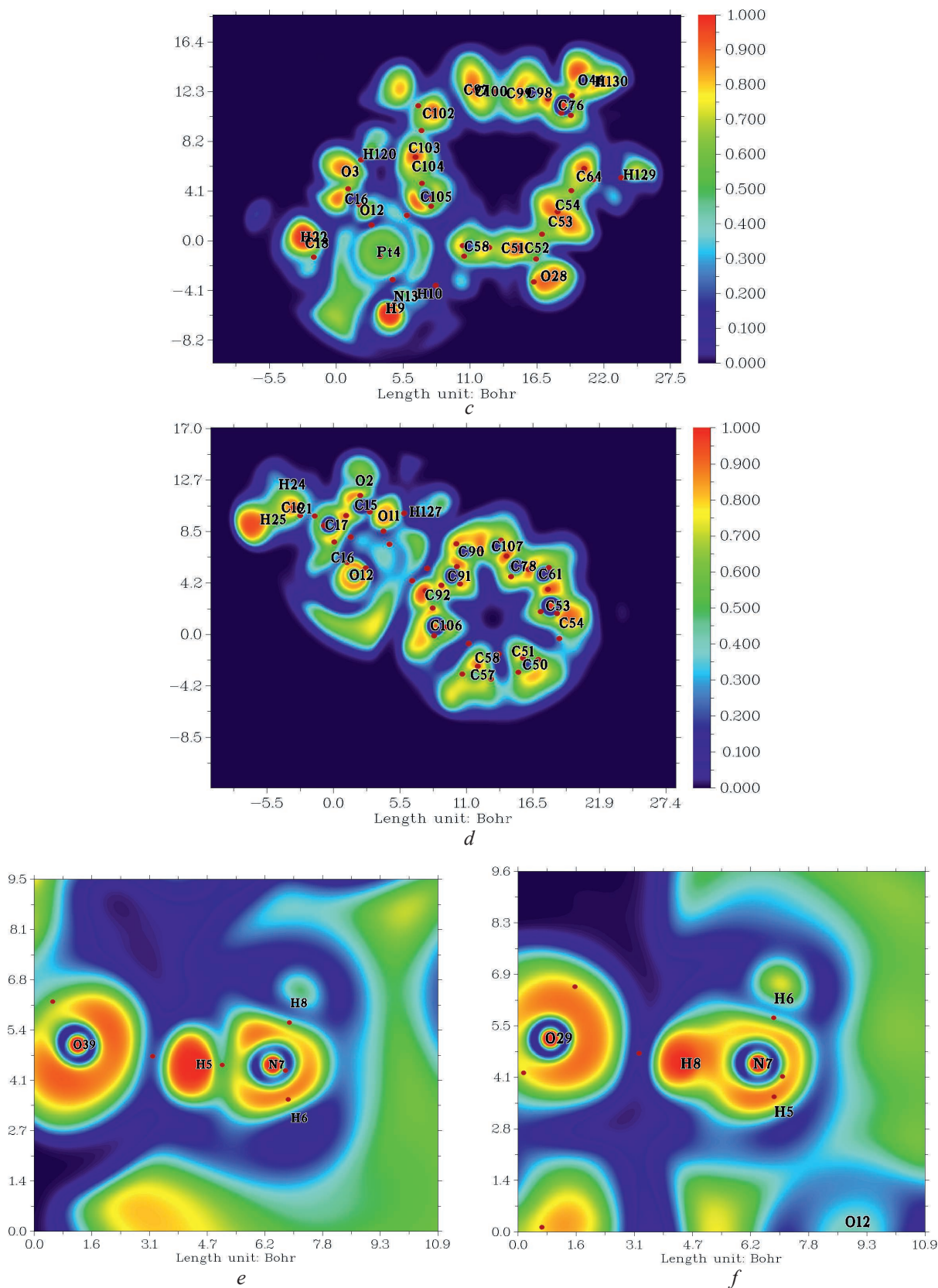
Подход QTAИМ позволяет рассчитать такие параметры системы, как электронная плотность  $\rho_b$ , лапласиан плотности  $\nabla^2\rho_b$ , плотность кинетической и потенциальной энергии  $G_b$  и  $V_b$  соответственно. QTAИМ анализирует распределение электронной плотности конъюгата для определения критических точек системы, являющихся производными первого порядка электронной плотности. Существуют четыре критические точки, которые используются в анализе. В проводимом исследовании рассматривалась только критическая точка связи (ВСП), расположенная там, где электронная плотность имеет минимальное значение вдоль пути связи. Топология электронной плотности и свойства критических точек обеспечивают универсальное описание связи [8]. Лапласиан состоит из вкладов ( $\lambda_i$  – кривизна) по трем главным осям максимального изменения. Связующие взаимодействия можно определить по отрицательному знаку  $\lambda_2$ . И, наоборот, если атомы находятся в несвязанном контакте, то в межатомной области  $\lambda_2 > 0$ . Данные параметры и соответствующие молекулярные графы конъюгата с критическими точками связи и путями связи представлены в табл. 1.

**Таблица 1.** Параметры QTAИМ для некоторых критических точек связи и молекулярные графы конъюгата  $C_{60}(OH)_{24} + Carb$  в вакууме и водном растворе (а.е.)  
**Table 1.** QTAИМ parameters for some critical bond points and molecular graphs of the  $C_{60}(OH)_{24} + Carb$  conjugate in vacuum and aqueous solution (a.u.)

Конъюгат	Номер ВСП	Атомы	$\lambda_2$	$\rho_b$	$\nabla^2\rho_b$	$ V_b /2G_b$
$C_{60}(OH)_{24} + Carb$	151	O–H	<0	0,0576	0,1491	0,6040
	201	H–O	>0	0,0589	0,1083	0,7084
	240	O–H	<0	0,0523	0,1341	0,6125
$C_{60}(OH)_{24} + Carb$ в $H_2O$	235	O–H	>0	0,0262	0,0811	0,5338
	331	O–H	>0	0,0383	0,0973	0,5967
	360	O–H	<0	0,0502	0,2034	0,6104

В QTAИМ отношение  $|V_b|/2G_b$  отражает величину ковалентности взаимодействия. Если  $|V_b|/2G_b < 1$ , то взаимодействие является нековалентным. В рассматриваемом случае все взаимодействия нековалентные. Конъюгаты фуллеренол с карбоплатиной в вакууме и в водной среде имеют одинаковое количество критических точек (рис. 1, *c–f*, сиреневый цвет) в пространстве между фуллеренолом и карбоплатином. В некоторых из них (рис. 1, *c–f*, точки 201 – у конъюгата в вакууме и 235, 331 – в воде) значение  $\lambda_2 > 0$ , т. е. взаимодействие нековалентное. Диапазон существования водородной связи в ВСП находится в пределах 0,002–0,035 а.е. для  $\rho_b$  и 0,024–0,139 а.е. – для  $\nabla^2\rho_b$  [9]. Значения электронной плотности и лапласиана в критической точке связи 235, находящейся в области взаимодействия фуллеренола и карбоплатина, составляют 0,0262 и 0,0811 а.е. соответственно.





**Рис. 1.** Структура конъюгата в вакууме (a) и водном растворе (b) после полной оптимизации геометрии; карты функции локализации электронов (ELF) конъюгата в вакууме (c), водном растворе (d);

ELF для критических точек связи 151 (e) и 235 (f) соответственно

**Fig. 1.** The structure of the conjugate in vacuum (a) and aqueous solution (b) after full geometry optimization; maps of the electron localization function (ELF) of the conjugate in vacuum (c), aqueous solvent (d); ELF for critical bond points 151 (e) and 235 (f), respectively

На рис. 1, *c, d* изображены карты функции локализации электронов. Красным цветом на рис. 1, *e, f* обозначены неподеленные пары электронов (атомы N<sub>7</sub>, O<sub>29</sub>, O<sub>39</sub>) и ковалентные связи. Светло-синий цвет в области взаимодействия между фуллеренолом и карбоплатином в вакууме и водном растворе показывает, что имеется очень слабое взаимодействие, подтверждаемое наличием ВСП, которые обозначены коричневым цветом. В качестве примера была рассмотрена ВСП между атомом водорода молекулы карбоплатина и атомом кислорода для двух конъюгатов (рис. 1, *e, f*). Согласно рис. 1 *c, d*, между атомами углерода 105, 106, 91 и карбоплатином также имеются критические точки связи.

Карты электростатического потенциала (рис. 2), известные также как карты электростатической потенциальной энергии или поверхности молекулярного электрического потенциала, иллюстрируют распределение заряда молекул в трехмерном виде. Анализ данного распределения может быть использован для определения взаимодействия молекул друг с другом. Высокий электростатический потенциал указывает на относительное отсутствие электронов (рис. 2, синий цвет), а низкий – на обилие электронов (красный цвет).

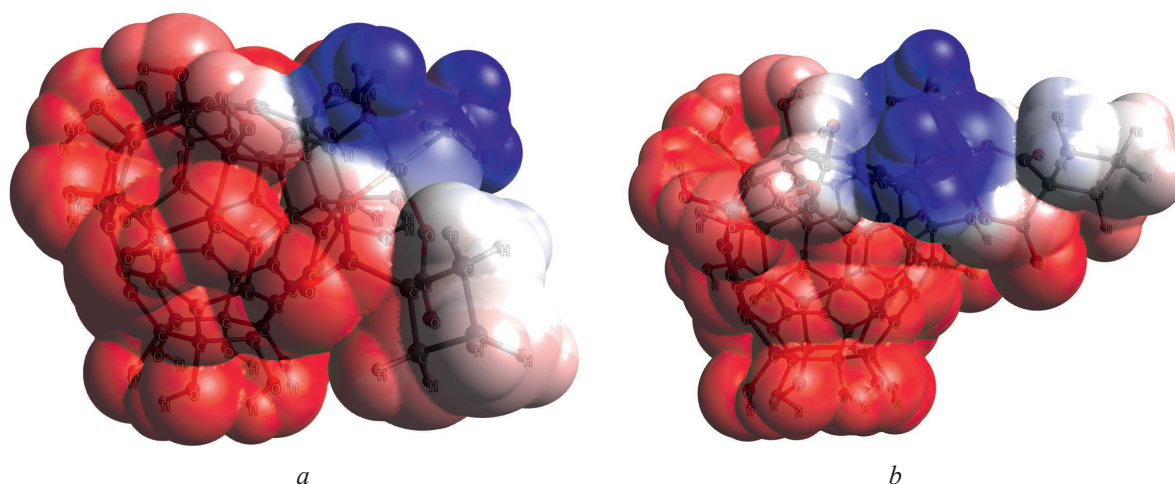


Рис. 2. Карты электростатического потенциала: *a* – C<sub>60</sub>(OH)<sub>24</sub> + Carb; *b* – C<sub>60</sub>(OH)<sub>24</sub> + Carb в H<sub>2</sub>O  
Fig. 2. Electrostatic potential maps: *a* – C<sub>60</sub>(OH)<sub>24</sub> + Carb; *b* – C<sub>60</sub>(OH)<sub>24</sub> + Carb in H<sub>2</sub>O

Для конъюгата карбоплатин с фуллеренолом в вакууме и водном растворе карты электростатического потенциала показывают наличие избытка электронов на фуллереноле (рис. 2, красный цвет). Недостаток электронов (синий цвет) на атомах азота карбоплатина объясняет несвязывающее взаимодействие ( $\lambda_2 > 0$ ) критических точек связи между фуллеренолом и карбоплатином в этой области пространства.

### Заключение

1. Анализ результатов расчетов показал, что C<sub>60</sub>(OH)<sub>24</sub> взаимодействуют с молекулой карбоплатина в водной и безводной средах посредством водородных связей, причем для конъюгата C<sub>60</sub>(OH)<sub>24</sub> + Carb в H<sub>2</sub>O обнаружено несвязывающее взаимодействие.

2. Молекула и наноситель в исследуемых конъюгатах связаны между собой слабыми межмолекулярными взаимодействиями, что позволяет без значительных энергозатрат освобождать лекарственные препараты при доставке их к соответствующему участку ДНК.

3. Работа выполнена при финансовой поддержке Государственной программы научных исследований «Конвергенция–2025».

### Список литературы / References

1. De Sousa G. F., Wlodarczyk S. R., Monteiro G. (2014) Carboplatin: Molecular Mechanisms of Action Associated with Chemoresistance. *Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences*. 50 (4), 693–701.
2. Sure R., Grimme S. (2013) Corrected Small Basis Set Hartree-Fock Method for Large Systems. *Journal of Computational Chemistry*. (34).



3. Nees F. (2022) Software Update: The ORCA Program System – Version 5.0. *WIREs Computational Molecular Science*. 12 (5).
4. Tomasi J., Mennucci B., Cammi R. (2005) Quantum Mechanical Continuum Solvation Models. *Chemical Reviews*. 105 (8), 2999–3094.
5. Bader R. F. W. (1994) *Atoms in Molecules: A Quantum Theory*. New York, USA, Oxford University Press Publ.
6. Savin A., Nesper R., Wengert S., Fässler T. E. (1997) ELF: The Electron Localization Function. *Angewandte Chemie International Edition in English*. 36 (17), 1808–1832.
7. Tian Lu. J. (2024) A New Introduction Paper of Multiwfn Has Been Published Recently! *Journal of Chemical Physics*. Available: <http://sobereva.com/multiwfn/> (Accessed 19 October 2024).
8. Bader R. F. W. (1998) A Bond Path: A Universal Indicator of Bonded Interactions. *Journal of Physical Chemistry A*. 102 (37), 7314–7323.
9. Koch U., La Popelier P. (1995) Characterization of C-H-O Hydrogen Bonds on the Basis of the Charge Density. *Journal of Physical Chemistry*. 99 (24), 9747–9754.

### Вклад авторов

Поткин В. И., Килин С. Я., Пушкарчук А. Л., Солдатов А. Г. разработали концепцию проекта исследования.

Поткин В. И., Пушкарчук А. Л., Килин С. Я., Низовцев А. П., Кульчицкий В. А., Мигас Д. Б. разработали методологию исследования.

Пушкарчук А. Л., Безъязычная Т. В., Дикусар Е. А., Пивоварчик Т. С., Кутень С. А., Ермак Д. В. провели и обработали результаты компьютерного квантово-химического моделирования.

Пушкарчук А. Л., Пивоварчик Т. С. провели компьютерное моделирование методами QTAIM и ELF и визуализировали полученные результаты.

### Authors' contribution

Potkin V. I., Kilin S. Ya., Pushkarchuk A. L., Soldatov A. G. developed the concept of the research project.

Potkin V. I., Pushkarchuk A. L., Kilin S. Ya., Nizovtsev A. P., Kulchitsky V. A., Migas D. B. developed a research methodology.

Pushkarchuk A. L., Bezyazychnaya T. V., Dikusar E. A., Pivovarchik T. S., Kutsen S. A., Yermak D. V. carried out and processed the results of computer quantum-chemical modeling.

Pushkarchuk A. L., Pivovarchik T. S. carried out computer simulation by QTAIM and ELF methods and visualized the obtained results.

### Сведения об авторах

**Пушкарчук А. Л.**, канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр. лаборатории ионного обмена и сорбции, Институт физико-органической химии Национальной академии наук Беларуси (ИФОХ НАН Беларуси)

**Безъязычная Т. В.**, канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр. лаборатории ионного обмена и сорбции, ИФОХ НАН Беларуси

**Поткин В. И.**, акад. НАН Беларуси, д-р хим. наук, проф., зав. лабораторией химии гетероциклических соединений, ИФОХ НАН Беларуси

**Дикусар Е. А.**, канд. хим. наук, ст. науч. сотр. лаборатории химии гетероциклических соединений, ИФОХ НАН Беларуси

**Солдатов А. Г.**, зав. лабораторией физики сверхпроводящих материалов, Научно-практический центр Национальной академии наук Беларуси по материаловедению

### Information about the authors

**Pushkarchuk A. L.**, Cand. of Sci., Senior Researcher at the Laboratory of Ion Exchange and Sorption, Institute of Physical-Organic Chemistry of the National Academy of Sciences of Belarus (IPOC NAS of Belarus)

**Bezyazychnaya T. V.**, Cand. of Sci., Senior Researcher at the Laboratory of Ion Exchange and Sorption, IPOC NAS of Belarus

**Potkin V. I.**, Academician of NAS of Belarus, Dr. of Sci. (Chem.), Professor, Head of the Laboratory of Chemistry of Heterocyclic Compounds, IPOC NAS of Belarus

**Dikusar E. A.**, Cand. of Sci., Senior Researcher at the Laboratory of Chemistry of Heterocyclic Compounds, IPOC NAS of Belarus

**Soldatov A. G.**, Head of the Laboratory of Superconducting Material Physics, Scientific and Practical Center of the National Academy of Sciences of Belarus for Materials Science

**Килин С. Я.**, акад. НАН Беларуси, д-р физ.-мат. наук, проф., зав. Центром квантовой оптики и квантовой информатики, Институт физики имени Б. И. Степанова Национальной академии наук Беларуси (ИФИ НАН Беларуси)

**Низовцев А. П.**, д-р физ.-мат. наук, вед. науч. сотр. Центра квантовой оптики и квантовой информатики, ИФИ НАН Беларуси

**Кутень С. А.**, канд. физ.-мат. наук, зав. лабораторией теоретической физики и моделирования ядерных процессов, Институт ядерных проблем Белорусского государственного университета (ИЯП БГУ)

**Ермак Д. В.**, вед. инж.-програм. лаборатории фундаментальных взаимодействий, ИЯП БГУ

**Пивоварчик Т. С.**, асп. Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники (БГУИР)

**Мигас Д. Б.**, д-р физ.-мат. наук, доц., зав. каф. микро- и нанoeлектроники, БГУИР

#### Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники  
Тел.: +375 29 154-63-06  
E-mail: tantanhlopina@gmail.com  
Пивоварчик Татьяна Сергеевна

**Kilin S. Ya.**, Academician of NAS of Belarus, Dr. of Sci. (Phys. and Math.), Professor, Head of the Center of Quantum Optics and Quantum Informatics, B. I. Stepanov Institute of Physics of the National Academy of Sciences of Belarus (IP NAS of Belarus)

**Nizovtsev A. P.**, Dr. of Sci. (Phys. and Math.), Leading Researcher at the Center of Quantum Optics and Quantum Informatics, IP NAS of Belarus

**Kutsen S. A.**, Cand. of Sci., Head of the Laboratory of Theoretical Physics and Simulation, Institute for Nuclear Processes of Belarusian State University (INP BSU)

**Yermak D. V.**, Leading Software Engineer of the Laboratory of Fundamental Interactions, INP BSU

**Pivovarchik T. S.**, Postgraduate at the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR)

**Migas D. B.**, Dr. of Sci. (Phys. and Math.), Associate Professor, Head of the Micro- and Nanoelectronic Department, BSUIR

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: +375 29 154-63-06  
E-mail: tantanhlopina@gmail.com  
Pivovarchik Tatsiana Sergeevna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-21-27>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 616-71

## АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РАННЕГО ВЫЯВЛЕНИЯ БОЛЕЗНЕЙ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ, ОТЯГОЩЕННЫХ ДЫХАТЕЛЬНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТЬЮ И СИНДРОМОМ АПНОЭ-ГИПОПНОЭ

О. Б. ЗЕЛЬМАНСКИЙ, В. А. БОГУШ

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

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Поскольку утрата трудоспособности и инвалидность, связанные с болезнями органов дыхания, в 2/3 случаев обусловлены бронхиальной астмой и хронической обструктивной болезнью лёгких, существует необходимость в техническом обеспечении раннего выявления данных заболеваний. В основу разработанного диагностического комплекса положена эволюционная математическая модель дыхательной системы человека, описывающая процессы газообмена между атмосферой и лёгкими и между лёгкими и кровью. Комплекс позволяет анализировать такие параметры дыхательной системы, как сатурация гемоглобина артериальной крови кислородом, частота сердечных сокращений и частота дыхания. Комплекс подходит для разовых (скрининговых) измерений, а также длительного (ночного/суточного) мониторинга. Разработано соответствующее программное обеспечение, позволяющее анализировать индекс десатураций, индекс апноэ-гипопноэ, фотоплетизмограмму, визуализировать процесс дыхания. В комплексе реализован стандартизированный нагрузочный тест шестиминутной ходьбы. Это позволяет выявить дыхательную недостаточность, оценить ее выраженность и условия возникновения. В ходе апробации на базе санаторно-курортного учреждения удалось диагностировать синдром обструктивного апноэ-гипопноэ на ранней стадии у людей, не подозревающих о наличии у них данного заболевания. Выбор именно санаторно-курортного учреждения обусловлен комфортными условиями проведения ночного мониторинга, наличием времени и желанием людей заняться своим здоровьем, пройти диагностику.

**Ключевые слова:** дыхательная недостаточность, синдром апноэ-гипопноэ, остановка дыхания, болезни органов дыхания, хроническая обструктивная болезнь лёгких, бронхиальная астма, ранняя диагностика, сатурация, частота дыхания, COVID-19.

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

**Для цитирования.** Зельманский, О. Б. Аппаратно-программный комплекс для раннего выявления болезней органов дыхания, отягощенных дыхательной недостаточностью и синдромом апноэ-гипопноэ / О. Б. Зельманский, В. А. Богуш // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 21–27. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-21-27>.

## APPARATUS FOR EARLY DETECTION OF RESPIRATORY DISEASES AGGRAVATED BY RESPIRATORY FAILURE AND APNEA-HYPOPNEA SYNDROME

OLEG B. ZELMANSKI, VADIM A. BOGUSH

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

**Abstract.** Since loss of working capacity and disability associated with respiratory diseases are caused by bronchial asthma and chronic obstructive pulmonary disease in 2/3 of cases, there is a need for technical support for early detection of these diseases. The developed diagnostic complex is based on an evolutionary mathematical model of the human respiratory system, describing the processes of gas exchange between the atmosphere and the lungs and between the lungs and blood. The complex allows analyzing such respiratory system parameters as arterial blood hemoglobin oxygen saturation, heart rate and respiratory rate. The complex is suitable for one-time (screening) measurements, as well as long-term (night/daily) monitoring. The corresponding software has been developed that allows analyzing the desaturation index, apnea-hypopnea index, photoplethysmogram, and visualizing the breathing process. The complex implements a standardized six-minute walk load test. This allows identifying respiratory failure, assessing its severity and conditions of occurrence. During the testing at a health resort, it was possible to diagnose obstructive apnea-hypopnea syndrome at an early stage in people who were unaware of the disease. The choice of a health resort was due to the comfortable conditions for conducting night monitoring, the availability of time and the desire of people to take care of their health and undergo diagnostics.

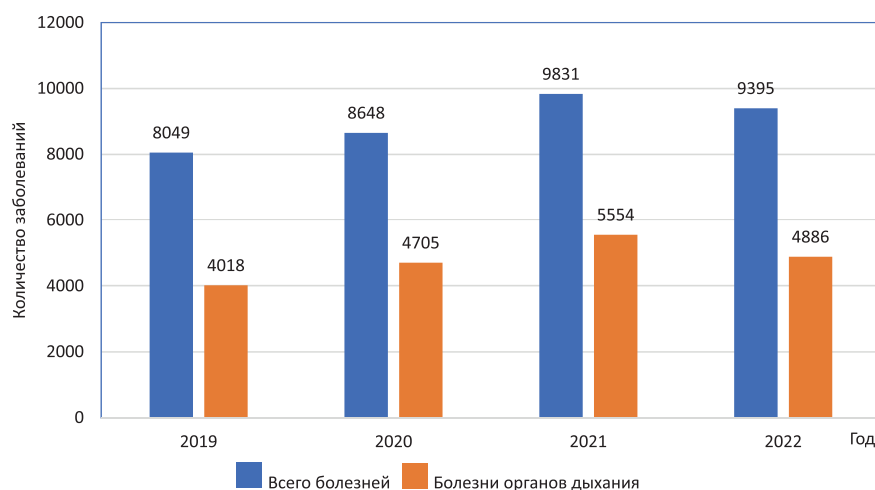
**Keywords:** respiratory failure, apnea-hypopnea syndrome, sleep apnea, respiratory diseases, chronic obstructive pulmonary disease, bronchial asthma, early diagnosis, saturation, respiratory rate, COVID-19.

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

**For citation.** Zelmanski O. B., Bogush V. A. (2025) Apparatus for Early Detection of Respiratory Diseases Aggravated by Respiratory Failure and Apnea-Hypopnea Syndrome. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 21–27. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-21-27> (in Russian).

### Введение

По данным Национального статистического комитета [1], в Республике Беларусь наиболее распространенными являются болезни органов дыхания, которые составляют более 50 % от общего количества зарегистрированных случаев. В 2022 г. в стране всего было зарегистрировано 9395 болезней, из которых 4886 – болезни органов дыхания (рис. 1).



**Рис. 1.** Диаграмма количества зарегистрированных случаев болезней в Республике Беларусь за 2019–2022 гг.

**Fig. 1.** Diagram of the number of registered cases of diseases in the Republic of Belarus for 2019–2022

Существенное влияние на рост показателя заболеваемости болезнями органов дыхания оказала пандемия коронавирусной инфекции COVID-19 [2]. В то же время в Беларуси, как и во всем мире, отмечается рост бронхообструктивной патологии. Прежде всего, увеличивается заболевае-

мость бронхиальной астмой, хронической обструктивной болезнью лёгких (ХОБЛ) и синдромом обструктивного апноэ-гипопноэ во сне (СОАГ). Известно, что бронхиальной астмой страдает от 5 до 10 % населения, а распространенность ХОБЛ в два раза больше. При этом учитываются только те пациенты, которые обратились к врачу, но огромная часть людей с заболеванием остается неучтенной. ХОБЛ является третьей по значимости причиной смерти во всем мире. В Республике Беларусь, по данным официальной статистики, насчитывается порядка 152 000 больных хроническим обструктивным бронхитом, ежегодно диагностируется 8000 новых случаев. Бронхиальная астма и ХОБЛ обуславливают около 2/3 случаев стойкой утраты трудоспособности и инвалидности, связанной с заболеваниями органов дыхания. Таким образом, очевидна необходимость в техническом обеспечении раннего выявления данных заболеваний, особенно в условиях последствий пандемии COVID-19, вызванной коронавирусом SARS-CoV-2.

### Теоретический анализ

Бронхиальная астма провоцирует нарушение дыхания, ХОБЛ вызывает ограничение потока воздуха в дыхательных путях и тоже затрудняет дыхание, а СОАГ проявляется резким уменьшением или полной остановкой дыхания во время сна. Таким образом, эти заболевания объединяет нарушение нормального газового состава артериальной крови. Поскольку артериальная кровь является связующим звеном двух ключевых физиологических процессов дыхания (внутреннего (тканевого) и внешнего), а ее газовый состав отражает эффективность внешнего дыхания и позволяет косвенно предположить риск развития тканевой гипоксии [3], в основу разработанного комплекса положен анализ таких параметров функции внешнего дыхания человека, как насыщение гемоглобина артериальной крови кислородом  $\text{SaO}_2$  (сатурация), частота сердечных сокращений и частота дыхания.

Одним из подходов к прогнозированию развития и течения заболевания является построение математической модели эволюции функциональных нарушений человеческого организма, состоящей из множества подмоделей, каждая из которых описывает отдельную систему человека. Однако дыхательная система отличается сложностью, поэтому описывается отдельной моделью. В рамках разработки предлагаемого комплекса была использована эволюционная математическая модель дыхательной системы, описывающая ее взаимодействие с кровеносной системой человеческого организма [4]. Внешнее дыхание включает процессы газообмена между атмосферой и лёгкими через верхние (носоглотка) и нижние (гортань, трахея, вне- и внутрилёгочные бронхи) дыхательные пути и между лёгкими и кровью через респираторный отдел лёгких (альвеолы). Соответственно движение воздуха по крупным воздухоносным путям может быть описано системой уравнений Эйлера [5]:

$$\frac{\partial \rho_i}{\partial t} + \nabla(\rho_i v_i) = 0, \quad r \in \bar{\Omega}, \quad t \in [0; T]; \quad (1)$$

$$\frac{\partial(\rho_i v_i)}{\partial t} + \nabla(\rho_i v_i v_i) + \nabla p_i = 0, \quad r \in \Omega, \quad t \in [0; T]; \quad (2)$$

$$\frac{\partial \rho_i E}{\partial t} + \nabla(\rho_i E v_i) + \nabla(p_i v_i) = 0, \quad r \in \bar{\Omega}, \quad t \in [0; T]; \quad (3)$$

$$p_i = \rho_i R \theta, \quad r \in \bar{\Omega}, \quad t \in [0; T], \quad (4)$$

где  $\rho_i$ ,  $v_i$ ,  $p_i$  – плотность, скорость и давление  $i$ -й компоненты смеси газов воздуха соответственно;  $t$  – время;  $E$  – полная удельная энергия смеси газов воздуха;  $R$  – универсальная газовая постоянная;  $\theta$  – температура смеси;  $T$  – верхняя граница переменной времени;  $r$  – радиус-вектор;  $\Omega$  – внутренность области  $\bar{\Omega} = \Omega \cup \Gamma$  (замкнутая область);  $\Gamma$  – граница области  $\Omega$ .

Уравнение, описывающее диффузию газов воздуха через альвеолярно-капиллярный барьер, основывается на первом законе Фика [4]. Функциональное состояние альвеолярно-капиллярной мембраны  $F$  определяет диффузионную способность лёгких и принимает значения в интервале  $[0; 1]$ . Уравнение диффузии имеет вид

$$\tilde{Q}_i = K_i F (\tilde{C}_{i1} - C_{i2}), \quad r \in \bar{\Omega}', \quad t \in [0; T], \quad (5)$$

где  $\tilde{Q}_i$  – локальный поток  $i$ -й компоненты из воздуха в кровь;  $K_i$  – коэффициент проницаемости мембраны для  $i$ -й компоненты;  $\tilde{C}_{i1}$ ,  $C_{i2}$  – локальная концентрация  $i$ -й компоненты в лёгких и крови соответственно.

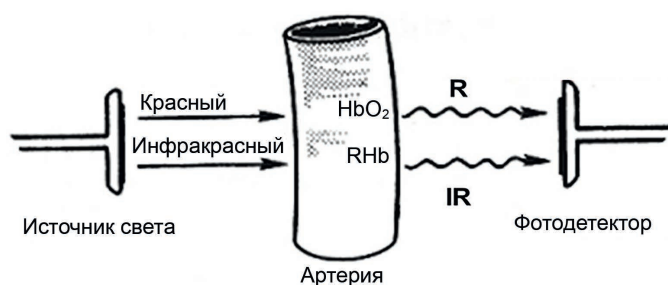
Примерный газовый состав вдыхаемого и выдыхаемого человеком воздуха приведен в табл. 1.

**Таблица 1.** Газовый состав вдыхаемого и выдыхаемого человеком воздуха  
**Table 1.** Gaseous composition of air inhaled and exhaled by humans

Концентрация вещества, %	Вещество				
	Азот	Кислород	Аргон	Углекислый газ	Водяной пар
Во вдыхаемом воздухе	78,00	21,00	0,90	0,04	Переменная
В выдыхаемом воздухе	78,00	16,00	0,90	4,00	

### Практическая реализация комплекса

В процессе газообмена между лёгкими и кровью молекула кислорода преодолевает слой сурфактанта, выстилающий альвеолу, альвеолярный эпителий, базальные мембраны и интерстициальное пространство между эпителием и эндотелием, эндотелий капилляра, слой плазмы крови между эндотелием и эритроцитом, мембрану эритроцита, слой цитоплазмы в эритроците и связывается с гемоглобином. Измерение насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом осуществляется путем просвечивания соответствующего участка ткани пациента двумя световыми лучами с длинами волн, соответствующими красному (R, 660 нм) и инфракрасному (IR, 940 нм) диапазонам спектра, с последующими оцифровкой пульсовой волны (разбиением по времени) и контролем качества сигнала. Это обусловлено способностью гемоглобина в зависимости от его оксигенации в разной степени поглощать свет определенной длины волны: гемоглобин, не содержащий кислород, поглощает свет красного диапазона, а оксигенированный гемоглобин – инфракрасного (рис. 2).



**Рис. 2.** Принцип работы пульсоксиметрического датчика  
**Fig. 2.** Operating principle of the pulse oximeter sensor

Частота сердечных сокращений определяется в процессе анализа фотоплетизмограммы, которая представляет собой кривую колебаний кровенаполнения исследуемого участка ткани, обусловленных пульсацией артерий и артериол в соответствии с выбросами левым желудочком в аорту определенных объемов крови – пульсовых волн. Фотоплетизмограмма, кроме того, позволяет оценить качество периферического кровотока и тонус сосудов. Следует отметить, что в процессе измерения световые лучи проходят через несколько различных слоев: ткань (кожа, ноготь, кость); капиллярную и венозную кровь; кровь, остающуюся в артериолах в конце каждой пульсации; артериальную кровь, поступающую в артериолы во время систолы сердца (рис. 3).

Таким образом, в периоды времени, предшествующие сердечным сокращениям, световые лучи поглощаются только первыми тремя слоями (рис. 3), и фиксируемый оптический сигнал классифицируется как фоновый. Увеличение объема крови в артериях во время прохождения пульсовой волны ведет к изменению поглощения световых лучей, достигающего максимума по отношению к фоновому в момент пика пульсовой волны, и позволяет выделить часть интенсивности световых лучей, которые поглощаются гемоглобином непосредственно артериальной крови. При этом степень насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, измеренная методом пульсоксиметрии, обозначается как SpO<sub>2</sub>. Предлагаемый комплекс оснащается пульсоксиметрическими датчиками различных конфигураций: взрослые и детские датчики – для размещения на мочке уха, пальце руки или ноги, детские и неонатальные датчики – для размещения на запястье или ноге (рис. 4).



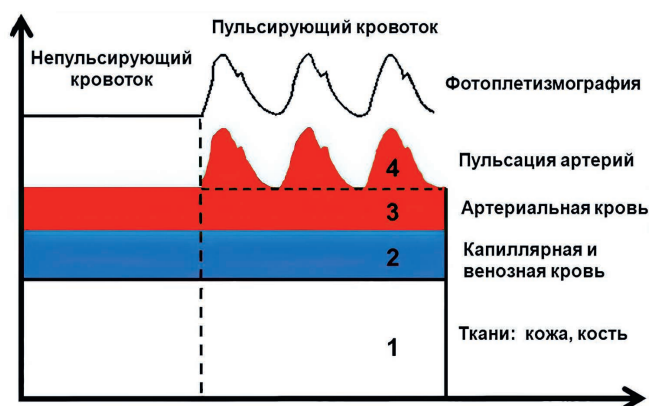


Рис. 3. Структура слоев прохождения световых лучей  
Fig. 3. Structure of light ray transmission layers



Рис. 4. Разновидности пульсоксиметрических датчиков, которыми оснащается предлагаемый комплекс  
Fig. 4. Types of pulse oximetry sensors with which the proposed complex is equipped

В то же время значения центральной ( $ScvO_2$ ) и смешанной ( $SvO_2$ ) венозной сатурации также являются важными клиническими параметрами для мониторинга состояния пациента, характеризующими сердечный выброс, доставку и потребление кислорода организмом [6]. В связи с чем с целью генерации колебаний в вене, которые позволят решить проблему низкого отношения интенсивности поглощения световых лучей гемоглобином венозной крови к фоновому поглощению, предлагается использовать внешнюю стимуляцию, например, с помощью надувной воздушной манжеты в форме кольца, надеваемой на палец [7].

Режим записи дыхания включает в себя фиксацию отклонения воздушного давления по отношению к давлению окружающего воздуха вблизи носа и рта в процессе дыхания посредством назальной канюли с ротовым лепестком, что позволяет фиксировать такие нарушения дыхания, как апноэ, гипопноэ, ограничение потока (flow limit), возбуждение, связанное с возрастанием дыхательных усилий (RERA), а также рассчитывать индекс апноэ-гипопноэ.

Для обработки данных используется цифровой метод вычисления сатурации и на ее основе – индекса десатураций, позволяющий снизить количество артефактов в условиях повышенной двигательной активности пациента, излишней пульсации тканей и при очень слабых сигналах. Имеется защита от интенсивного освещения, тканевого рассеяния светового потока, сетевых помех и помех дефибриллятора. Таким образом, комплекс позволяет оперативно и неинвазивно оценить кислородный статус артериальной крови, визуализировать процесс дыхания с возможностью записи фотоплетизмограммы как при однократных измерениях, так и во время продолжительного (ночного/суточного) мониторинга. Не имеет абсолютных противопоказаний, побочные действия не выявлены.

### Результаты исследований и их обсуждение

Апробация разработанного комплекса проводилась на базе санаторно-курортного учреждения Республики Беларусь. Это обусловлено, с одной стороны, возможностью проведения диагностики во время сна в комфортных условиях учреждения и в атмосфере, располагающей к внимательному отношению к собственному здоровью, а с другой – достаточным количеством испытуемых, располагающих временем, которые ранее не задумывались о диагностике болезней органов дыхания. В испытаниях по диагностике СОАГ согласились принять участие в составе трех групп 50 человек из 120, прибывших на оздоровление. Возрастной состав был обусловлен осенним временем года и превышал 50 лет, мужчин и женщин – равное количество. Предварительно испытуемые заполнили опросник сонливости Эпворта [8], Берлинский опросник [9] и опросник STOP-BANG [10]. Результаты испытаний приведены в табл. 2.



**Таблица 2.** Результаты испытаний разработанного комплекса по выявлению синдрома обструктивного апноэ-гипопноэ  
**Table 2.** Results of testing the developed complex for detection of obstructive apnea-hypopnea syndrome

Показатель	Число испытуемых, чел., в группе		
	1	2	3
Количество в группе	87	24	9
Визуально склонны к апноэ	35	16	4
Согласились пройти опрос	32	14	4
Прошли опрос	29	10	3
Результат опроса положительный	18	7	2
Согласились пройти диагностику	12	7	2
Результат диагностики положительный	9	6	2

Таким образом, в ходе апробации удалось осуществить раннее выявление СОАГ у людей, которые не задумывались о прохождении диагностики, но уже имели определенные симптомы. СОАГ был подтвержден в 81 % случаев.

### Заключение

1. Предложен диагностический комплекс для неинвазивного измерения  $SpO_2$ , частоты сердечных сокращений и частоты дыхания, который позволяет выявлять болезни органов дыхания, отягощенные дыхательной недостаточностью и синдромом апноэ-гипопноэ. Данный комплекс может использоваться как для разовых измерений при скрининговых обследованиях, так и для проведения длительного суточного или ночного мониторинга с возможностью анализа максимальных и минимальных значений показателей за выбранный период, длительности и частоты таких респираторных событий, как апноэ и гипопноэ, длительности нахождения пациента в различных зонах сатурации, частоты сердечных сокращений и частоты дыхания.

2. Реализация стандартизированного нагрузочного теста шестиминутной ходьбы позволяет оценить резервные возможности организма, эффективность проводимой терапии, а также воздействие велоэргометрической нагрузки, процедур в барокамере, «горный воздух» и других с возможностью выявления дыхательной недостаточности, ее выраженности и условий возникновения.

### Список литературы

1. Статистический ежегодник Республики Беларусь: офиц. стат. сб. за 2023 г. Минск: Белстат, 2023.
2. Зельманский, О. Б. Респираторная поддержка: аспекты применения для терапии и реабилитации / Е. И. Давидовская, О. Б. Зельманский // Медэлектроника–2022. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии: сб. науч. ст. XIII Междунар. науч.-техн. конф., г. Минск, 8–9 дек. 2022 г. Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2022. С. 46–50.
3. Диагностические возможности неинвазивного мониторинга насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом в клинике внутренних болезней / Д. В. Лапицкий [и др.]. Минск: Белор. гос. мед. ун-т, 2017.
4. Трусов, П. В. Моделирование процесса дыхания человека: концептуальная и математическая постановки / П. В. Трусов, Н. В. Зайцева, М. Ю. Цинкер // Математическая биология и биоинформатика. 2016. Т. 11, № 1. С. 64–80. DOI: 10.17537/2016.11.64.
5. Бояршинов, М. Г. Решение системы уравнений Эйлера для установившегося течения идеального газа из точечного источника / М. Г. Бояршинов // Вестник Челябинского государственного университета. Физика. 2010. Вып. 8, № 24. С. 5–8.
6. Squara, P. Central Venous Oxygenation: When Physiology Explains Apparent Discrepancies / P. Squara // Critical Care. 2014. Vol. 579. <https://doi.org/10.1186/s13054-014-0579-9>.
7. A New Method for Noninvasive Venous Blood Oxygen Detection / Xu Zhang [et al.] // BioMedical Engineering OnLine. 2016. Vol. 15, No 84. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0208-8>.
8. Johns, M. W. A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale / M. W. Johns // Sleep. 1991. Vol. 14, No 6. P. 540–545.
9. Using the Berlin Questionnaire to Identify Patients at Risk for the Sleep Apnea Syndrome / N. C. Netzer [et al.] // Ann Intern Med. 1999. Vol. 131, No 7. P. 485–491.
10. Chung, F. STOP Questionnaire: A Tool to Screen Patients for Obstructive Sleep Apnea / F. Chung, B. Yegneswaran, P. Liao // Anesthesiology. 2008. Vol. 108, No 5. P. 812–821.

## References

1. Statistical Yearbook of the Republic of Belarus. *Official Stat. Collection for 2023*. Minsk, Belstat Publ., 2023 (in Russian).
2. Zelmanski O. B., Davidovskaya E. I. (2022) Respiratory Support: Aspects of Application for Therapy and Rehabilitation. *Medelectronics–2022. Medical Electronics and New Medical Technologies, Collection of Scientific Articles from the XIII International Scientific and Technical Conference, Minsk, Dec. 8–9*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 46–50 (in Russian).
3. Lapitsky D. V., Ermolkevich R. F., Metelsky S. M., Ryapolov A. N., Mitkovskaya N. P., Manichev I. A., et al. (2017) *Diagnostic Capabilities of Non-Invasive Monitoring of Arterial Blood Hemoglobin Oxygen Saturation in the Clinic of Internal Diseases*. Minsk, Belarusian State Medical University (in Russian).
4. Trusov P. V., Zaitseva N. V., Tsinker M. Yu. (2016) Modeling the Human Breathing Process: Conceptual and Mathematical Formulations. *Mathematical Biology and Bioinformatics*. 11 (1), 64–80. DOI: 10.17537/2016.11.64 (in Russian).
5. Boyarshinov M. G. (2010) Solution of the System of Euler Equations for the Steady Flow of an Ideal Gas from a Point Source. *Bulletin of the Chelyabinsk State University. Physics*. 8 (24), 5–8 (in Russian).
6. Squara P. (2014) Central Venous Oxygenation: When Physiology Explains Apparent Discrepancies. *Critical Care*. 579. <https://doi.org/10.1186/s13054-014-0579-9>.
7. Xu Zhang, Meimei Zhang, Shengkun Zheng, Liqi Wang, Jilun Ye (2016) A New Method for Noninvasive Venous Blood Oxygen Detection. *BioMedical Engineering OnLine*. 15 (84). <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0208-8>.
8. Johns M. W. (1991) A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale. *Sleep*. 14 (6), 540–545.
9. Netzer N. C., Stoohs R. A., Netzer C. M., Clark K., Strohl K. P. (1999) Using the Berlin Questionnaire to Identify Patients at Risk for the Sleep Apnea Syndrome. *Ann Intern Med*. 131 (7), 485–491.
10. Chung F., Yegneswaran B., Liao P. (2008) STOP Questionnaire: A Tool to Screen Patients for Obstructive Sleep Apnea. *Anesthesiology*. 108 (5), 812–821.

## Вклад авторов

Зельманский О. Б. выполнил исследования, апробацию и внедрение диагностического комплекса, подготовил рукопись статьи.

Богуш В. А. осуществил постановку задачи для проведения исследования, выполнил редактирование рукописи статьи.

## Authors' contribution

Zelmanski O. B. carried out research, testing and implementation of the diagnostic complex, prepared the manuscript of the article.

Bogush V. A. formulated the task for the study, edited the manuscript of the article.

## Сведения об авторах

**Зельманский О. Б.**, канд. техн. наук, доц., доц. каф. защиты информации, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

**Богуш В. А.**, д-р физ.-мат. наук, проф., ректор 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 17 293-85-58  
E-mail: 7650772@rambler.ru  
Зельманский Олег Борисович

## Information about the authors

**Zelmanski O. B.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Information Security Department, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

**Bogush V. A.**, Dr. of Sci. (Phys. and Math.), Professor, Rector of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

## Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: +375 17 293-85-58  
E-mail: 7650772@rambler.ru  
Zelmanski Oleg Borisovich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-28-33>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 616-71

## ИССЛЕДОВАНИЕ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОДОВ, ПРЕДНАЗНАЧЕННЫХ ДЛЯ ДЛИТЕЛЬНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

М. Е. ВЕРИГА, Е. В. ЛЕМЕШКО, С. Н. ВАСЮКЕВИЧ

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

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Электрокардиография – важный диагностический метод, позволяющий оценить электрическую активность сердца. Его использование позволяет диагностировать сердечно-сосудистые заболевания на ранних стадиях, предотвращая их прогрессирование и развитие осложнений. Однако не все патологии могут быть выявлены при краткосрочном исследовании. В случае подозрения на наличие таких заболеваний применяют метод длительной регистрации электрокардиограммы. Качество ее записи при длительной регистрации во многом зависит от используемых электродов. Сегодня самые распространенные – электроды с хлорсеребряным покрытием, показывающие хорошие результаты в течение непродолжительного времени. Однако их использование более 24 часов приводит к искажению сигнала и раздражению кожного покрова пациента из-за обезвоживания и деградации поверхности. В статье приведены результаты исследований материалов, предназначенных для изготовления сухих электродов, их свойств и влияния на показатели, получаемые при обследовании.

**Ключевые слова:** электрокардиография, электроды, датчики регистрации электрокардиографии, электропроводность, биологическая инертность, композитные материалы, сухие электроды.

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

**Благодарность.** Авторы выражают благодарность кандидату медицинских наук, доценту, ведущему научному сотруднику лаборатории физиологии питания и спорта Института физиологии Национальной академии наук Беларуси Эдуарду Степановичу Кашицкому за многолетний совместный труд на благо отечественной науки.

**Для цитирования.** Верига, М. Е. Исследование материалов для изготовления электродов, предназначенных для длительной регистрации электрокардиограммы / М. Е. Верига, Е. В. Лемешко, С. Н. Васюкевич // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 28–33. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-28-33>.

## STUDY OF MATERIALS FOR MANUFACTURING ELECTRODES DESIGNED FOR LONG-TERM REGISTRATION OF ELECTROCARDIOGRAM

MARIA E. VERIGA, YEGOR V. LEMESHKO, SERGEY N. VASYUKEVICH

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

**Abstract.** Electrocardiography is an important diagnostic method that allows assessing the electrical activity of the heart. Its use allows diagnosing cardiovascular diseases at early stages, preventing their progression and development of complications. However, not all pathologies can be detected during a short-term study. If the presence of such diseases is suspected, a method of long-term recording of the electrocardiogram is used. The quality of its recording during long-term recording largely depends on the electrodes used. Today, the most common are electrodes with silver chloride coating, showing good results for a short time. However, their use for more than

24 hours leads to signal distortion and irritation of the patient's skin due to dehydration and surface degradation. The article presents the results of studies of materials intended for the manufacture of dry electrodes, their properties and influence on the indicators obtained during the examination.

**Keywords:** electrocardiography, electrodes, electrocardiography recording sensors, electrical conductivity, biological inertness, composite materials, dry electrodes.

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

**Gratitude.** The authors express their gratitude to the Candidate of Medical Sciences, Associate Professor, Leading Researcher of the Laboratory of Physiology of Nutrition and Sport of the Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus Eduard Stepanovich Kashitsky for many years of joint work for the benefit of domestic science.

**For citation.** Veriga M. E., Lemeshko Ye. V., Vasyukevich S. N. (2025) Study of Materials for Manufacturing Electrodes Designed for Long-Term Registration of Electrocardiogram. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 28–33. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-28-33> (in Russian).

## Введение

Болезни сердечно-сосудистой системы остаются одной из главных причин высокой смертности во всем мире. В борьбе с ними применяются различные диагностические методы, одним из которых является электрокардиография (ЭКГ). ЭКГ – метод исследования, который позволяет регистрировать электрическую активность сердца. Принцип работы ЭКГ основан на том, что сердце генерирует электрические импульсы, которые распространяются по его мышечной ткани и вызывают сокращения. При проведении ЭКГ на кожу пациента накладываются электроды, фиксирующие эти импульсы. Записанные данные отображаются в виде графика – электрокардиограммы.

ЭКГ позволяет оценить ритм сердца, выявить нарушения проводимости, ишемию и другие патологии. Это безопасный и неинвазивный метод, который широко используют в клинической практике для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Эффективной вариацией данного способа диагностики сердечно-сосудистой патологии является длительное дистанционное мониторирование электрокардиограммы [1]. При таком мониторировании электрические явления, возникающие в сердце, непрерывно регистрируют на протяжении 72 ч и более, причем пациент может находиться в привычных ему условиях во время проведения измерений.

Длительное мониторирование электрокардиограммы, широко известное как мониторирование по Холтеру, позволяет диагностировать скрытые сердечно-сосудистые патологии и обнаруживать различные типы нарушений сердечного ритма, такие как мерцательная аритмия, экстрасистолия и другие; определять эпизоды ишемии (недостатка кислорода) в миокарде, особенно во время физической активности или стресса; оценивать частоту сердечных сокращений в течение суток (синусовая тахикардия и брадикардия); выявлять блокады (например, АВ-блокаду), которые могут указывать на нарушения в электрической проводимости сердца; оценивать функцию сердца и фиксировать возможные признаки сердечной недостаточности; связывать симптомы (такие, например, как боль в груди) с изменениями на электрокардиограмме (эпизоды стенокардии); мониторировать изменения в состоянии пациентов, перенесших инфаркт миокарда, которые могут указывать на повторный инфаркт или другие осложнения [2]. Данные заболевания могут никак не проявить себя во время проведения процедуры снятия ЭКГ в условиях покоя, но вызывать серьезные нарушения жизнедеятельности организма, если не будут выявлены вовремя.

Для осуществления длительного мониторирования электрокардиограммы нужно решить следующие задачи: минимизировать влияние артефактов движения на сигнал, обеспечить приемлемый уровень комфорта при длительном использовании устройства мониторирования кардиосигнала и др. [1]. Чтобы решить данные задачи, критически важно выбрать материалы, используемые при изготовлении электродов для длительной регистрации электрокардиограммы.

## Выбор материала электродов, предназначенных для длительной регистрации электрокардиограммы

В связи со спецификой физиологических исследований, с особенностями биологических объектов к конструкции и материалам электродов предъявляют ряд требований, в частности [1]:

- хорошая электропроводность;
- биологическая инертность (нетоксичность);
- высокая прочность, малые габариты и масса.

Живой ткани свойственна реакция на любое инородное тело, с которым она соприкасается, поэтому материал электрода должен быть биологически инертным (нетоксичным). Также электрод должен иметь минимально возможные размеры, поскольку тканевая реакция выражена тем сильнее, чем больше площадь соприкосновения. Кроме того, с увеличением площади электрода возрастают помехи от соседних участков ткани. С другой стороны, от электрода ожидают высокую электропроводность и прочность, что является препятствием к уменьшению его размера [1].

Материал датчика должен обладать низким импедансом (поскольку такой импеданс обеспечивает лучшее качество сигнала), высокой скоростью реакции, чтобы быстро реагировать на изменения в электрической активности сердца. Кроме того, материал должен быть стабильным, т. е. сохранять свои свойства в течение времени. Чтобы электроды не повреждались при работе мышц человека, оставались закрепленными на коже удобно и надежно, они сами и провода, связывающие их с устройством регистрации сигнала, должны быть мягкими и гибкими. Изложенные требования необходимо учитывать при разработке электродов для длительного мониторинга электрокардиограммы.

В настоящее время в ряде стран проводятся работы по созданию эпидермальной электроники и электродов для регистрации электрофизиологических сигналов, которые создаются на основе тонких упругих диэлектрических и проводящих пленок [3]. Внешний вид таких электродов похож на татуировку, гибкость и эластичность сопоставимы с физико-механическими свойствами кожи человека, что позволяет фиксировать их на теле пациента без клея за счет сил Ван-дер-Ваальса. В качестве диэлектрической основы электродов рассматриваются полиимид, парилен и другие, проводящий слой предполагается изготавливать из одного или нескольких слоев монографена, обладающего отменными электропроводящими свойствами [4].

### **Основные материалы электродов, предназначенных для длительной регистрации электрокардиограммы**

Для электропроводящего слоя электрода часто используют золото, серебро или нержавеющей сталь, поскольку они обладают хорошей электрической проводимостью и устойчивостью к коррозии, что важно при длительном использовании. Для создания более гибких и легких электродов часто применяют полимеры, такие как полианилин, полиимид, полипиррол. Данные материалы также могут быть использованы в комбинации с другими для улучшения контактных свойств. Улучшить контакт между кожей и электродом можно с помощью специальных проводящих гелей или паст, которые помогают снизить сопротивление и обеспечивают более точные измерения.

При изоляции проводов и создании защитных оболочек электродов используется силикон, поскольку он обладает высокой термостойкостью и устойчивостью к воздействию влаги. Также применяют термопластичные эластомеры, которые обеспечивают гибкость и комфорт при ношении датчиков на коже. Актуальной является разработка беспроводных электродов для мониторинга электрокардиограммы, обеспечивающих свободу движений и решающих проблемы использования проводных датчиков (громоздкость конструкции, возникновение наводок и искажений сигналов) с применением беспроводных технологий передачи данных, таких как Bluetooth, NFC, Wi-Fi и других протоколов [5].

Разрабатывая корпус датчиков, целесообразно использовать легкие, прочные и биосовместимые пластики, такие как ABS или поликарбонат. Они защищают внутренние компоненты электродов от внешних воздействий. В некоторых случаях корпуса могут быть выполнены из легких металлических сплавов для повышения прочности и защиты от радиации. В последнее время активно проводятся исследования текстильных датчиков, которые можно внедрить в одежду пациентов [6]. Эти датчики используют электропроводящие волокна, что позволяет сделать мониторинг ЭКГ-сигнала более комфортным и непрерывным. Однако данная технология еще нуждается в доработке. Так, некоторые производители рекомендуют смачивать текстильные электроды во время использования, что может вызывать дискомфорт у пациентов.



### Методика исследования материалов электродов, предназначенных для длительной регистрации электрокардиограммы

Для того чтобы исследовать характеристики электродов в условиях, приближенных к реальным (на теле человека), были изготовлены 24 полуэлемента (12 пар) образцов электродов из различных материалов (ткани на основе углерода, углеродных нитей, пленок из полиимида с серебряным напылением различной толщины, полимерной пленки с напылением алюминия и пары контрольных электродов на основе полимерного материала, как аналога стандартного хлорсеребряного электрода). На рис. 1 приведены фотографии разработанных образцов электродов. Для функционального тестирования в сопоставимых условиях 24-х полуэлементов (12 пар) образцов электродов, изготовленных из различных материалов, была создана структурная схема испытательного стенда (рис. 2).

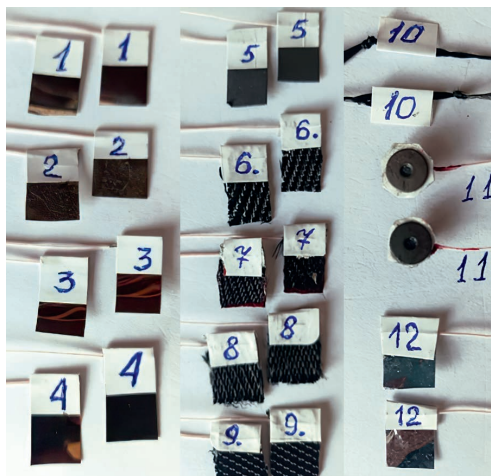


Рис. 1. 24 полуэлемента (12 пар) образцов электродов из различных материалов  
Fig. 1. 24 half-elements (12 pairs) of sample electrodes made of different materials

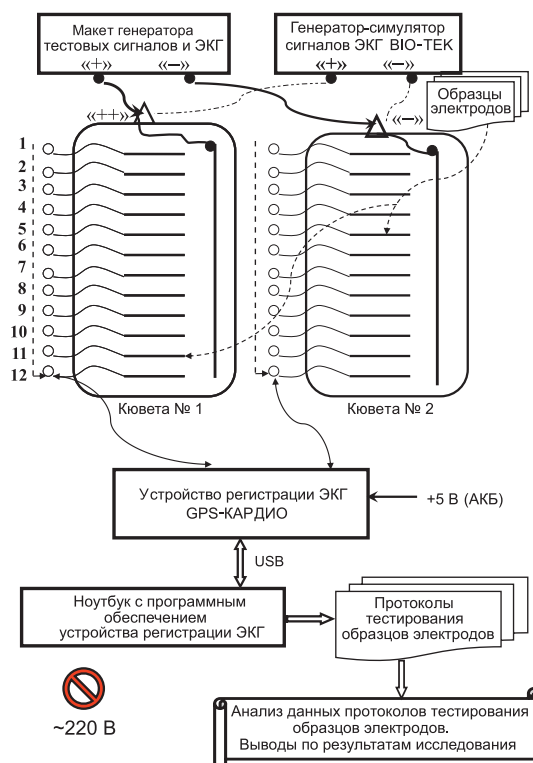


Рис. 2. Структурная схема испытательного стенда образцов ЭКГ-электродов  
в сопоставимых условиях применения

Fig. 2. Structural diagram of the test bench for ECG-electrode samples under comparable application conditions

В рамках исследования к образцам электродов подключали генератор-симулятор сигналов ЭКГ с одной стороны и устройство регистрации электрокардиограммы с другой. Сигнал, получаемый таким образом, поступал на ноутбук с установленным программным обеспечением устройства регистрации электрокардиограммы. Результаты фиксировали в протоколе исследования, которые впоследствии анализировали по трем параметрам: форма сигнала, амплитуда сигнала и шумы сигнала на уровне изолинии электрокардиограммы.

### Результаты исследований и их обсуждение

Все образцы электродов с серебряным напылением показали идентичные результаты. С ростом толщины напыления наблюдали увеличение случаев отслоения напыления от подложки. При изготовлении данных образцов для соединения проводов отведения с электродом применяли технологию пайки, однако для массового производства будет целесообразным использование более экологичных технологий.

Подложка электродов, выполненная на основе вспененного полимерного материала с наночастицами серебра, обладала недостаточной прочностью. Она разрушалась в ходе выполнения исследования, что вызывало изменение формы и амплитуды кардиосигнала.

Образцы электродов, изготовленные из углеродной ткани, были соединены с проводами отведений при помощи электропроводящего клея. В ходе тестирования выяснили, что электропроводящее соединение таким клеем обладает низкой прочностью в условиях повышенной влажности и воздействия солей. Кроме того, рыхлая структура ткани затрудняет использование электродов в динамике. При статических испытаниях характеристики образцов электродов из углеродной ткани были на уровне контрольных (стандартных) электродов.

Образец электрода из углеродной нити показал результаты, сопоставимые как с другими опытными образцами, так и со стандартным электродом. Углеродная нить, кроме того, может выполнять функцию провода отведений при условии нанесения диэлектрического защитного слоя. Поэтому целесообразно создавать более сложные электродные системы на основе электродов, изготовленных из углеродной нити. Следует отметить, что нецелесообразно использовать композитные материалы из-за проблематичности обеспечения соединения электрод-провод отведения, так как клеи растворяют полимерную основу, изменяя ее физико-химические свойства, а соединение пайкой припоем для данного случая недопустимо.

### Заключение

Исследование материалов для электродов, предназначенных для длительной регистрации электрокардиограммы, представляет собой важный шаг в развитии кардиомониторинга и диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Выбор оптимальных материалов, обладающих высокой проводимостью, биосовместимостью и устойчивостью к внешним воздействиям, играет ключевую роль в обеспечении точности и надежности получаемых данных. Современные достижения в этой предметной области открывают новые горизонты для создания более эффективных и комфортных электродов. Дальнейшие исследования и разработки материалов для электродов нового поколения будут способствовать улучшению диагностики кардиологических заболеваний, что, в свою очередь, повысит качество жизни пациентов и снизит риски, связанные с развитием сердечно-сосудистых заболеваний и их осложнений.

### Список литературы

1. Верига, М. Е. Современное состояние электродов для длительного мониторинга кардиосигнала / М. Е. Верига, Е. В. Лемешко // Подготовка научных кадров: опыт, проблемы, перспективы: сб. науч. тр. V Респуб. науч.-практ. конф. с междунар. участием, г. Минск, 8 дек. 2023 г. Минск: Ун-т Нац. акад. наук Беларуси, 2023. С. 201–204.
2. Cori, A. Clinical Implications of Long-Term ECG Monitoring: From Loop Recorder to Devices Remote Control / A. Cori, R. De Lucia // *Minerva Cardioangiologica*. 2017. No 66.
3. 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. <https://doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50>.



4. Chest-Scale Self-Compensated Epidermal Electronics for Standard 6-Precordial-Lead ECG / L. Yin [et al.] // *Flex Electron*. 2022. Vol. 6, No 29. <https://doi.org/10.1038/s41528-022-00159-7>.
5. Мур, К. Упрощение процессов медицинских измерений с использованием беспроводных датчиков / К. Мур, И. Чудовский // *Беспроводные технологии*. 2006. № 2. С. 53–56.
6. Paradiso, R. Textile Electrodes and Integrated Smart Textile for Reliable Biomonitoring / R. Paradiso, M. Paceli // *Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011. No 32. P. 74–77.

#### References

1. Veriga M. E., Lemeshko E. V. (2023) Modern State of Electrodes for Long-Term Monitoring of the Cardiac Signal. *Training of Scientific Personnel: Experience, Problems, Prospects, Collection of Scientific Papers of the V Republican Scientific and Practical Conference with International Participation, Minsk, Dec. 8*. Minsk, University of the National Academy of Sciences of Belarus. 201–204 (in Russian).
2. Cori A., De Lucia R. (2017) Clinical Implications of Long-Term ECG Monitoring: From Loop Recorder to Devices Remote Control. *Minerva Cardioangiologica*. (66).
3. Lemeshko Y. V., Vasukevich S. N., Gubkin S. V. (2023) Development of New Generation Electrodes for Registration of Heart Bioelectric Potentials. *Doklady BSUIR*. 21 (1), 43–50. <https://doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50> (in Russian).
4. Yin L., Wang Y., Zhan J., Bai Y., Hou Ch., Wu J., et al. (2022) Chest-Scale Self-Compensated Epidermal Electronics for Standard 6-Precordial-Lead ECG. *Flex Electron*. 6 (29). <https://doi.org/10.1038/s41528-022-00159-7>.
5. Moore K., Chudovsky I. (2006) Simplification of the Medical Measurement Processes with the Use of Wireless Sensors. *Wireless Technologies*. (2), 53–56 (in Russian).
6. Paradiso R., Paceli M. (2011) Textile Electrodes and Integrated Smart Textile for Reliable Biomonitoring. *Engineering in Medicine and Biology Society*. (32), 74–77.

#### Вклад авторов

Верига М. Е. подготовила рукопись статьи.

Лемешко Е. В. осуществил постановку задачи для проведения исследования, принял участие в подготовке рукописи статьи.

Васюкевич С. Н. изготовил и испытал образцы электродов, построил графики.

#### Authors' contribution

Veriga M. E. prepared the manuscript of the article.

Lemeshko Ye. V. formulated the problem for study, took part in the preparation of the manuscript of the article.

Vasyukevich S. N. made and tested electrode samples, plotted graphs.

#### Сведения об авторах

**Верига М. Е.**, мл. науч. сотр. лаборатории медико-биологических технологий и медицинской реабилитации, Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси (ИФ НАН Беларуси)

**Лемешко Е. В.**, канд. мед. наук, доц., зав. лабораторией медико-биологических технологий и медицинской реабилитации, ИФ НАН Беларуси

**Васюкевич С. Н.**, ст. науч. сотр. лаборатории медико-биологических технологий и медицинской реабилитации, ИФ НАН Беларуси

#### Адрес для корреспонденции

220072, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. Академическая, 28  
Институт физиологии  
Национальной академии наук Беларуси  
Тел.: +375 29 156-53-00  
E-mail: mariaveriga21@yandex.by  
Верига Мария Евгеньевна

#### Information about the authors

**Veriga M. E.**, Junior Researcher at the Laboratory of Medical and Biological Technologies and Medical Rehabilitation, Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus (IF NAS of Belarus)

**Lemeshko Ye. V.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Head of the Laboratory of Medical and Biological Technologies and Medical Rehabilitation, IF NAS of Belarus

**Vasyukevich S. N.**, Senior Researcher at the Laboratory of Medical and Biological Technologies and Medical Rehabilitation, IF NAS of Belarus

#### Address for correspondence

220072, Republic of Belarus,  
Minsk, Academicheskaya St., 28  
Institute of Physiology  
of the National Academy of Sciences of Belarus  
Tel.: +375 29 156-53-00  
E-mail: mariaveriga21@yandex.by  
Veriga Maria Evgenyevna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-34-39>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 616.314.26-007.24/.615.841/615.843

## УСКОРЕНИЕ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ СЛАБЫМ ПОСТОЯННЫМ ТОКОМ

А. А. ОСТАПОВИЧ<sup>1</sup>, С. В. ИВАШЕНКО<sup>1</sup>, И. И. ШПАК<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный медицинский университет (г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>Институт информационных технологий Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники (г. Минск, Республика Беларусь)

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Повысить качество лечения пациентов с применением дентальных имплантатов возможно за счет усиления соединения кость–дентальный имплантат слабым постоянным током. В процессе проведения эксперимента *in vitro* использовались титановые электроды, имитирующие дентальные имплантаты. Электроды помещали в забранную венозную кровь человека. В опытной группе в течение 10 мин проводили физиопроцедуры с помощью разработанного устройства при силе тока 15–20 мкА. В контрольной группе титановые пластины помещали в кровь без электрического тока на 10 мин. В исследуемых образцах изучали плотность прилегания кровяных сгустков к титановым пластинам, толщину кровяных сгустков, число тромбоцитов и эритроцитов. Установлено, что воздействие электрическим током силой 15–20 мкА на кровяной сгусток через титановые пластины способствует утолщению и уплотнению кровяных сгустков на поверхности электродов. В кровяном сгустке увеличивается число эритроцитов и тромбоцитов, что способно оказать положительный эффект на процесс остеоинтеграции.

**Ключевые слова:** постоянный ток, слабый ток, дентальный имплантат, остеоинтеграция, тромбоциты, агрегация, кровяной сгусток.

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

**Для цитирования.** Остапович, А. А. Ускорение остеоинтеграции дентальных имплантатов слабым постоянным током / А. А. Остапович, С. В. Ивашенко, И. И. Шпак // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 34–39. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-34-39>.

## OSSEOINTEGRATION ACCELERATION OF DENTAL IMPLANTS BY WEAK DIRECT CURRENT

ALEKSEY A. OSTAPOVICH<sup>1</sup>, SERGEY V. IVASHENKO<sup>1</sup>, IVAN I. SHPAK<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Belarussian State Medical University (Minsk, Republic of Belarus)

<sup>2</sup>Institute of Information Technologies of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

**Abstract.** It is possible to improve the quality of treatment of patients using dental implants by strengthening the bone–dental implant connection with a weak direct current. Titanium electrodes simulating dental implants were used in the *in vitro* experiment. The electrodes were placed in collected human venous blood. In the experimental group, physiotherapy procedures were performed for 10 minutes using the developed device at a current of 15–20  $\mu$ A. In the control group, titanium plates were placed in blood without electric current for 10 minutes. In the studied samples, the adhesion density of blood clots to the titanium plates, the thickness of blood clots, the number of platelets and erythrocytes were studied. It was found that the effect of an electric current of 15–20  $\mu$ A

on a blood clot through titanium plates contributes to thickening and compaction of blood clots on the surface of the electrodes. The number of red blood cells and platelets in the blood clot increases, which can have a positive effect on the process of osseointegration.

**Keywords:** direct current, weak current, dental implant, osseointegration, platelets, aggregation, blood clot.

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

**For citation.** Ostapovich A. A., Ivashenko S. V., Shpak I. I. (2025) Osseointegration Acceleration of Dental Implants by Weak Direct Current. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 34–39. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-34-39> (in Russian).

## Введение

Дентальные имплантаты для восстановления функции утраченных зубов активно применяются в Республике Беларусь и мире. Данная методика стала доступной как для врачей, так и для пациентов. Однако лечение с использованием дентальных имплантатов по-прежнему длительное. С момента удаления зуба до установки коронки с опорой на дентальном имплантате проходит шесть и более месяцев. Также распространены отдаленные осложнения в виде отторжения дентальных имплантатов, когда нарушается плотность соединения кость–дентальный имплантат. Цель исследований авторов – повысить качество лечения пациентов с адентией с применением дентальных имплантатов.

Процесс соединения кости с дентальным имплантатом называют остеоинтеграцией. По сути, это последовательность регенеративных биологических процессов, протекающих в костной ткани вокруг дентального имплантата, который воспринимается организмом как инородное тело. Известно, что регенерация тканей и рост клеток обусловлены генетически. Также не представляется возможным ускорить процесс остеоинтеграции дентальных имплантатов [1]. Однако можно создать условия, при которых регенеративные процессы будут протекать качественнее и ближе к поверхности дентальных имплантатов, а также повысить плотность соединения кость–дентальный имплантат и сократить сроки остеоинтеграции. Такие условия возможно создать с помощью физических факторов, как, например, воздействие электрическим током.

## Теоретический анализ

При рассмотрении процедуры остеоинтеграции дентальных имплантатов важны как биологические и физиологические, так и физическая составляющие данного процесса. Известно, что кость является пьезоэлектрическим материалом и обладает хорошей электропроводностью. Электрические импульсы стимулируют факторы, способствующие росту и заживлению костей. Существуют внешние стимуляторы, которые создают электрическое поле для ускорения заживления опосредованно, но идеальным решением является прямая стимуляция кости. Установка стимулирующих регенерацию устройств внутри организма требует оперативного вмешательства. Кроме того, эти устройства необходимо удалять после завершения регенерации, что также доставляет пациентам дискомфорт [2].

Современные дентальные имплантаты, имеющие цилиндрическую форму, вводятся в челюстную кость и не предполагают извлечения. Их изготавливают из медицинских сплавов титана. Наибольшее распространение получил сплав ВТ6 (по международному стандарту Grade 5Ti-6Al4V). Удельная электропроводность титана  $42,1 \cdot 10^{-6}$  Ом·м, у алюминия –  $2,5 \cdot 10^{-6}$  Ом·м [3]. Таким образом, дентальный имплантат может быть электродом.

Во время операции дентальной имплантации в челюстной кости создается ложе для имплантата. При этом неизбежно нарушается целостность костной ткани, что приводит к кровотечению. Развивается реакция первичного гемостаза [3]. Образуется пленка из тромбоцитов, эритроцитов и лейкоцитов, которые заполняют пространство между костной тканью и поверхностью дентального имплантата. Именно тромбоциты выполняют защитную функцию, препятствуют развитию кровотечения в зоне повреждения. Тромбоциты, обладая отрицательным электрическим зарядом, устремляются к поврежденной поверхности костной ткани, которая приобретает положительный заряд. Также белок тромбоцитов имеет активные центры, соединяющиеся с другими активизированными тромбоцитами и коллагеном. Таким образом, тромбоциты связываются между собой и с участком поврежденной кости [3]. Происходит процесс адгезии и формирования кровяного

сгустка, который в течение последующих 10–15 мин уплотняется на поверхности поврежденной костной ткани и уменьшается в объеме до 10 % от первоначального размера. Далее тромбин, образовавшийся из тромбоцитов, инициирует создание фибриновых нитей, преобразующихся затем в коллагеновые волокна, на которых будет отстраиваться молодая костная ткань. Чем ближе к поверхности дентального имплантата будут протекать описанные процессы, тем прочнее будет соединение кость–дентальный имплантат.

Повлиять на агрегацию тромбоцитов, формирование и рост костной ткани можно воздействием электрического тока. Так, выполненный на крысах эксперимент показал, что постоянный электрический ток малой величины (10 мкА) вызывает усиление агрегации тромбоцитов, свертывания крови и фибринолиза у анода, приложенного к поверхности сосудистой стенки яремной вены. В области катода такой эффект практически отсутствовал. Установлено, что повышение свертываемости крови в ответ на действие постоянного электрического тока связано с выделением из стенки сосуда физиологически активных веществ, влияющих на эти процессы [1].

На экспериментальной модели повреждения бедренной кости в области тазобедренного сустава изучали влияние низкочастотной электростимуляции зоны повреждения на скорость регенерации кости. Полученные результаты свидетельствуют об эффективности электростимуляции токами низкой частоты при восстановлении костной ткани после повреждения [4]. Также разработано тонкое и гибкое устройство с автономным питанием, которое интегрируют к кости в область перелома. Устройство воздействует на кость слабым электрическим током. В последующем оно самостоятельно растворяется и безопасно выводится из организма, как только дефект кости восстанавливается. Проведенные эксперименты на крысах подтвердили, что устройство действительно генерирует электрическую энергию около 4 В, которая может сохраняться более шести недель [5].

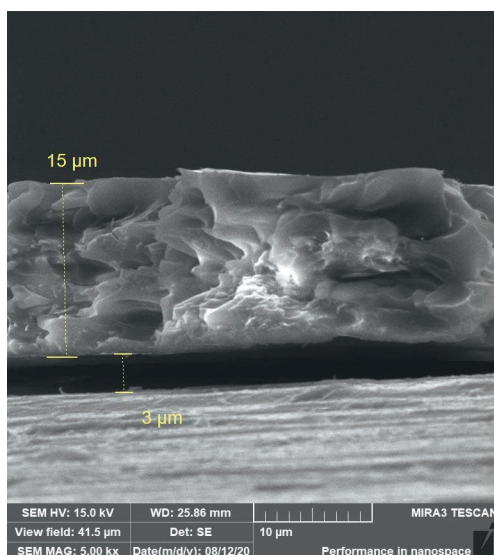
Е. Н. Овчинников и М. В. Стогов [4] изучали прямое воздействие постоянного тока на кость. Технология заключается в том, что к месту перелома кости имплантируется электрод, являющийся катодом. Анод размещают на коже над местом перелома. Используемые параметры тока – от 5 до 100 мкА.

Во всех перечисленных исследованиях продемонстрировано, что использование имплантируемых изделий в качестве катода может быть перспективным вариантом для стимуляции процессов остеогенеза. Существенным плюсом такого подхода является то, что при нем снижается вероятность инфицирования применяемых в качестве электродов имплантированных изделий. Это происходит за счет создаваемого на них электрическим током антимикробного эффекта. Согласно исследованиям, применение имплантатов в качестве катодов для электростимуляции не менее эффективно, чем использование специальных приборов для прямой электростимуляции. Повышается безопасность технологии, поскольку отсутствует необходимость дополнительной инвазии при имплантации катода, а также снижаются риски инфицирования имплантируемых металлических изделий [4].

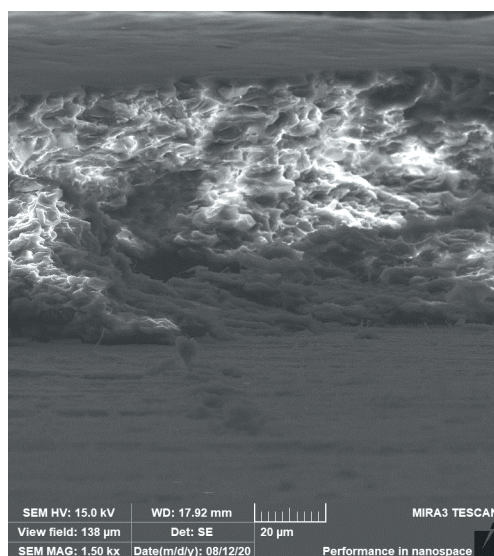
### Результаты исследований и их обсуждение

Изучив теоретические особенности остеоинтеграции дентальных имплантатов, авторы предлагают устройство, генерирующее слабый постоянный электрический ток для улучшения соединения кость–дентальный имплантат. Для подтверждения эффективности данного устройства на базе НИЧ Белорусского государственного медицинского университета выполнен эксперимент *in vitro*. В процессе исследований использовались титановые (GRADE 4) катод и анод, которые имитировали дентальные имплантаты. Электроды помещали в забранную венозную кровь человека. В каждой группе исследовалось пять образцов. В опытной группе аппарат включали на 10 мин при силе тока 15–20 мкА, в контрольной титановые пластины помещали в кровь без электрического тока на 10 мин. Учет результатов проводился посредством анализа микрофотографий (рис. 1, 2), полученных при помощи сканирующей электронной микроскопии. В исследуемых образцах контрольной и опытной групп изучались плотность прилегания кровяных сгустков к титановым пластинам, толщина кровяных сгустков, число тромбоцитов и эритроцитов. Результаты обрабатывались с помощью прикладных программ Statistica 6.0 и Microsoft Excel с вычислением медианы, верхнего и нижнего квартилей, U-критериев достоверности Манна – Уитни, вероятности достоверности сравниваемых величин  $p$ . Различия рассматривались как достоверные при  $p < 0,05$ .





**Рис. 1.** Электронная микроскопия образца контрольной группы; кровяной сгусток отстоит от электрода  
**Fig. 1.** Electron microscopy of the control group sample; the blood clot is separated from the electrode



**Рис. 2.** Электронная микроскопия образца опытной группы  
**Fig. 2.** Electron microscopy of a sample from the experimental group

Сравнительные характеристики кровяных сгустков в контрольной и опытной группах приведены в табл. 1.

**Таблица 1.** Сравнительные характеристики кровяных сгустков в контрольной и опытной группах  
**Table 1.** Comparative characteristics of blood clots in the control and experimental groups

Параметр	Группа	
	контрольная	опытная
Толщина кровяного сгустка, нм	15	40
Плотность прилегания к титановой пластине	Кровяные сгустки отстояли от титановых пластин в среднем на 3 нм	Кровяные сгустки плотно прилегали к титановым пластинам
Тромбоциты, количество клеток в единице объема	$4,9 \cdot 10^9/\text{л}$	$6,0 \cdot 10^9/\text{л}$
Эритроциты, количество клеток в единице объема	$3,4 \cdot 10^{12}/\text{л}$	$4,7 \cdot 10^{12}/\text{л}$

Из приведенных на рис. 1, 2 и в табл. 1 данных видно, что толщина кровяных сгустков в контрольной группе составила в среднем 15 нм. При этом все кровяные сгустки отстояли от титановой пластины в среднем на 3 нм. В опытной группе кровяные сгустки плотно прилегали к титановым пластинам, а их толщина находилась в пределах 40 нм, что в 2,7 раза больше по сравнению с контрольной группой. Количество тромбоцитов в контрольной группе составило  $4,9 \cdot 10^9/\text{л}$ , а в опытной –  $6,0 \cdot 10^9/\text{л}$ , что в 1,22 раза больше контрольных значений. В опытной группе число эритроцитов составило  $4,7 \cdot 10^{12}/\text{л}$ , что в 1,4 раза больше, чем их количество ( $3,4 \cdot 10^{12}/\text{л}$ ) в контрольной группе. При этом фибриновые нити в образцах контрольной группы не имели четкой направленности, а в опытной они были преимущественно ориентированы к поверхности титановых пластин.

### Заключение

Выполненный эксперимент показал, что воздействие электрическим током 15–20 мкА на кровяной сгусток через титановые пластины, имитирующие дентальные имплантаты, способствует утолщению и уплотнению кровяных сгустков на поверхности электродов. Статистически достоверно в кровяном сгустке увеличивается число эритроцитов и тромбоцитов, что окажет положительный эффект на процесс остеоинтеграции. Целесообразно проведение дополнительных исследований *in vivo*.

### Список литературы

1. Бочаров, М. Е. Электрическая составляющая кровообращения / М. Е. Бочаров // Концепт. 2015. Т. 13. С. 2511–2515.
2. Влияние низкочастотной электростимуляции на регенерацию костной ткани / Е. Е. Волков [и др.] // Патологическая физиология и экспериментальная терапия. 2015. Т. 59, № 3. С. 94–99.
3. Vanegas-Acosta, J. C. Numerical Simulation of Electrically Stimulated Osteogenesis in Dental Implants / J. C. Vanegas-Acosta, D. A. Garzón-Alvarado, V. Lancellotti // Bioelectrochemistry. 2014. Vol. 96. P. 21–36. DOI: 10.1016/j.bioelechem.2013.12.001.
4. Овчинников, Е. Н. Стимуляция остеогенеза постоянным электрическим током (обзор литературы) / Е. Н. Овчинников, М. В. Стогов // Травматология и ортопедия России. 2019. Т. 25, № 3. С. 185–191.
5. Electrically-Induced Osteogenesis in External Fixation Treatment / A. Ceballos [et al.] // Acta Orthop Belg. 1991. Vol. 57, No 2. P. 102–108.
6. Electrical Stimulation of the Growth Plate: A Potential Approach to an Epiphysiodesis / G. R. Dodge [et al.] // Bioelectromagnetics. 2007. Vol. 28, No 6. P. 463–470. DOI: 10.1002/bem.20329.
7. Kuzyk, P. R. The Science of Electrical Stimulation Therapy for Fracture Healing / P. R. Kuzyk, E. H. Schemitsch // Indian Journal Orthopaedics. 2009. Vol. 43, No 2. P. 127–131. DOI: 10.4103/0019-5413.50846.

### References

1. Bocharov M. E. (2015) Electrical Component of Blood Circulation. *Concept*. 13, 2511–2515 (in Russian).
2. Volkov E. E., Reshetniak V. K., Domaratskaia E. I., Volkov A. E., Kucheranu V. G., Butorina N. N., et al. (2015) The Effect of Low Frequency Electrical Stimulation on Bone Tissue Regeneration. *Pathological Physiology and Experimental Therapy*. 59 (3), 94–99 (in Russian).
3. Vanegas-Acosta J. C., Garzón-Alvarado D. A., Lancellotti V. (2014) Numerical Simulation of Electrically Stimulated Osteogenesis in Dental Implants. *Bioelectrochemistry*. 96, 21–36. DOI: 10.1016/j.bioelechem.2013.12.001.
4. Ovchinnikov E. N., Stogov M. V. (2019) Stimulation of Osteogenesis by Direct Electric Current (Review). *Traumatology and Orthopaedics of Russia*. 25 (3), 185–191 (in Russian).
5. Ceballos A., Pereda O., Ortega R., Balmaseda R. (1991) Electrically-Induced Osteogenesis in External Fixation Treatment. *Acta Orthop Belg*. 57 (2), 102–108.
6. Dodge G. R., Bowen J. R., Oh C. W., Tokmakova K., Simon B. J., Aroojis A., et al. (2007) Electrical Stimulation of the Growth Plate: A Potential Approach to an Epiphysiodesis. *Bioelectromagnetics*. 28 (6), 463–470. DOI: 10.1002/bem.20329.
7. Kuzyk P. R., Schemitsch E. H. (2009) The Science of Electrical Stimulation Therapy for Fracture Healing. *Indian Journal Orthopaedics*. 43 (2), 127–131. DOI: 10.4103/0019-5413.50846.



### Вклад авторов

Остапович А. А. провел литературный обзор, патентный поиск, предложил идею возможности применения электрического тока для усиления соединения кость–дентальный имплантат, выполнил эксперимент, написал текст статьи.

Ивашенко С. В. провел эксперимент, проанализировал данные, полученные в результате эксперимента.

Шпак И. И. спроектировал и собрал аппарат для воздействия электрическим током, выбрал режимы работы аппарата, провел эксперимент.

### Authors' contribution

Ostapovich A. A. conducted a literature review, patent search, proposed the idea of using electric current to strengthen the bone-dental implant connection, performed the experiment, wrote the text of the article.

Ivashenko S. V. conducted the experiment, analyzed the data obtained as a result of the experiment.

Shpak I. I. designed and assembled the device for exposure to electric current, selected the operating modes of the device, conducted the experiment.

### Сведения об авторах

**Остапович А. А.**, канд. мед. наук, доц. каф. ортопедической стоматологии и ортодонтии, Белорусский государственный медицинский университет (БГМУ)

**Ивашенко С. В.**, д-р мед. наук, проф. каф. ортопедической стоматологии и ортодонтии, БГМУ

**Шпак И. И.**, канд. техн. наук, доц. каф. информационных систем и технологий, Институт информационных технологий Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

### Адрес для корреспонденции

223036, Республика Беларусь,  
Минский р-н, г. Заславль, ул. Вишневая, 44  
Тел.: +375 29 154-76-18  
E-mail: ostapovich1984@list.ru  
Остапович Алексей Андреевич

### Information about the authors

**Ostapovich A. A.**, Cand. of Sci., Associate Professor at the Department of Orthopedic Dentistry and Orthodontics, Belarusian State Medical University (BSMU)

**Ivashenko S. V.**, Dr. of Sci. (Med.), Professor at the Department of Orthopedic Dentistry and Orthodontics, BSMU

**Shpak I. I.**, Cand. of Sci., Associate Professor at the Department of Information Systems and Technologies, Institute of Information Technologies of Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

### Address for correspondence

223036, Republic of Belarus,  
Minsk Region, Zaslavl, Vishnevaya St., 44  
Tel.: +375 29 154-76-18  
E-mail: ostapovich1984@list.ru  
Ostapovich Alexey Andreevich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-40-46>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 616.724-07

## АЛГОРИТМ АНАЛИЗА КОМПЬЮТЕРНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ В ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ ИЗМЕНЕНИЙ В ШЕЙНО-ЧЕРЕПНОМ ОТДЕЛЕ ПРИ ДИСФУНКЦИИ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНЫХ СУСТАВОВ

И. В. САМУЙЛОВ<sup>1</sup>, И. Н. БАРАДИНА<sup>2</sup>, Ю. Ф. ВАСИЛЬЕВА<sup>2</sup>, В. Ч. НЕДЕНЬ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
(г. Минск, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>Университетская стоматологическая клиника (г. Минск, Республика Беларусь)

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Для улучшения результатов диагностики анатомических структур в стоматологии применяется такой метод, как конусно-лучевая компьютерная томография, которая обеспечивает расширенную визуализацию анатомических структур зубочелюстной системы и соседних областей, включая шейную область, верхние дыхательные пути и др. Для улучшения результатов диагностики пациентов с заболеваниями височно-нижнечелюстных суставов предлагается алгоритм анализа компьютерного изображения шейно-черепного отдела, обладающий диагностической воспроизводимостью, позволяющий определять асимметрию взаиморасположения анатомических структур, обнаруживать дегенеративно-дистрофические и другие изменения сочлененных поверхностей. Такой метод способствует выявлению этиологических факторов развития заболеваний височно-нижнечелюстных суставов, повышает эффективность лечения других болезней шейно-черепного отдела.

**Ключевые слова:** конусно-лучевая компьютерная томография, клиновидная кость, шейные позвонки, 3D-модель, зубочелюстная система, лучевая диагностика.

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

**Для цитирования.** Алгоритм анализа компьютерного изображения в лучевой диагностике изменений в шейно-черепном отделе при дисфункции височно-нижнечелюстных суставов / И. В. Самуйлов [и др.] // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 40–46. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-40-46>.

## ALGORITHM FOR ANALYZING COMPUTER IMAGES IN RADIATION DIAGNOSTICS OF CHANGES IN THE CERVICAL-CRANIAL REGION IN DYSFUNCTION OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINTS

IVAN U. SAMUILAU<sup>1</sup>, INESSA N. BARADINA<sup>2</sup>, YULIA F. VASILYEVA<sup>2</sup>,  
VALERY CH. NEDEN<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

<sup>2</sup>University Dental Clinic (Minsk, Republic of Belarus)

**Abstract.** To improve the results of diagnostics of anatomical structures in dentistry, a method such as cone-beam computed tomography is used, which provides extended visualization of the anatomical structures of the dental system and adjacent areas, including the cervical region, upper respiratory tract, etc. To improve the results of diagnostics of patients with diseases of the temporomandibular joints, an algorithm for analyzing a computer image of the cervicocranial region is proposed, which has diagnostic reproducibility, allows determining the asymmetry

of the mutual arrangement of anatomical structures, detecting degenerative-dystrophic and other changes in the articulating surfaces. This method helps to identify the etiological factors in the development of diseases of the temporomandibular joints, increases the effectiveness of treating other diseases of the cervicocranial region.

**Keywords:** cone beam computed tomography, sphenoid bone, cervical vertebrae, 3D model, dental system, radiation diagnostics.

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

**For citation.** Samuilau I. U., Baradina I. N., Vasilyeva Yu. F., Neden V. Ch. (2025) Algorithm for Analyzing Computer Images in Radiation Diagnostics of Changes in the Cervical-Cranial Region in Dysfunction of the Temporomandibular Joints. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 40–46. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-40-46> (in Russian).

## Введение

Одна из часто встречающихся форм патологии органов и тканей в стоматологии – заболевание височно-нижнечелюстных суставов (ВНЧС). По данным ВОЗ за 2008 г., при эпидемиологическом обследовании распространенности заболеваний ВНЧС в 35 странах мира выявлено, что в возрасте 35–45 лет она превышала 75 %. Согласно исследованиям, заболевания ВНЧС встречаются в среднем от 28 до 56 % у взрослого населения, из них дисфункции ВНЧС составляют 95 %. С возрастом распространенность и интенсивность заболевания увеличиваются [1–3].

Согласно клиническому протоколу «Диагностика и лечение пациентов (взрослое население) с болезнями височно-нижнечелюстного сустава» (утвержден постановлением Министерства здравоохранения Республики Беларусь от 10.08.2022 № 84), в обязательные методы диагностики при оказании медицинской помощи пациентам с заболеваниями ВНЧС включена ортопантомография челюстей и ВНЧС, а в дополнительные (по медицинским показаниям) – инструментальные исследования (лучевые методы): конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) челюстно-лицевой области, КЛКТ и магнитно-резонансная томография ВНЧС.

Анатомия человека по прошествии многих лет остается неизменной, и перспективным современным методом диагностики заболеваний ВНЧС является КЛКТ. Она обеспечивает расширенную визуализацию анатомических структур зубочелюстной системы и соседних областей, включая шейную область, верхние дыхательные пути, ВНЧС и другие, позволяет проводить послойную визуализацию в нескольких плоскостях – сагиттальной, коронарной, аксиальной. КЛКТ необходима для установки окончательного диагноза, составления плана лечения, контроля лечения и полученного результата, динамического (диспансерного) наблюдения после проведенного лечения. Кратность КЛКТ-обследования определяется состоянием пациента и значимостью изменения показателей для коррекции терапии [4, 5].

Однако интерпретация данных КЛКТ в оценке анатомо-топографических изменений в шейно-черепном отделе при заболеваниях ВНЧС имеет определенные трудности. С целью повышения эффективности диагностики заболеваний ВНЧС в статье рассмотрена оптимизация оценки изменений в шейно-черепном отделе с помощью алгоритма анализа рентгеновских изображений на основании показаний КЛКТ и интерпретации данных взаиморасположения сочлененных поверхностей анатомических структур в этом отделе.

## Алгоритм анализа шейного отдела по данным конусно-лучевой компьютерной томографии

Для решения задачи исследования проанализировали 28 КЛКТ пациентов в возрасте 19–50 лет обоих полов с ортогнатическим прикусом и дисфункцией ВНЧС. КЛКТ проводили на компьютерном томографе Sirona Galileos (Германия). С помощью КЛКТ исследовали ВНЧС, челюстные кости, пазухи черепа (лобную, решетчатую, клиновидную, верхнечелюстную), шейный отдел позвоночника С1–С3, оценивали анатомо-топографические особенности структур в шейно-черепном отделе (взаиморасположение, наличие деструктивных и других изменений в сочлененных поверхностях) [6–9]. Обработка полученных результатов заключалась в анализе реконструированного изображения в трех плоскостях взаиморасположения шейных позвонков С1–С3 и клиновидной кости (рис. 1).

Статистический анализ выполняли в программе MATLAB R2023a. Для оценки согласованности получаемых измерений использовали одновыборочный *t*-критерий статистического отличия от нуля разности значений двух методов измерений [10]. Разработанный алгоритм анализа ком-

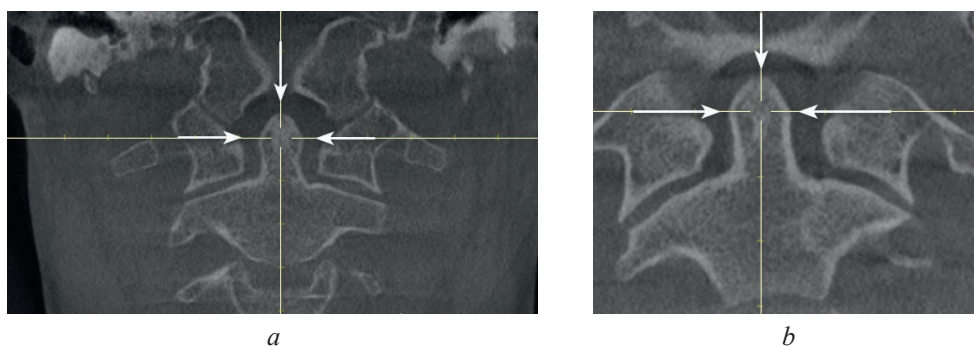


Рис. 1. Пример определения центра сечений во фронтальной (корональной) плоскости:  
*a* – пациент Л; *b* – пациент К

Fig. 1. An example of determining the center of sections in the frontal (coronal) plane: *a* – patient L; *b* – patient K

пьютерного изображения (КЛКТ 3D-модели) анатомо-топографических структур шейно-черепного отдела включал следующий порядок действий.

1. Построение 3D-модели исследуемой КЛКТ для анализа данных – определение «центральной оси» реконструированного изображения.

1.1. Перемещение центра сечений плоскости в район расположения шейных позвонков (С1 и С2).

1.2. Прокликивание (перемещение) сечения в сагиттальной плоскости для выбора позиции сечения с наиболее полной визуализацией изображения зубовидного отростка по высоте во втором шейном позвонке С2.

1.3. Перемещение центра сечений во фронтальной (корональной) плоскости в центр зубовидного отростка С2 таким образом, чтобы оси сечений пересекали самые удаленные точки С2. В случае необходимости – прокликивание сечения в аксиальной (осевой) и сагиттальной плоскостях. При правильном позиционировании в корональной области центра сечений он по осевой плоскости совпадет с геометрическим центром зубовидного отростка (рис. 1–3).

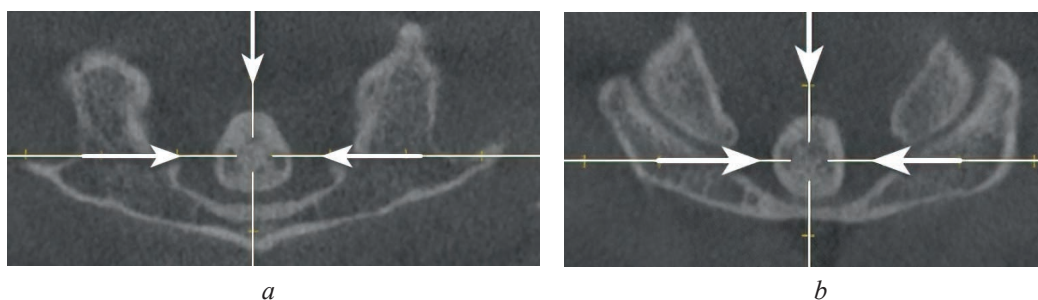


Рис. 2. Пример определения центра сечений в аксиальной (осевой) плоскости: *a* – пациент Л; *b* – пациент К  
Fig. 2. An example of determining the center of sections in the axial plane: *a* – patient L; *b* – patient K

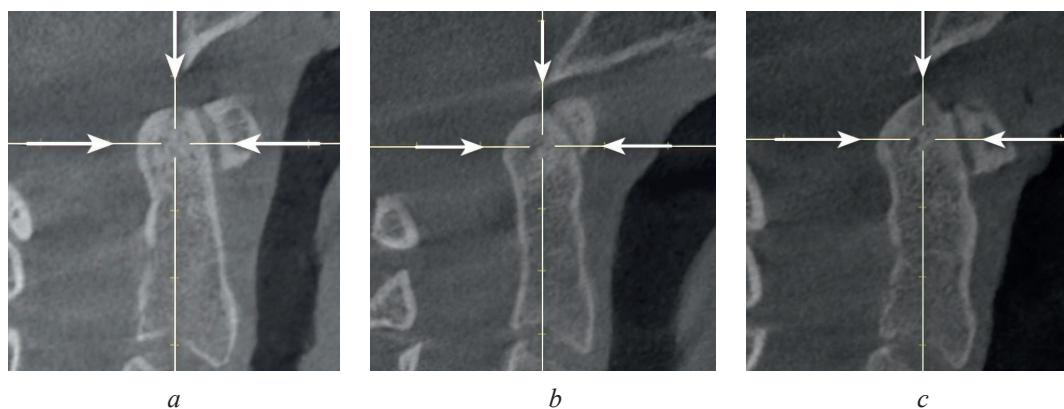
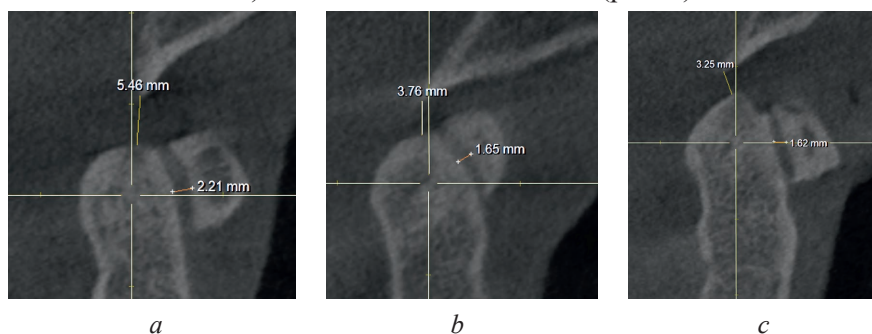


Рис. 3. Пример определения центра сечений в сагиттальной плоскости:  
*a* – пациент Л; *b* – пациент К; *c* – пациент Д

Fig. 3. An example of determining the center of sections in the sagittal plane:  
*a* – patient L; *b* – patient K; *c* – patient D



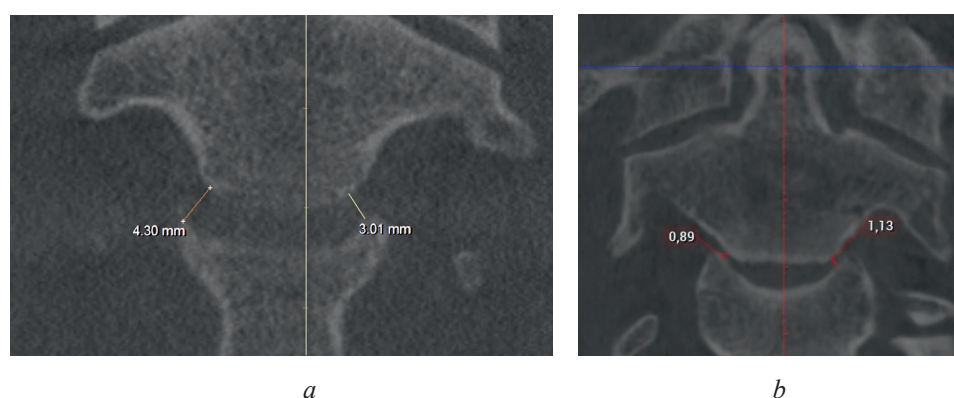
2. Измерение минимального расстояния между вторым позвонком С2 и клиновидным гребнем (клювом клиновидной кости) в сагиттальной плоскости (рис. 4).



**Рис. 4.** Определение расстояний между вторым шейным позвонком и клиновидным гребнем, первым и вторым шейными позвонками: *a* – пациент Л; *b* – пациент К; *c* – пациент Д  
**Fig. 4.** Determination of the distances between the second cervical vertebra and the sphenoid ridge, the first and second cervical vertebrae: *a* – patient L; *b* – patient K; *c* – patient D

3. Измерение расстояния между первым С1 и вторым С2 шейными позвонками. Для этого определяли центр «дуги» переднего бугорка первого шейного позвонка С1 в сагиттальной плоскости и считали от него минимальное расстояние до поверхности второго позвонка С2 (рис. 4).

4. Определение расстояния между сочлененными шейными позвонками С2 и С3. Для этого в сагиттальной плоскости проводили «центральную ось» по середине верхней суставной поверхности третьего шейного позвонка С3. Рассчитывали расстояние между вторым и третьим шейными позвонками, как показано на рис. 5.



**Рис. 5.** Пример определения расстояния между вторым и третьим шейными позвонками: *a* – пациент Д; *b* – пациент К  
**Fig. 5.** An example of determining the distance between the second and third cervical vertebrae: *a* – patient D; *b* – patient K

5. Определение угла разворота второго шейного позвонка С2 в аксиальной (осевой) проекции.

5.1. Выставление «центральной оси», как указано в п. 1.3.

5.2. Проплистывание (перемещение) срезов в аксиальной плоскости в направлении третьего шейного позвонка С3. Определение среза, на котором крайняя точка правого поперечного отростка будет максимально удалена от «центральной оси».

5.3. Для определения размеров угла выставляли три точки: центр осей симметрии, крайнюю точку на поперечном отростке и любую точку вдоль оси сечения (рис. 6).

5.4. Повторение п. 5.2 и 5.3 для нахождения левого поперечного отростка (рис. 7).

5.5. Определение разницы величин углов; для этого от значения правого (анатомически) угла вычитали значение левого угла.

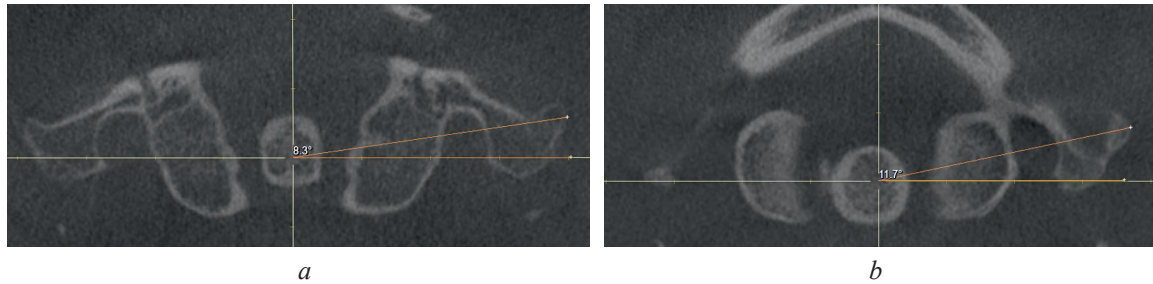
6. Определение угла разворота второго шейного позвонка С2 в корональной проекции.

6.1. Выставление «центральной оси» согласно п. 1.3.

6.2. Определение в корональной плоскости среза, в котором крайняя точка правого поперечного отростка максимально удалена от «центральной оси» (рис. 8).

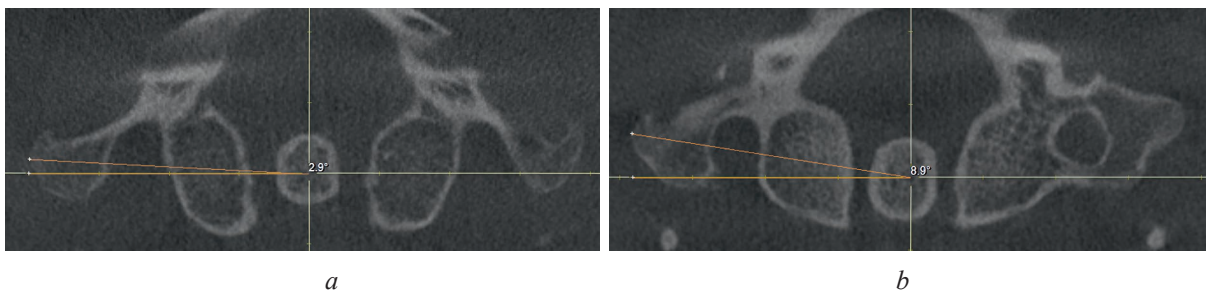
6.3. Определение угла по трем точкам, как в п. 5.3.





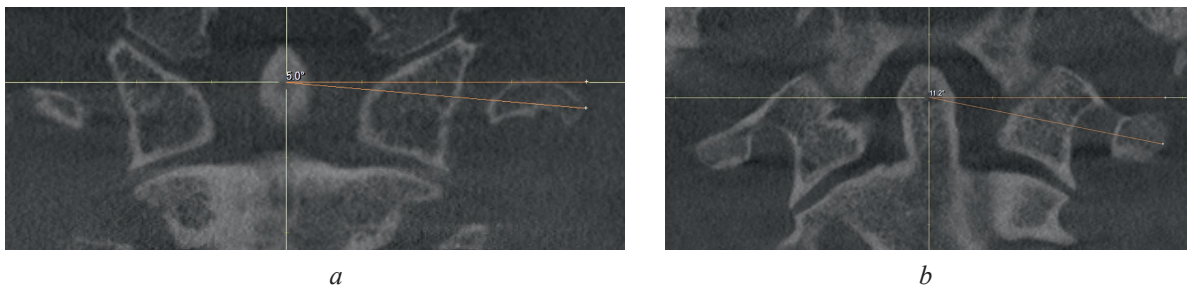
**Рис. 6.** Пример определения правого угла для нахождения угла разворота второго шейного позвонка в аксиальной проекции: *a* – пациент Л; *b* – пациент Д

**Fig. 6.** An example of determining the right angle to find the angle of rotation of the second cervical vertebra in the axial projection: *a* – patient L; *b* – patient D



**Рис. 7.** Пример определения левого угла для нахождения угла разворота второго шейного позвонка в аксиальной проекции: *a* – пациент Л; *b* – пациент Д

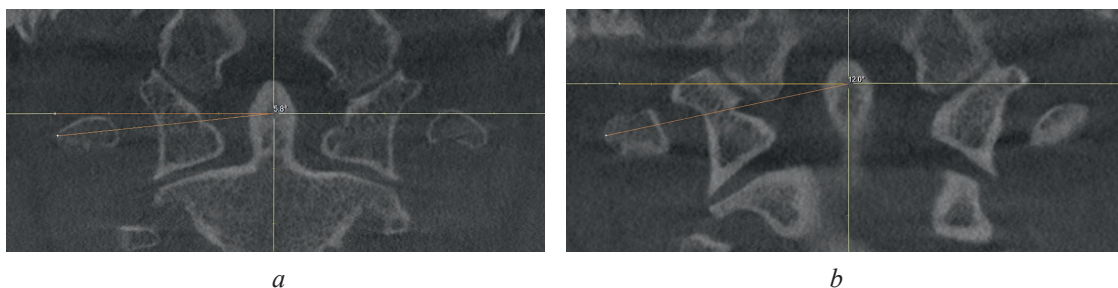
**Fig. 7.** An example of determining the left angle to determine the rotation angle of the second vertebra in the axial projection: *a* – patient L; *b* – patient D



**Рис. 8.** Пример определения правого угла для нахождения угла разворота второго шейного позвонка в корональной проекции: *a* – пациент Л; *b* – пациент К

**Fig. 8.** An example of determining the right angle to determine the rotation angle of the second vertebra in the frontal projection: *a* – patient L; *b* – patient K

6.4. Повторение п. 6.2 и 6.3 для крайней точки левого поперечного отростка (рис. 9).



**Рис. 9.** Пример определения левого угла для нахождения угла разворота второго шейного позвонка в корональной проекции: *a* – пациент Л; *b* – пациент К

**Fig. 9.** An example of determining the left angle to determine the rotation angle of the second vertebra in the frontal projection: *a* – patient L; *b* – patient K

6.5. Определение разницы значений углов; для этого от значения правого (анатомически) угла вычитали значение левого угла.

На основании алгоритма анализа рентгеновских изображений по показаниям КЛКТ интерпретированы данные взаиморасположения сочлененных поверхностей анатомических структур в шейно-черепном отделе с хорошей воспроизводимостью. Статистические данные оценки анатомо-топографических изменений в шейно-черепном отделе при заболеваниях ВНЧС представлены в табл. 1.

**Таблица 1.** Статистические данные измеряемых параметров  
**Table 1.** Statistical data of measured parameters

Параметр	Значение параметра		
	минимальное	среднее	максимальное
Расстояние между вторым позвонком и клиновидной костью, мм	1,60	5,51	9,95
Расстояние между первым и вторым шейными позвонками, мм	0,92	1,71	2,57
Расстояние между вторым и третьим позвонками (справа), мм	0,67	2,08	2,96
Расстояние между вторым и третьим позвонками (слева), мм	0,78	2,01	3,52
Асимметрия расстояний между вторым и третьим позвонками, мм	-1,09	-0,08	1,39
Угол разворота С2 в осевой проекции (по модулю), град	0,10	4,01	20,50
Угол разворота С2 во фронтальной проекции (по модулю), град	0	2,35	8,00

### Заключение

Разработанный алгоритм анализа рентгеновских изображений для оптимизации оценки изменений в шейно-черепном отделе на основании показаний конусно-лучевой компьютерной томографии позволяет интерпретировать данные взаиморасположения сочлененных поверхностей анатомических структур с высокой воспроизводимостью. Это улучшает диагностику заболеваний височно-нижнечелюстных суставов, связанных с шейно-черепным отделом, и повышает эффективность лечения.

### Список литературы

1. Артюшкевич, А. С. Заболевания височно-нижнечелюстного сустава / А. С. Артюшкевич // Современная стоматология. 2014. № 1. С. 11–14.
2. Барадина, И. Н. Лечебно-диагностические мероприятия у пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстных суставов / И. Н. Барадина // Стоматолог. 2014. № 2. С. 23–25.
3. Персин, Л. С. Ортодонтия. Диагностика и лечение зубочелюстно-лицевых аномалий и деформаций / Л. С. Персин. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2015.
4. Рабухина, Н. А. Стоматология и челюстно-лицевая хирургия. Атлас рентгенограмм / Н. А. Рабухина, А. П. Аржанцев. М.: Медиц. информ. агентство, 2002.
5. Диагностика заболеваний височно-нижнечелюстного сустава / С. П. Рубникович [и др.]. Минск: Белар. навука, 2019.
6. Баданин, В. В. Магнитно-резонансная томография в стоматологии / В. В. Баданин, А. П. Дергилёв // Российский стоматологический журнал. 2001. № 5. С. 40–45.
7. Гелетин, П. Н. Сравнительная характеристика способов лучевой визуализации элементов височно-нижнечелюстного сустава / П. Н. Гелетин, Д. В. Рогацкин // Институт стоматологии. 2011. № 3. С. 56–57.
8. Клинические методы диагностики функциональных нарушений зубочелюстной системы / И. Ю. Лебедеко [и др.]. М.: МЕДпресс-информ, 2006.
9. Манакова, Я. Л. Возможности спиральной компьютерной и магнитно-резонансной томографии в диагностике ревматоидного артрита височно-нижнечелюстного сустава / Я. Л. Манакова, А. П. Дергилёв, Л. А. Богодерева // Медицинская визуализация. 2006. № 2. С. 94–97.
10. Гланц, С. С. Медико-биологическая статистика / С. С. Гланц. М.: Практика, 1998.

### References

1. Artyushkevich A. S. (2014) Diseases of the Temporomandibular Joint. *Modern Dentistry*. (1), 11–14 (in Russian).
2. Baradina I. N. (2014) Therapeutic and Diagnostic Measures in Patients with Dysfunction of the Temporomandibular Joints. *Dentist*. (2), 23–25 (in Russian).
3. Persin L. S. (2015) *Orthodontics. Diagnostics and Treatment of Dentofacial Anomalies and Deformities*. Moscow, GEOTAR-Media Publ. (in Russian).

4. Rabukhina N. A., Arzhantsev A. P. (2002) *Dentistry and Maxillofacial Surgery: Atlas of Radiographs*. Moscow, Medical Information Agency Publ. (in Russian).
5. Rubnikovich S. P., Baradina I. N., Serdyuchenko N. S., Denisova Yu. L., Borodin D. M., Grishchenkov A. S. (2019) *Diagnostics of Diseases of the Temporomandibular Joint*. Minsk, Belaruskaya Navuka Publ. (in Russian).
6. Badanin V. V., Dergilev A. P. (2001) Magnetic Resonance Imaging in Dentistry. *Russian Dental Journal*. (5), 40–45 (in Russian).
7. Geletin P. N., Rogatskin D. V. (2011) Comparative Characteristics of Methods of Radiation Visualization of Elements of the Temporomandibular Joint. *Institute of Dentistry*. (3), 56–57 (in Russian).
8. Lebedenko I. Yu., Artyunov S. D., Antonik M. M., Stupnikov A. A. (2006) *Clinical Methods for Diagnosing Functional Disorders of the Dentoalveolar System*. Moscow, MEDpress-inform Publ. (in Russian).
9. Manakova Ya. L., Dergilev A. P., Bogoderova L. A. (2006) Possibilities of Spiral Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging in Diagnostics of Rheumatoid Arthritis of the Temporomandibular Joint. *Medical Imaging*. (2), 94–97 (in Russian).
10. Glanz S. S. (1998) *Medical and Biological Statistics*. Moscow, Praktika Publ. (in Russian).

#### **Вклад авторов / Authors' contribution**

Авторы внесли равный вклад в написание статьи / The authors contributed equally to the writing of the article.

#### **Сведения об авторах**

**Самуйлов И. В.**, ассист. каф. электронной техники и технологии, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

**Барадина И. Н.**, канд. мед. наук, доц., зам. гл. врача по клинической работе, Университетская стоматологическая клиника (УСК)

**Васильева Ю. Ф.**, врач-рентгенолог, УСК

**Недень В. Ч.**, гл. врач по клинической работе, УСК

#### **Адрес для корреспонденции**

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники  
Тел.: +375 33 613-88-28  
E-mail: i.samuilov@bsuir.by  
Самуйлов Иван Владимирович

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

**Samuilau I. U.**, Assistant at the Department of Electronic Engineering and Technology, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

**Baradina I. N.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Deputy Chief Physician for Clinical Work, University Dental Clinic (UDC)

**Vasilyeva Yu. F.**, Radiologist, UDC

**Neden V. Ch.**, Chief Physician for Clinical Work, UDC

#### **Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: +375 33 613-88-28  
E-mail: i.samuilov@bsuir.by  
Samuilau Ivan Uladimiravich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-47-53>

*Original paper*

UDC 004.8; 004.8.032.26

## A METHOD FOR DETECTING DISTINCTIVE PATTERNS OF REAL PATIENTS IN GENERATED IMAGES

VASSILI A. KOVALEV

*The United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus  
(Minsk, Republic of Belarus)*

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025

**Abstract.** Generative diffusion models are a well-established method for generating high-quality images. However, there are studies that show that diffusion models are less privacy-friendly than generative models, such as generative adversarial networks and a growing family of their modifications. The discovered vulnerabilities require in-depth study of various security aspects. This is especially important for sensitive areas such as medical image analysis tasks and their practical applications. The paper describes a method for detecting image patterns presented in generated images that can potentially be identified in real CT images of patients with pulmonary tuberculosis. The method includes the following main procedures: correlation of pairs of generated and real images to pre-select pairs that involve further analysis; calculation of correlation statistics using direct and inverse Fisher transforms; performing affine image registration and calculating pairwise similarity scores; nonlinear (elastic) image registration and recalculation of similarity scores to highlight the most similar/dissimilar image areas.

**Keywords:** diffusion generative models, computed tomography, privacy preserving.

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

**For citation.** Kovalev V. A. (2025) A Method for Detecting Distinctive Patterns of Real Patients in Generated Images. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 47–53. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-47-53>.

## МЕТОД ОБНАРУЖЕНИЯ ХАРАКТЕРНЫХ ПАТТЕРНОВ РЕАЛЬНЫХ ПАЦИЕНТОВ НА СГЕНЕРИРОВАННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ

В. А. КОВАЛЕВ

*Объединенный институт проблем информатики Национальной академии наук Беларуси  
(г. Минск, Республика Беларусь)*

**Аннотация.** Генеративные диффузионные модели являются общепризнанным методом генерации высококачественных изображений. Однако среди исследований есть примеры, подтверждающие, что диффузионные модели менее конфиденциальны, чем генеративные модели, такие как генеративные состязательные сети и растущее семейство их модификаций. Обнаруженные уязвимости требуют глубокого изучения различных аспектов безопасности. Это особенно важно для таких чувствительных областей, как задачи анализа медицинских изображений и их практическое применение. В статье рассмотрен метод обнаружения шаблонов изображений, представленных на сгенерированных изображениях, которые потенциально могут быть идентифицированы на реальных изображениях компьютерной томографии пациентов с туберкулезом легких. Метод включает следующие основные процедуры: корреляция пар сгенерированных и реальных изображений для предварительного выбора пар, которые предполагают дальнейший анализ; вычисление статистики корреляции с использованием прямого и обратного преобразований Фишера; выполнение аффинной регистрации изображений и расчет оценок парного сходства; нелинейная (эластичная) регистрация изображений и повторный расчет оценок сходства для выделения наиболее похожих/несхожих областей изображения.

**Ключевые слова:** диффузионные генеративные модели, компьютерная томография, сохранение конфиденциальности.



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

**Для цитирования.** Ковалев, В. А. Метод обнаружения характерных паттернов реальных пациентов на сгенерированных изображениях / В. А. Ковалев // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 47–53. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-47-53>.

## Introduction

The generated medical images could substitute the real ones in different scenarios of development and use of diverse deep learning applications [1–3]. In this particular work, we considering the computed tomography (CT) images created by a denoising diffusion model. This type of generative models represents an emerging class of generative neural networks that produce images from a training distribution via an iterative denoising process [4, 5]. Compared to the previous image generation approaches, such as commonly known generative adversarial networks (GANs) together with the growing family of their modifications and variational autoencoders, diffusion models produce higher-quality samples that easier to scale and control [6].

Consequently, diffusion models have rapidly become the de-facto method for generating high-quality and high-resolution images. Nevertheless, in their work [6] authors state that diffusion models are less private than prior generative models such as GANs, and that mitigating these vulnerabilities may require new advances in privacy-preserving training. In this respect, one of the main goals of present study was to estimate the chances of disclosing private image patterns under specific conditions we are working in. In particular, a need for image generation could appear in both cases including very large and relatively small image training sets. Therefore, it was necessary to give certain priority to computational experiments, which reveal the influence of the size of image datasets used for training generative models to the probability of possible low data security.

In general, there are many kinds of image properties that can be utilized for distinguishing radiological images of a given modality. They include differences caused by specific “signatures” of images that characteristic for certain brands of radiological imaging devices, differences associated with age and gender of patients, various body lesions, specific image features coming from the artificial objects presented in the body (e. g., cardio-stimulators, objects and traces left after underwent surgery), as well as differences induced by the patients’ pose and body deformations, atypical anatomy, and so on.

In this work, we limit ourselves by the methods that searching similarities associated with the patients themselves. In other words, we concentrating on the problem of detection of possible “fingerprints” (image patterns) presented in generated images that can be potentially identified in the radiological images of real lung tuberculosis patients. Similar to many others, such patterns are composed of the spatial (say, shape) and the intensity features. It is important to note that we admit that the patterns of interest could be slightly deformed in both spatial and the intensity domains due to the factors mentioned above. Nevertheless, they should also be identified and accompanied by an appropriate quantitative measure.

## Image data

*Original image data.* We used 2D axial slices of 3D CT image datasets of tuberculosis patients that satisfy to all the existing regulations, limitations, and the agreements. All the images were acquired on the same CT machine and anonymized in due course before any steps of their computerized analysis. There were no ways for disclosure, share, and other means of dissemination of personal patients’ data. The main steps of CT image data preparation procedure described below.

It is obvious that different axial slices (sections) of the body are anatomically different. However, for the human eye and corresponding quantitative features they appear reasonably similar. The similarity rates depend on different factors such as the specific location of sections in the human body, the individual anatomy of each patient, the CT scanning protocol (e. g., slice thickness), and several others. However, considering the fact that in this study we are extensively using convolutional neural networks, these anatomical variations can be treated as a sort of “natural anatomical image augmentation”. Clearly, such natural augmentation is far better than any artificial one produced by common software libraries. Creation of the dataset of CT image slices was done in four main steps:

- the creation of the initial dataset is based on a large collection of CT images containing up to 10,714 CT scans (approximately 0.7 TB of DICOM image data);
- converting all image files from DICOM to Niftii (also known as nii.gz). No personal data in the commonly used definitions is presented;



– excluding from the original 10,714 CT scans those that do not have information on the patient’s age and gender. The resulting 8,463 CT scans included 4,662 males and 3,801 females. In total, they amounted to 288 GB, losslessly compressed;

– splitting all selected 8,463 3D images into 2D axial slices. The result was 1,002,012 2D images of 512×512 pixel sections (574,309 men and 427,703 women). They were exported to lossless PNG format with an intensity of 8 bits/pixel.

*The study image datasets.* Considering the importance of the training set size in the problem of detecting generated image patterns that inherit from the real patient images, we created 5 pairs of image datasets. The size of training sets gradually increased and consisted of 6, 60, 600, 6000, and 60 000 images respectively. Sizes of the sets of corresponding generated images were fixed to 240 items in each of 5 pairs. In each occasion the 240-sized subsets of generated images were randomly sampled from larger sets of artificial images generated based on their respective “parental” sets of the real ones. Image generation was done using diffuse generative neural models. Examples are provided in Fig. 1.

All training image datasets were perfectly balanced by gender, i. e., consisted of 50 % of female and 50 % of male subjects. Also, all the patients were aged of 26 complete years of life except for the ones included in the dataset containing 60 000 images which composed of people aged 24–39 years. The five versions of generative neural networks were trained on each of five training sets separately.

In order to provide the necessary variability of images used for training the diffuse generative models, we conditionally sub-divided image slices into the following three anatomical categories which are conditionally referred to as “classes” (Fig. 1):

c1: The upper part of liver;

c2: The heart class, which was represented by a middle heart section plus some limited amount of adjacent axial slices along with Z neighborhood;

c3: The shoulders which include the upper part of lungs and their close neighboring sections above and below them along with Z axis.

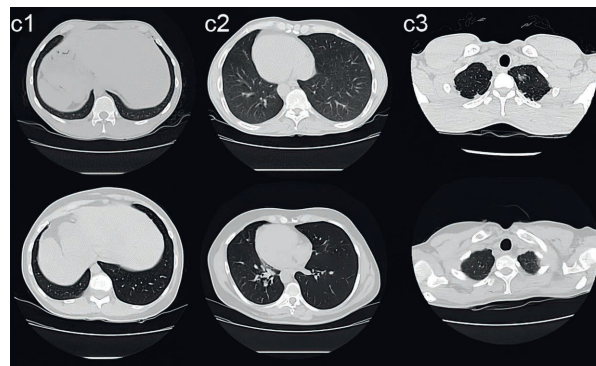


Fig. 1. Examples of original (top row) and generated (bottom row) images

It should be noted that it was impossible to consider other distinct anatomical sections such as the ones situated at the neck and kidney levels. This is because all the patients were suffering from lung tuberculosis and therefore the patients were scanned only within the regions of lungs plus few additional safety slices.

### Evaluating the difference of real and generated images using statistical metrics

Statistical metrics are used at the preliminary stage of image comparison based on correlation measures computed over the whole images included into the real-vs-generated pairs. The main goal of this stage is to select candidates for the further, more thorough analysis.

*Details of computing raw correlation coefficients.* We start with pixel-wise Pearson correlation of the images. It is easy to see that this case even such simple image miss-match as relative shift of generated images compared to the original ones may lead to a dramatic drop of correlation coefficient value. Same consequences may have place with mutual rotation. Simply speaking, even comparison of the shifted/rotated versions of a generated image with absolutely identical real image may not indicate the complete image duplication by the 1.0 correlation coefficient. Thus, prior to the comparison of images of pair, we apply the rigid-body affine transform (rotation, translation, scaling) to the generated

image which brings them to the best possible correspondence. Besides, this operation does not perform any local, non-linear deformations of image patterns.

Once generated and real images are overlapped and compared with each other, the image pair with maximal correlation is passed to the further analysis. It is important to note that each generated image is compared with the real ones but not vice versa. This is because the only set of real images represents the whole variety of possible image features being analyzed in the given experimental setup. However, any set (portion) of generated images represent only a small fraction of the practically unlimited number of generated samples.

The maximal values of correlation of original and generated images as a function of the size of five training sets are depicted in Fig. 2. Note that to ease perception and interpretation of correlation results, the correlation coefficient values of all 240 generated images are presented not in their original random order but sorted in ascending order of correlation coefficient to ease the visual perception.

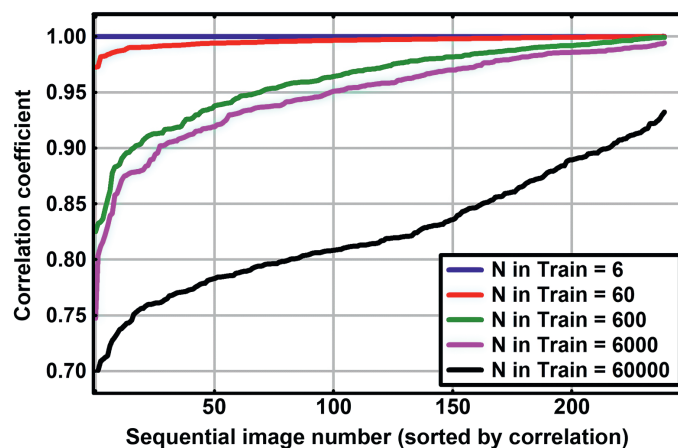


Fig. 2. Dependence of max pair-wise correlations on training set size for 240 generated images taken at random

It is easy to note from Fig. 2 that generative model trained on tiny image set consisting of six images reproduces practically exact copies of real images. However, the variability of generated images and their deviation from the images placed in the training set is growing up with the increase of training set size. This is evident from the systematic shift of plots downwards. In particular, for the training set consisted of 60 000 images the Minimum value of Maximal correlation drops down to 0.678.

Statistics of Pearson correlation coefficient. The regularity which was noticed above by way of visual analysis of correlation curves can be simply expressed and easily captured by comparison of mean correlation values and other basic statistics. However, corresponding calculations may not be done directly. The reason is that arithmetic manipulations with Pearson's correlation coefficients (e. g., calculation of the mean and percentiles) are not mathematically correct [7]. This is because when the correlation coefficient is close to 1.0, what is often the case in this study, its distribution is highly skewed. Such a property makes it difficult to estimate the confidence intervals and apply significance tests to the correlation coefficients for original and generated image datasets. The Fisher's transformation solves this problem by yielding a variable whose distribution is approximately normal, with a variance which is stable over different values of correlations. Mathematically, the Fisher's  $z$ -transform is an inverse hyperbolic tangent ( $\text{artanh}$ ). For converting the correlation coefficients into  $z$ -scores and back we employed the direct and reverse versions of  $z$ -transform as implemented in the DescTools package of R [8] wherever necessary. The resultant statistical characteristics of Fisher's  $z$ -scores and Persons' correlation coefficients with respect to the train set size are given in Tab. 1.

Table 1. Changes of statistical significance values of  $z$ -score and correlation  $r$  with respect to the train set size

Train set size	Mean $z$ /Mean $r$	Min $z$ /Min $r$	Max $z$ /Max $r$	STD $z$ /STD $r$
6	5.091/0.9999	4.720/0.9998	5.358/0.9999	0.1344/0.1336
60	3.316/0.9977	2.135/0.9724	4.482/0.9997	0.5186/0.4766
600	2.211/0.9763	1.172/0.8248	3.810/0.9990	0.5762/0.5199
6000	1.968/0.9617	0.967/0.7473	2.937/0.9944	0.4231/0.3995
60000	1.196/0.8323	0.825/0.6776	1.674/0.9321	0.1830/0.1810

The graphical illustration of Fisher’s z-scores of the statistical significance of differences of real and generated images as a function of train set size is depicted in Fig. 3.

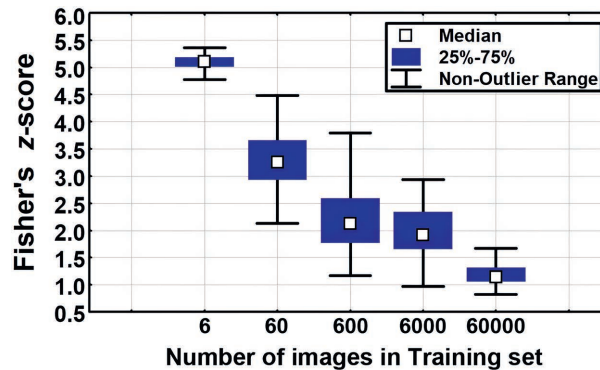


Fig. 3. z-scores of the significance of differences of real and generated images

### Assessing the difference of real and generated images using Fréshet Inception Distance score

The Fréshet Inception Distance (FID) [9] can be viewed as a further development of the Inception metric which is based on the Inception V3 neural network model. The FID metric essentially is an algorithm that combines two different, partly controversial, integral measure of the quality of image generation. These components are:

- a metric of the “realism” of generated images;
- quantitative measure of the diversity of generated images.

The above term “realism” can be understood to mean that the generated images generally look like the real ones to a human expert. It is difficult to distinguish them visually and, with certain limitations, they can replace the real patient images even in different computation scenarios. Note that according to the definition, FID score may not be computed for very small image datasets.

Results of computing FID score of four largest test image datasets examined in this study are presented in Tab. 2. Note that the smaller FID values, the better the results of generation are. Also, the smallest training set contained only six images is excluded from consideration here because this case generated images are appearing pretty much as the exact copies of training images and the calculated FID score values are unstable.

Table 2. FID scores for relatively large datasets examined in this study

Train set size	60	600	6000	60 000
Fréshet Inception Distance	70.08	17.02	14.45	10.71

It is easy to see that the quality of generated images, especially in relation to their variability (Fig. 2, Tab. 1) is growing up while increasing the training sets. This is well agreed with the other results reported above.

In addition to the comparison of FID scores for gradually increasing four training sets, we performed an experiment to testify that FID score is sensitive enough to recognize whether a set of generated images was obtained by the given set of real parental ones. This test was accomplished with the help of seven image sets of randomly sampled real images and seven sets of corresponding generated ones. Each of seven real image sets consisted of 600 images of patients aged 26 years including exactly 300 females and 300 males. Results are summarized in Fig. 4.

	Gen-1	Gen-2	Gen-3	Gen-4	Gen-5	Gen-6	Gen-7
Real-1	17.1	31.3	39.7	35.5	34.4	33.9	34.8
Real-2	34.8	16.6	39.3	33.2	32.3	33.5	31.9
Real-3	39.9	35.4	17.9	37.9	37.6	37.8	37.4
Real-4	39.2	33.4	41.9	16.9	35.6	36.5	35.9
Real-5	35.3	31.2	39.9	33.3	17.5	34.2	32.5
Real-6	36.9	33.3	40.9	36.1	36.1	16.6	34.3
Real-7	39.2	32.4	42.2	35.7	34.8	36.1	17.2

Fig. 4. Fréshet Inception Distance scores calculated for all pairs composed of seven real and seven generated image sets

Fig. 4. clearly demonstrates that each set of generated images is much closer to their respective parental training sets. Indeed, the elements of resultant matrix of FID scores situated on the leading diagonal are substantially smaller than the others. The variability within the elements of the leading diagonal themselves can be explained by the natural anatomical diversity of the real images from which the training datasets were composed.

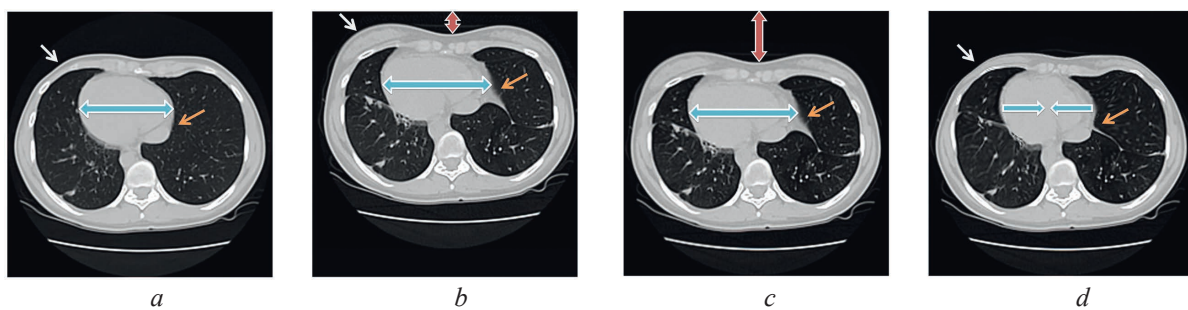
### Localizing and measuring the differences of real and generated images using nonlinear image deformations

The nonlinear image registration based on elastic image deformations is aimed at automatic establishing geometrical correspondences between the content of two images [10]. Typically, the nonlinear registration applied after the affine registration which put the image pair in a rough correspondence by applying linear transformations such as image shift, rotation, and scaling. Mathematically, the nonlinear registration is an ill-posed problem. Nevertheless, in practice applying the nonlinear image deformations allows to improve mutual image correspondence dramatically.

From computational point of view, the nonlinear registration is implemented as iterative optimization task whose cost function forces to perform deformations which ultimately resulted in the best image match. This particularly means that nonlinear registration is computationally-expensive. This is partly overcome by the parallelization using recent multi-core processors or GPU-based parallel implementation. In this work, both affine and nonlinear registrations were performed using RNiftyReg library of R language environment [8]. The cost function of the iterative optimization process includes suitable similarity metric to measure the quality of image match at every iteration step. Typically, the similarity measured by correlation of current and target images, or by the value of mutual information, or by an ad hoc synthetic function, or somehow else.

The mutual information (MI) is the most commonly used measure of pixel-wise similarity of two compared images that has solid theoretical basis [11]. Indeed, MI is a basic concept from information theory. It intimately linked to that of entropy of a random variable, a fundamental notion in information theory that quantifies the expected “amount of information” held in a random variable. In the context of image registration, it used to measure the amount of information that one image contains about the other [12]. The MI registration criterion postulates that MI is maximal when the images are correctly aligned. Thus, the value of MI at the final iteration step could be used as a good and robust metric of the similarity of real and generated images. The robustness here is due to the fact that the random vectors in this particular case are image pixels, the number of which is measured in hundreds of thousands or even millions.

Fig. 5 illustrates how the generated image transformed in two steps to its deformed version that match best the real target image. The key differences are highlighted by arrows. The values of MI score are given underneath.



**Fig. 5.** Example of real (*a*) and the most similar (*b*) generated images along ( $MI-1 = 10.5$ ) with the results of fitting generated image to the real one using linear affine (*c*) ( $MI-2 = 11.7$ ) and nonlinear (*d*) ( $MI-3 = 12.5$ ) transforms; the key differences are highlighted by arrows

### Results and discussions

In this paper, we have introduced a method for detection of image patterns presented in generated CT image slices that can be identified in the real images of lung tuberculosis patients. The method includes the following basic procedures: correlation of pairs of generated and real images for selection of pairs suggestive for the further analysis; computing correlation statistics using the direct and inverse Fisher’s transforms; performing affine image registration to put image pairs in rough corres-



pondence and calculating pair-wise similarity scores; non-linear (elastic) image registration, re-calculation of similarity scores and highlight the most similar/dissimilar image regions. Finally, we compute the FID distance of original and generated image datasets for assessing the overall quality of generation. Computational experiments were performed on 5 image training sets consisted of 6, 60, 600, 6000, and 60 000 CT image slices. As a result, it was found that images generated on small training sets (about 100 images and less) are nearly duplicates of the real images. The fraction of “distinct” artificial images grows with the increase of training set size. For instance, the inter-group FID distance is equal to 17.02, 14.45, and 10.71 for  $N = 600$ ,  $N = 6000$ , and  $N = 60\ 000$  respectively.

### Conclusion

1. Based on several quantitative evaluations, it is found that images generated on small training sets (around 100 images or less) are almost duplicates of real patient images. The proportion of visually “distinguishable” synthetic images increases with the training set size. The Fréchet Inception Distance distance between groups decreases from 17.02 for  $N = 600$  to 10.71 for  $N = 60,000$ , respectively.

2. Further research is needed to explore precise patterns for extracting and matching images that appear visually similar but cannot be compared using feature-based or pixel-based algorithms.

### References

1. Koshino K., Werner R. A., Pomper M. G., Bundschuh R. A. Toriumi F., Higuchi T., et al. (2021) Narrative Review of Generative Adversarial Networks in Medical and Molecular Imaging. *Annals of Translational Medicine*. 9 (9), 821–835.
2. Chambon P., Bluethgen C., Langlotz C. P., Chaudhari A. (2022) Adapting Pretrained Vision-Language Foundational Models to Medical Imaging Domains. *arXiv paper arXiv: 2210.04133*. 1–17.
3. Kozlovski S., Kovalev V. (2019) Generation of Artificial Biomedical Image Datasets for Training Deep Learning Models. *Pattern Recognition and Information Processing, 14<sup>th</sup> International Conference, Minsk, May 21–23, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics*. 278–281.
4. Song Y., Ermon S. (2019) Generative Modeling by Estimating Gradients of the Data Distribution. *33<sup>rd</sup> Conference on Neural Information Processing Systems, Vancouver, Canada, Dec. 8–14*. 115–119.
5. Ho J., Jain A., Abbeel P. (2020) Denoising Diffusion Probabilistic Models. *Advances in Neural Information Processing Systems*. 33, 6840–6851.
6. Carlini N., Hayes J., Nasr M., Jagielski M., Sehrawag V., Tramèr F., et al. (2023) Extracting Training Data from Diffusion Models. *Proceedings of the 32<sup>nd</sup> USENIX Security Symposium, Anaheim, CA, USA, Aug. 9–11*. 5253–5270.
7. Fisher R. A. (1915) The Frequency Distribution of the Values of the Correlation Coefficient in Samples of an Indefinitely Large Population. *Biometrika*. 10 (4), 507–521.
8. R Core Team (2022) *R: A Language and Environment for Statistical Computing*. Vienna, Foundation for Statistical Computing.
9. Heusel M., Ramsauer H., Unterthiner T., Nessler B., Hochreiter S. (2017) GANs Trained by a Two Time-Scale Update Rule Converge to a Local Nash Equilibrium. *NIPS’17: Proceedings of the 31<sup>st</sup> International Conference on Neural Information Processing Systems*. 6629–6640.
10. Ruthotto L., Modersitzki J. (2015) Non-Linear Image Registration. *Handbook of Mathematical Methods in Imaging*. Springer, New York.
11. Cover T. M., Thomas J. A. (1991) *Elements of Information Theory*. New York, John Wiley & Sons.
12. Maes F., Loeckx D., Vandermeulen D., Suetens P. (2015) Image Registration Using Mutual Information. *Handbook of Biomedical Imaging*. Springer. 295–308.

### Information about the author

**Kovalev V. A.**, Cand. of Sci., Leading Researcher,  
The United Institute of Informatics Problems  
of the National Academy of Sciences of Belarus

### Address for correspondence

220013, Belarus, Minsk, Surganova St., 6  
The United Institute of Informatics Problems  
of the National Academy of Sciences of Belarus  
Tel.: +375 29 199-97-70  
E-mail: vassili.kovalev@gmail.com  
Kovalev Vassili Alekseevich





<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-54-59>

*Original paper*

UDC 004.94

## MODELING THE EFFECTS OF DIRECTED CONTACT DIATHERMY ON BIOLOGICAL TISSUE

HANNA Y. NAVITSKAYA, PAVEL V. KAMLACH, DZMITRY V. LIKHACHEUSKI,  
VASILY M. BANDARYK, MAKSIM V. DAVYDOV

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

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025

**Abstract.** Directional contact diathermy is one of the most promising methods of physiotherapy. To study it, biophysical modeling of the effect of capacitive-resistive energy transfer (TEKAR therapy, or TR therapy) on biological tissue was carried out in the COMSOL Multiphysics environment using the finite difference method. A model of a biological object exposed to TR therapy was created. The visualization of the distribution of temperature and electric potential in the volume of the model is carried out. The dependence of the heating intensity on the frequency of alternating current is determined. The dynamics of temperature changes in each layer of biological tissue is shown.

**Keywords:** directional contact diathermy, TR therapy, TECAR therapy, modeling environment, biophysical modeling, tissue properties, COMSOL Multiphysics.

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

**For citation.** Navitskaya H. Y., Kamlach P. V., Likhacheuski D. V., Bandaryk V. M., Davydov M. V. (2025) Modeling the Effects of Directed Contact Diathermy on Biological Tissue. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 54–59. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-54-59>.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭФФЕКТОВ НАПРАВЛЕННОЙ КОНТАКТНОЙ ДИАТЕРМИИ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

А. Е. НОВИЦКАЯ, П. В. КАМЛАЧ, Д. В. ЛИХАЧЕВСКИЙ,  
В. М. БОНДАРИК, М. В. ДАВЫДОВ

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

**Аннотация.** Направленная контактная диатермия является одним из наиболее перспективных методов физиотерапии. Для ее изучения в среде COMSOL Multiphysics было проведено биофизическое моделирование воздействия с помощью передачи емкостно-резистивной энергии (ТЕКАР-терапии, или TR-терапии) на биологическую ткань с использованием метода конечных разностей. Создана модель биологического объекта, подвергнутого воздействию TR-терапии. Выполнена визуализация распределения температуры и электрического потенциала в объеме модели. Определена зависимость интенсивности нагрева от частоты переменного тока. Показана динамика изменения температуры в каждом слое биологической ткани.

**Ключевые слова:** направленная контактная диатермия, TR-терапия, среда моделирования, биофизическое моделирование, свойства тканей, COMSOL Multiphysics.

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

**Для цитирования.** Моделирование эффектов направленной контактной диатермии на биологические ткани / А. Е. Новицкая [и др.] // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 54–59. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-54-59>.

## Introduction

Directed contact diathermy, also known as transfer energy capacitive and resistive (TECAR) therapy or TR therapy, is one of the advanced therapeutic and preventive methods of physiotherapy. Currently, the method is most common abroad. In order to create a basis for the development of this type of medical equipment as a domestic analogue, it is necessary to investigate the method of directional contact diathermy and describe its features. To prove the effectiveness of the method, it is important to investigate the processes occurring in biological tissues when they are exposed to TR therapy. To do this, it is necessary to create a model that displays the result of the application of directional contact diathermy in real time. As a result of the analysis of software modeling environments that allow creating physical models of the impact on biological tissue, the COMSOL Multiphysics modeling environment was selected, characterized by the greatest efficiency in relation to the creation and analysis of a model of the impact of directional contact diathermy on biological tissue [1].

## Experiment method

The effect model of TR therapy is based on the Joule heating model, which includes the physics of electric currents and heat transfer in solids [2]:

$$\operatorname{rot}H = J; \quad (1)$$

$$\operatorname{rot}E = -(dB/dt); \quad (2)$$

$$\operatorname{div}B = 0; \quad (3)$$

$$\operatorname{rot}D = \rho, \quad (4)$$

where  $H$  is magnetic field strength;  $J$  is total current density;  $E$  is electric field strength;  $B$  is magnetic induction;  $D$  is electrical induction (electric flux density);  $\rho$  is volumetric density of an external electric charge.

The total current density in equation (1) can be represented as:

$$J = J_{ext} + J_i + J_v + J_D, \quad (5)$$

where  $J_{ext}$  is current density supplied from an external source;  $J_i$  is density of induced currents;  $J_v$  is the current density generated in a conductor moving at speed;  $J_D$  is the current density of electric displacement.

In equation (5), the current density supplied from an external source and induced currents can be determined using Ohm's law in differential form:

$$J_{ext} = \sigma E_{ext}; \quad (6)$$

$$J_i = \sigma E, \quad (7)$$

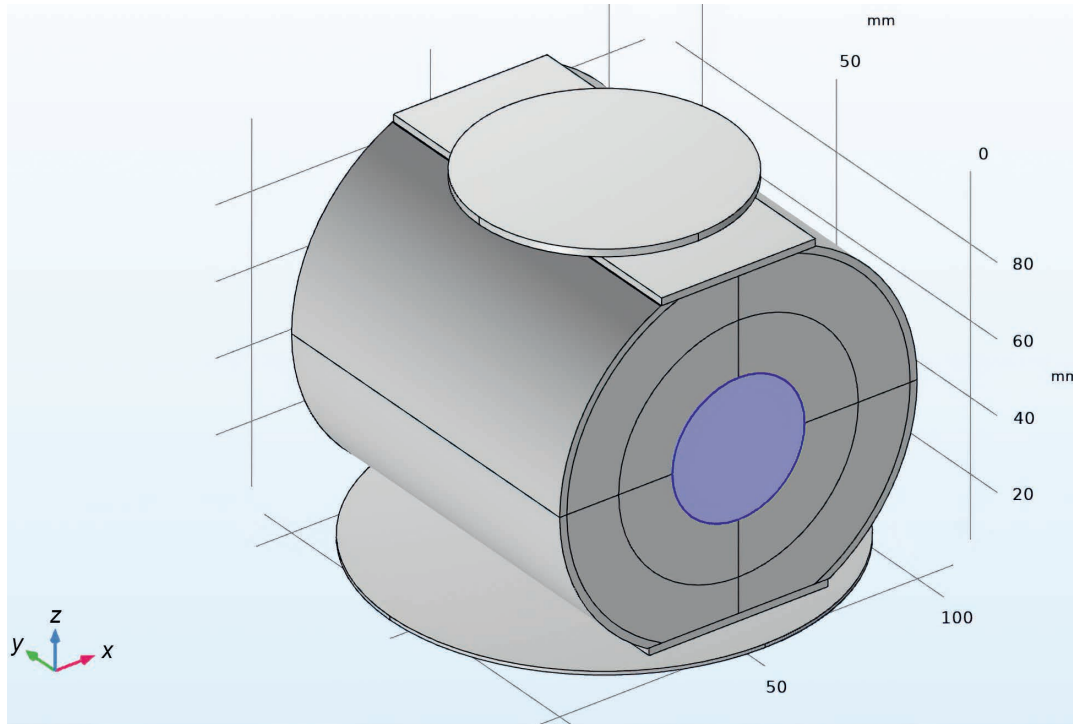
where  $E_{ext}$ ,  $E_i$  are the vector electric field strengths created by external sources and induced currents, respectively;  $\sigma$  is electrical conductivity, which can be either a scalar value or a reference value.

The relationship between the electric flux density  $D$  and the electric field strength  $E$  is determined by the expression

$$D = \varepsilon E = \varepsilon_0 E + P = \varepsilon_0(1 + \chi_e)E = \varepsilon_r \varepsilon_0 E, \quad (8)$$

where  $\varepsilon$  is absolute permittivity;  $\varepsilon_0$  is dielectric constant of air;  $P$  is polarization;  $\chi_e$  is electrical susceptibility;  $\varepsilon_r$  is relative permittivity [3].

In COMSOL Multiphysics, a geometric model of the effect of directional contact diathermy on a part of the human body was built (Fig. 1). As an example, the upper part of the forearm is used to create a model. This choice is due to the fact that the structure of this part of the body is quite easy to imagine as a model. To simulate the process of exposure of directed contact diathermy to biological tissue, the model of biological tissue is simplified to the main components: skin, adipose tissue, muscle tissue, bone tissue. For the problem under consideration, geometry was created from cylindrical primitives.



**Fig. 1.** Geometric model in COMSOL Multiphysics

Directional contact diathermy devices use active and neutral electrodes. In the model, the active electrode is represented as a disk with a radius of 35 mm, 2 mm thick, the neutral electrode is represented as a disk with a radius of 60 mm, 1 mm thick. The material used to create the electrodes is copper.

The simulated part has a diameter of 100 mm, corresponding to the real average size of the forearm. The sizes of the primitives correspond to the sizes of the layers of biological tissues. Appropriate materials have been identified for each layer of biological tissue. These materials are presented in the COMSOL embedded materials library, Bioheat section. In COMSOL, basic characteristics are automatically set for each material, such as heat capacity at constant pressure, density, thermal conductivity, frequency coefficient, activation energy.

In the “Electric currents” section, functions such as stationary analysis, frequency domain analysis, small signal analysis and time domain modeling are supported in all spatial dimensions. In the time and frequency domains, capacitive effects are also taken into account. The physical interface solves a current conservation equation based on Ohm’s law using a scalar electric potential as a dependent variable. An important physical condition for interaction at the interface between different media and internal boundaries is continuity, which is a natural boundary condition:

$$nJ = 0. \quad (9)$$

The Heat Transfer module is a package that allows you to simulate heat flows in an environment using special physical interfaces and functions optimized for heat transfer analysis. It comes with a collection of ready-made examples and models that appear in the Heat Transfer module accompanying the model library. The Heat Transfer in Solids module uses the following heat conduction equation as a mathematical model for heat transfer in solids:

$$\rho C_p \frac{dT}{dt} = -(\nabla q) + Q + Q_{red}, \quad (10)$$

where  $C_p$  is heat capacity;  $T$  is absolute temperature;  $Q$  is heat source,  $q$  is the heat flow, it is the viscous stress tensor;  $Q_{red}$  is thermoelastic damping heat source.

Fourier’s law of thermal conductivity

$$q = kT, \quad (11)$$

where  $q$  is flow vector;  $T$  is temperature gradient [4].

The finite difference method was used to simulate the effects of directional contact diathermy. The advantages of this method are as follows: the simplicity of the method itself makes it easy to implement it in a computer environment. Also, the simplicity of finite difference calculation makes it possible to solve problems faster than other computational methods.

The domain of continuous change of arguments (for a one-dimensional problem, these are variables  $x$  and  $t$ ) is replaced by a finite (discrete) set of points (nodes)  $\{xi\}$ ,  $\{ti\}$ , called a grid. Instead of continuous argument functions, discrete argument functions defined at grid nodes and called grid functions are considered. The derivatives included in the differential equation are replaced (approximated) using the appropriate difference relations. In this case, the differential equation is replaced by a system of algebraic equations (difference equations). The initial and boundary conditions are also replaced by differential initial and boundary conditions [5].

### Results and their discussion

The main value that the program calculates is the spatial distribution of temperature at a certain frequency. Additionally, the distribution of potential in the volume of the model is visualized. For comparison, the figures show the results of calculations at frequencies of 400 kHz and 1.2 MHz – the most frequently used frequencies from the presented ones. Fig. 2, 3 present the results of modeling the distribution of the heating intensity and the distribution of the electric potential.

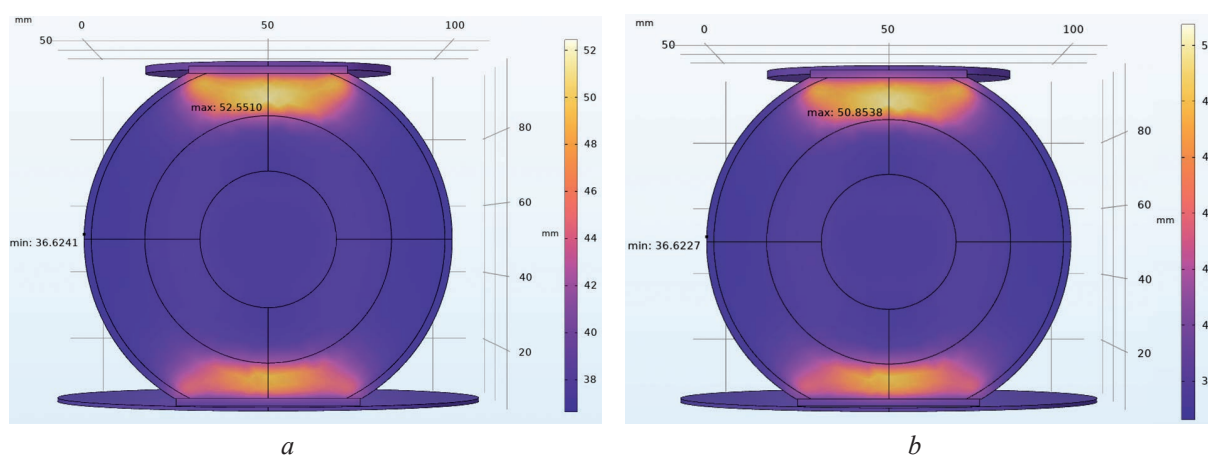


Fig. 2. A screenshot of the visualization of the temperature distribution at a frequency of:  
 $a$  – 400 kHz;  $b$  – 1.2 MHz

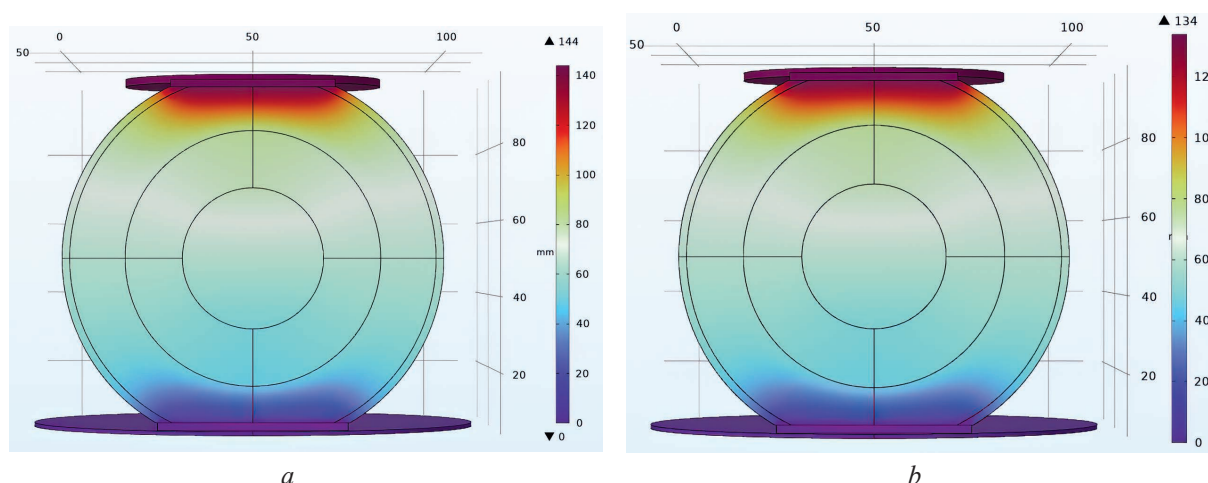


Fig. 3. A screenshot of the visualization of the distribution of electric potential at a frequency of:  
 $a$  – 400 kHz;  $b$  – 1.2 MHz

The minimum temperature value at a frequency of 400 kHz is 36.6 °C, the maximum is 52.6 °C. The minimum temperature value at a frequency of 1.2 MHz is 36.6 °C, the maximum is 50.8 °C.

The results of the impact of diathermy on the human body with the distribution of heating intensity at control points at different frequencies are presented in Tab. 1. Control points were determined for each component of the biological object model.

**Table 1.** Temperature at control points when exposed to alternating current of different frequencies

Frequency	Heating temperature, °C, at control points			
	Skin	Adipose tissue	Muscle tissue	Bone tissue
300 kHz	39.5	42.9	43.2	37.0
400 kHz	39.4	42.7	43.0	
448 kHz	39.3	42,6	43.0	
480 kHz	39.3	42.6	43.0	
500 kHz	39.3	42.5	42.9	
520 kHz	39.2	42.5	42.9	
800 kHz	39.0	42.3	42.7	
1.0 MHz	38.9	42.1	42.5	
1.2 MHz	38.7	42.0	42.4	
1.5 MHz	38.6	41.7	42.3	

Tab. 2 shows the maximum temperature values in the volume of the model when exposed to various alternating current frequencies.

**Table 2.** Maximum temperature values in the volume of the model when exposed to various alternating current frequencies

Frequency	300 kHz	400 kHz	448 kHz	480 kHz	500 kHz	520 kHz	800 kHz	1.0 MHz	1.2 MHz	1.5 MHz
Maximum temperature value, °C	52.9	52.5	52.4	52.3	52.2	52.2	51.5	51.1	50.8	50.4

During the analysis of the results obtained, it was found that during the procedure of directional contact diathermy, the maximum temperature value in the biological tissue decreases with increasing frequency of alternating current. The largest temperature dynamics is observed in muscle tissue.

## Conclusion

The intensity of heating in tissues under the influence of directional contact diathermy varies when passing through a biological object and depends on the structure and bioelectric properties of tissues, the frequency of alternating current and the time of exposure. For further clinical studies, it is necessary to simulate the effects of TR therapy on biological tissue at the molecular level. This will make it possible to most accurately show the effect of diathermy on tissue cells, and describe the mechanism of therapeutic action of TR therapy. As a result of the analysis of the data obtained, it will be possible to determine the most effective method of exposure, which, in turn, will help create a basis for the development of a domestic analogue of the directed contact diathermy apparatus.

## References

1. Smith J., Lee M., Kim D. (2020) Artificial Intelligence for Medical Diagnosis: A Comprehensive Review. *Journal of Medical Systems*.
2. Rokach L. (2010) Pattern Classification Using Ensemble Methods. *World Scientific Publishing ISBN: 978-981-12-0195-0*. <https://www.doi.org/10.1142/11325>.
3. Balogh E. P., Miller B. T. (2015) *The National Academies of Sciences. Improving Diagnosis in HealthCare*. Washington, National Academies Press.
4. Singh S. P., Singh S. (2014) Application of Fuzzy Logic in Medical Diagnosis: A Review. *International Journal of Computer Science and Mobile Computing*. 3 (3), 181–187. <https://www.doi.org/10.11648/j.net.20190702.15>.
5. Topol E. (2019) *How Artificial Intelligence Can Make Healthcare Human Again*. New York, Basic Books Publ.
6. Beleites C., Salzer R., Sergio V. (2018) Validation of Soft Classification Models Using Partial Class Memberships: An Extended Concept of Sensitivity & Co. Applied to the Grading of Astrocytoma Tissues. *Journal of Chemometrics*. 32 (5).



7. Liu Y., Wu R., Yang A. (2023) Research on Medical Problems Based on Mathematical Models. *Mathematics*. 11. <https://doi.org/10.3390/math11132842>.
8. Danchenko O., Bedrii D., Haidaienko O., Bielova O., Kravchenko O., Kuzminska Y. (2021) Mathematical Support of Theinformation System for Decisionsupport in the Sphere Ofhealthcare. *Scientific Journal of Astana IT University*. (6), 23–37. <https://doi.org/10.37943/AITU.2021.89.31.003>.
9. Novitskaya A. E. (2024) Choice of Modelig Environment to Create a Model of the Impact of Directed Contact Diathermy on Bio-Tissue. *Electronic Systems and Technologies, Materials of the 60<sup>th</sup> Scientific Conference of Graduate Students, Undergraduates and Students of BSUIR*. 306–309 (in Russian).
10. Alekseev V. F., Piskun G. A., Kalinovsky D. V., Ivliev I. A. (2018) Modeling of Joule Heating in the Comsol Multiphysics Environment. *Doklady BGUIR*. 117 (7), 90–95.
11. Leshchenko V. G. (2018) *Workshop on Medical and Biological Physics*. Minsk, Belarusian State Medical University.
12. Smolyanov I. A., Sarapulov F. N., Sarapulov S. F., Bychkov S. A., Tarasov F. E. (2021) *Mathematical Modeling of Electromechanical Installations in the Comsol Multiphysics Environment*. Ural University Publishing House (in Russian).
13. Myrzakerimova A. B., Kolesnikova K. V., Nurmaganbetova M. O. (2024) Use of Mathematical Modeling Tools to Support Decision-Making in Medicine. *Procedia Computer Science*. 231, 335–340. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2023.12.213>.

#### **Authors' contribution**

All authors contributed equally to the writing of the article.

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

**Navitskaya H. Y.**, Student, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR)

**Kamlach P. V.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology, BSUIR

**Likhachevski D. V.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Dean of the Faculty of Computer Design, BSUIR

**Bandaryk V. M.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology, BSUIR

**Davydov M. V.**, Cand. of Sci., Associate Professor, First Vice-Rector, BSUIR

#### **Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: + 375 17 293-84-14  
E-mail: an.nowitskaya@gmail.com  
Navitskaya Hanna Yaugenieuna



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-60-67>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 004.8.032.26

## МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ НЕЙРОСЕТЕВЫХ ДЕСКРИПТОРОВ ПРИ РЕШЕНИИ ЗАДАЧИ ПОИСКА АНАТОМИЧЕСКИХ СЛОЕВ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ЛЁГКИХ

А. А. КОСАРЕВА

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Объединенный институт проблем информатики Национальной академии наук Беларуси (г. Минск, Республика Беларусь)*

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Поиск анатомических слоев на изображениях компьютерной томографии лёгких позволит упростить задачу диагностирования и планирования лечения, а также автоматизирует процесс разметки изображений при подготовке обучающей выборки. В статье предлагаются методика сравнения нейросетевых дескрипторов и выбор оптимального нейросетевого метода поиска схожих анатомических областей, гибридный алгоритм поиска, основанный на совместном использовании традиционных и нейросетевых дескрипторов. Такой алгоритм позволил улучшить результат нейросетевого поиска анатомических паттернов, выраженный в миллиметрах до искомого слоя, на 47 % для первых десяти найденных изображений класса сердца и на 18 % – для изображений с позициями от 10 до 100. Итоговый результат поиска анатомической области улучшился по сравнению с традиционными подходами на 9,7 % для найденных изображений с позициями от 10 до 100 и на 2 % – для первых десяти найденных изображений.

**Ключевые слова:** матрицы совместной встречаемости, нейросетевые дескрипторы, глубокое обучение, сверточные нейронные сети, изображения компьютерной томографии.

**Благодарность.** Работа выполнена при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (проект № Ф22КИТГ-001). Автор выражает благодарность и глубокую признательность кандидату технических наук, доценту Василию Алексеевичу Ковалеву и кандидату технических наук, доценту Павлу Викторовичу Камлачу за ценные рекомендации и замечания в процессе работы над статьей.

**Для цитирования.** Косарева, А. А. Методика исследования нейросетевых дескрипторов при решении задачи поиска анатомических слоев на изображениях компьютерной томографии лёгких / А. А. Косарева // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 60–67. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-60-67>.

## METHODOLOGY FOR STUDYING NEURAL NETWORK DESCRIPTORS IN SOLVING THE PROBLEM OF FINDING ANATOMICAL LAYERS IN COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES OF THE LUNGS

ALEKSANDRA A. KOSAREVA

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Republic of Belarus)*

**Abstract.** The search for anatomical layers in lung CT images will simplify the task of diagnosis and treatment planning, as well as automate the process of image partitioning when preparing a training sample. The paper proposes a methodology for comparison of neural network descriptors and selection of an optimal neural network

method for searching for similar anatomical regions. Neural network approaches are compared with traditional methods and a hybrid search algorithm based on the joint use of traditional and neural network methods is proposed. Using the proposed algorithm, the neural network search result for anatomical patterns, expressed in mm to the searched layer, was improved by 47 % for the first ten heart-class images found and by 18 % for images with positions from 10 to 100. The final anatomical region search result was improved over using traditional approaches by 9.7 % for retrieved images with positions from 10 to 100 and by 2 % for the first ten retrieved images.

**Keywords:** co-occurrence matrices, neural network descriptors, deep learning, convolutional neural networks, computed tomography images.

**Gratitude.** This work was sponsored by the Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research (project No F22KITG-001). The author expresses the gratitude to the 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 the article.

**For citation.** Kosareva A. A. (2025) Methodology for Studying Neural Network Descriptors in Solving the Problem of Finding Anatomical Layers in Computed Tomography Images of the Lungs. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 60–67. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-60-67> (in Russian).

## Введение

Система поиска анатомических областей слоев изображений компьютерной томографии в первую очередь необходима для оптимизации процесса планирования лечения. Второе направление использования подобной системы – автоматизация процесса разметки изображений. Разметка набора данных согласно выбранным признакам – важный этап разработки интеллектуальных медицинских систем. Процесс разметки изображений сложен, субъективен [1] и сильно влияет на результат обучения нейронных сетей. Правильно выбранные и размеченные данные позволяют точно описать границы класса в пространстве признаков при решении задачи классификации. Автоматизация данного процесса дает возможность минимизировать случайные погрешности неверной классификации изображения, сократить временные затраты медицинского специалиста.

Для реализации системы поиска похожих анатомических слоев исследовались традиционные и нейросетевые методы получения дескрипторов изображений. В [2] описывались результаты апробации традиционных методов извлечения признаков изображений и отмечалось, что наилучший традиционный метод получения дескрипторов изображений – матрицы совместной встречаемости. Целью проводимого в [2] исследования являлся выбор оптимального метода решения задачи поиска анатомических слоев изображений компьютерной томографии лёгких. Для этого были поставлены следующие задачи: разработать методику исследования нейросетевых дескрипторов, определить наилучшую обучаемую нейросетевую модель для дальнейшего ее использования в системе поиска похожих изображений слоев компьютерной томографии лёгких, провести сравнительный анализ результатов экспериментов с помощью традиционных и нейросетевых подходов, выбрать оптимальный метод.

## Материалы и методы

При проведении исследования и обучении различных архитектур нейронных сетей использовались два подготовленных набора данных. Первый включал в себя 414 трехмерных изображений компьютерной томографии [3], второй состоял из изображений 144 пациентов, составляющих равномерную выборку пациентов каждого пола и возраста в диапазоне от 18 до 90 лет [4]. Оба набора данных были размечены на три класса: верх лёгкого, печень, сердце.

Эффективная классификация медицинских изображений играет важную роль в оказании клинической помощи и лечения. При работе с традиционными способами извлечения признаков изображений лучшие результаты показывали методы, основанные на работе со структурой медицинского изображения. Соответственно были изучены существующие нейросетевые подходы [5–12]. В итоге исследовалось несколько моделей архитектур сверточных нейронных сетей, таких как AlexNet, VGG16, ResNet, MobileNet, BiT, EfficientNet, Xception.

**AlexNet.** Восьмислойная сверточная нейронная сеть, впервые проявившая себя в 2012 г., выиграв конкурс ImageNet Large Scale Visual Recognition Challenge 2012 с большим отрывом. Эта сеть показала, что функции, полученные в результате обучения, могут превзойти функции, разработанные вручную, тем самым нарушив предыдущую парадигму компьютерного зрения. Особенности архитектуры AlexNet [7]:

- увеличенное окно свертки первого слоя, позволяющее захватывать большие объекты на изображениях;
- уменьшение размеров скрытого слоя путем объединения выходов кластеров нейронов на предыдущем слое в один нейрон на следующем слое на первом, втором и пятом слоях;
- применение простой функции активации ReLu;
- наличие dropout-слоя для контроля обучения.

**VGG16.** Данный класс был предложен исследователями К. Simonyan и А. Zisserman из Оксфордского университета в [8]. Эта нейронная сеть является улучшенной версией AlexNet. Основное отличие архитектур заключается в том, что окна свертки больших размеров (для первого и второго слоев) заменены на несколько фильтров размерами 3×3, следующих один за другим.

**ResNet.** Основной идеей разработки моделей нейронных сетей этого класса являлась попытка решить проблему снижения точности обучения нейронной сети при увеличении глубины ее архитектуры. Для этого было введено понятие «соединение быстрого доступа», позволяющее преобразовывать сеть в ее остаточную версию [10].

**MobileNet.** Особенность ее архитектуры – отсутствие слоев, понижающих размерность. Вместо них для снижения пространственной размерности используется свертка с параметром stride, равным 2. Двумя гиперпараметрами архитектуры MobileNet являются множители ширины и глубины. Множитель ширины отвечает за количество каналов в каждом слое, а глубины – за пространственные размеры входных тензоров. Варьируя эти параметры, можно менять скорость и глубину обучения [11].

**BiT** представляет собой предварительно хорошо обученную на широком наборе данных модель для последующего дообучения, направленного на решение точечных проблем и задач. Такой подход позволяет упростить алгоритм настройки параметров обучения [12].

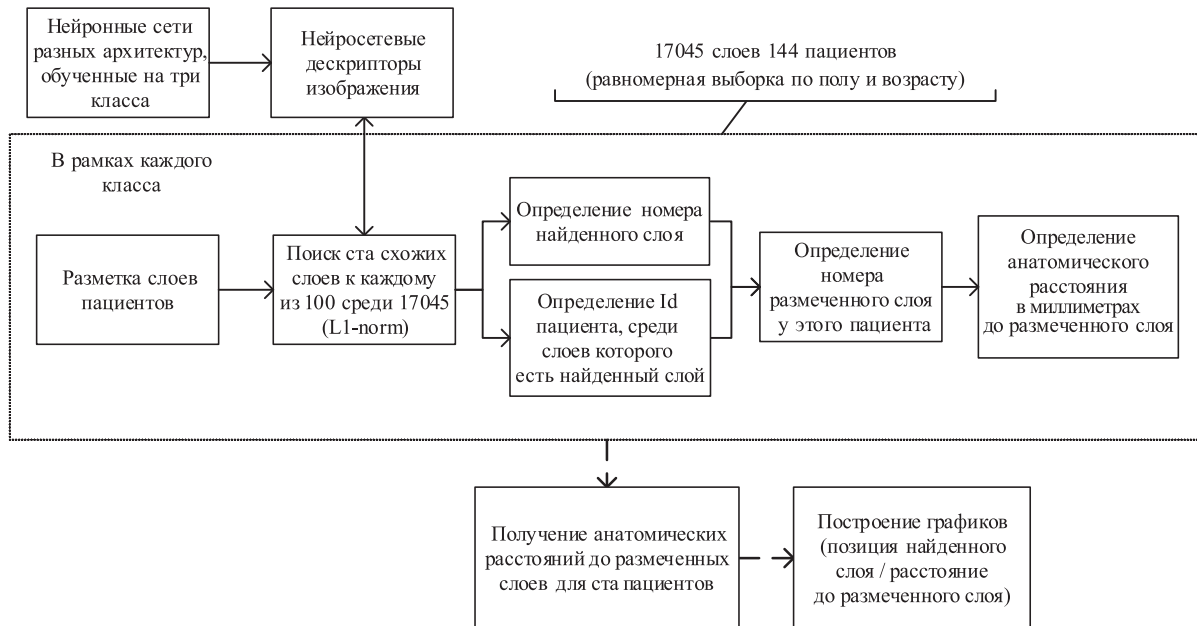
**EfficientNet.** Модели этого класса были разработаны в ходе исследования нового метода масштабирования нейронных сетей [4]. Масштабирование сети может происходить по трем направлениям: преобразование глубины, ширины и разрешения. Каждый из этих параметров влияет на точность работы обученной сети.

**Xception** совмещает в себе два подхода: предложенный алгоритм конкатенирования сверточных ядер разного размера и снижение общего числа весов за счет свертки каналов изображения по отдельности (глубинная пространственная свертка) [13].

Для апробации нейросетевых методов на существующем массиве изображений были обучены следующие нейросетевые модели: ResNet50, ResNet101, ResNet152, ResNet50V2, ResNet101V2, ResNet152V2, Xception, BiT-s, VGG19, AlexNet, MobileNet, MobileNetV2 и все модели класса EfficientNet. Программная реализация процесса обучения нейронных сетей основывалась на использовании открытой библиотеки Keras на языке программирования Python.

Обучение нейронных сетей было направлено на решение задачи классификации слоев КТ-изображений на три выделенных класса: печень, сердце и верх лёгкого. На основе полученных в ходе обучения моделей создавались компоненты извлечения признаков (экстракторы), позволяющие вычислить нейросетевые дескрипторы проходящих через них слоев. Для этого обученные модели нейронных сетей были искусственно лишены выходного слоя, а значение на выходе бралось с предыдущего полносвязного слоя. В результате получены модели-экстракторы, с помощью которых проводился эксперимент с поиском анатомических структур на слоях КТ-изображений. «Схожесть» анатомических паттернов оценивалась по расстоянию в миллиметрах между искомым, размеченным согласно признаку, слоем (144 слоя для каждого класса) и найденным. Определялись сто ближайших найденных слоев к каждому из размеченных.

Для предлагаемой методики структурная схема сравнения нейросетевых дескрипторов слоев изображений компьютерной томографии лёгких представлена на рис. 1.



**Рис. 1.** Структурная схема сравнения нейросетевых дескрипторов слоев изображений компьютерной томографии лёгких  
**Fig. 1.** Structural diagram of comparison of neural network descriptors of lung computed tomography image layers

### Результаты исследований и их обсуждение

Часть нейросетевых моделей, показавших низкие значения точности классификации при обучении (менее 75 %), была отсеяна. В эту категорию попали AlexNet, MobileNet и MobileNetV2. Среди моделей класса EfficientNet была выбрана версия EfficientNetB0, так как она показала лучшее соотношение между качеством обучения и размером памяти, занимаемым обученной моделью [14].

Результаты эксперимента, проведенного согласно структурной схеме на рис. 1, представлены в табл. 1. Оценивалось среднее значение анатомического расстояния в миллиметрах от найденного слоя в пациенте до искомого для десяти первых найденных ближайших (столбец *a*) и для остальных (столбец *b*, позиции 10–100) слоев.

**Таблица 1.** Результаты эксперимента поиска схожих анатомических слоев по трем классам с использованием нейросетевых моделей

**Table 1.** Results of the experiment of searching for similar anatomical layers in three classes using neural network models

Модель класса	Анатомическое расстояние слоев, мм, для классов						Среднее по модели, мм
	Печень		Верх лёгкого		Сердце		
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	
ResNet50	16,18	19,41	3,502	4,17	19,10	31,04	15,57
ResNet101	6,50	9,32	5,50	54,00	25,07	33,31	22,28
ResNet152	4,60	7,56	9,02	9,61	34,94	43,86	18,27
ResNet50V2	3,50	6,20	7,66	9,54	18,25	28,65	12,30
ResNet101V2	8,70	8,43	10,68	11,17	20,98	34,84	15,80
ResNet152V2	5,50	8,13	9,62	12,29	18,25	28,65	13,74
EfficientNetB0	31,00	32,72	16,02	18,69	45,93	51,28	32,61
Xception	3,40	7,98	7,85	9,71	15,11	25,44	11,58
VGG19	5,40	11,13	9,09	12,13	16,74	31,30	14,30
BiT-s	5,20	10,09	6,97	10,20	10,41	21,06	10,66
Среднее по классу	9,62	12,55	8,67	15,76	23,30	33,78	

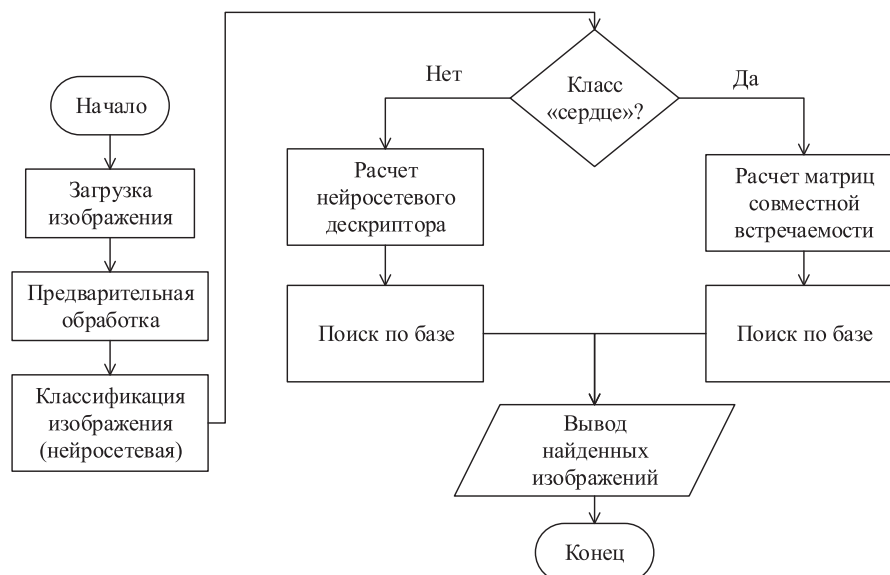


Согласно табл. 1, суммарно по всем классам лучший результат – у обученной модели ViT-s. При этом Xception находится на втором месте, показывая лучший результат при поиске схожих анатомических структур в области печени и верха лёгкого, но худший в области сердца. Результаты поиска слоя с размеченным признаком «сердце» оказались наихудшими среди выделенных анатомических классов. Это объясняется текстурной «похожестью» слоев, содержащих данный признак. При этом можно выдвинуть гипотезу о том, что классификация с использованием нейросетевых методов позволит скорректировать результат поиска анатомического слоя в области сердца с применением матриц совместной встречаемости.

Выбранные экспериментально нейронные сети ViT-s и Xception позволяют реализовать систему поиска схожего анатомического участка на изображениях компьютерной томографии лёгких. Исходя из полученных результатов, следует обратить внимание на:

- выбор динамического диапазона изображения при обучении и поиске;
- совмещение традиционных и нейросетевых подходов для улучшения результатов поиска, так как это способно повысить качество работы разрабатываемого приложения.

На рис. 2 представлен итоговый гибридный алгоритм поиска анатомических паттернов среди базы изображений. При этом в качестве модели-классификатора необходимо использовать обученные на три класса нейронные сети ViT-s или Xception. Это позволит достичь наилучшего результата при поиске анатомических паттернов (табл. 1). В качестве традиционного метода, корректирующего работу нейронной сети при подсчете дескрипторов изображений, отнесенных к классу «сердце», предлагается использовать алгоритм расчета матриц совместной встречаемости.



**Рис. 2.** Алгоритм поиска анатомических паттернов среди базы изображений  
**Fig. 2.** Algorithm for searching anatomical patterns among the image database

В табл. 2 приведены результаты эксперимента поиска схожих анатомических слоев по трем классам с использованием нейросетевой модели ViT-S и гибридного алгоритма. Оценка проводилась по расстоянию, выраженному в миллиметрах, для найденных первых десяти (столбец *a*) и для позиций от 10 до 100 (столбец *b*) слоев.

**Таблица 2.** Расстояние до найденных схожих анатомических слоев среди слоев изображений компьютерной томографии 100 пациентов

**Table 2.** Distance in mm to found similar anatomical layers among the layers of CT images of 100 patients

Алгоритм	Расстояние до найденных анатомических слоев, мм	
	Для 10 первых	Для 10–100
	<i>a</i>	<i>b</i>
ViT-S	10,41	21,06
ViT-S + GLCM	5,50	17,28
GLCM	5,61	19,13

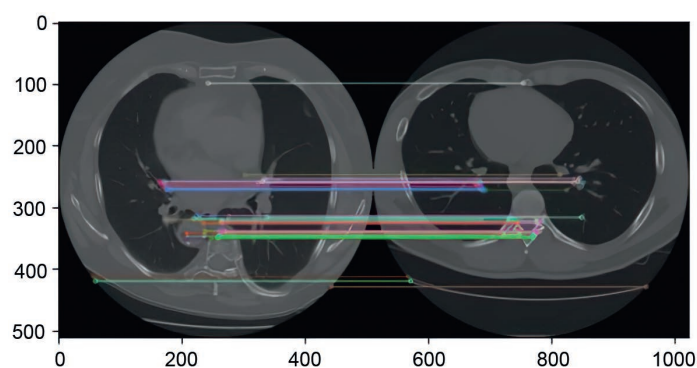
Совмещение традиционных и нейросетевых подходов согласно предлагаемому алгоритму позволило улучшить результат нейросетевого поиска анатомических паттернов, выраженный в миллиметрах до искомого слоя, на 47 % для первых десяти найденных изображений класса «сердце» и на 18 % – для изображений с позициями от 10 до 100. Итоговый результат поиска анатомической области был улучшен по сравнению с использованием традиционных подходов на 9,7 % для найденных изображений с позициями от 10 до 100 и на 2 % – для первых десяти найденных изображений.

В качестве альтернативного традиционного подхода дополнительно рассматривался алгоритм ORB. Согласно проведенным ранее исследованиям, ORB показывал лучший результат среди традиционных подходов при поиске схожих слоев класса «сердце» двух пациентов (табл. 3). При этом для классов «верх лёгкого» и «печень» данный алгоритм продемонстрировал неутешительный результат (отклонение 80 и 69 мм соответственно).

**Таблица 3.** Расстояние между искомым и найденным слоем класса «сердце» для двух пациентов  
**Table 3.** Distance between the desired and found layer of the class “heart” for two patients

Алгоритм	ORB	SIFT	LBP	GLCM
Расстояние, мм	12,5	72,5	95,0	95,0

Дополнительно алгоритм ORB был апробирован на большом количестве изображений. Однако, несмотря на предположение о том, что применение данного алгоритма способно улучшить качество поиска схожих анатомических слоев компьютерной томографии в области сердца, результаты оказались неутешительными. Возник ряд грубых ошибок, доказывающих чувствительность ORB к размерам объектов на изображениях и наличию дополнительных элементов. На рис. 3 изображен пример ложно найденных соотношений между двумя слоями изображений компьютерной томографии класса «сердце». Ошибки включали в себя соотношение границ тела пациента на изображении с границами оборудования для получения изображений компьютерной томографии, а также соотношение лёгочных изменений с сосудистым рисунком, что критично при решении поставленной задачи. Таким образом, доказана невозможность использования ORB-алгоритма в разрабатываемой системе поиска схожих анатомических областей.



**Рис. 3.** Пример ошибки соотношения ключевых точек при работе с ORB-дескрипторами  
**Fig. 3.** Example of key point matching error when working with ORB descriptors

### Заключение

1. Предложен гибридный алгоритм поиска схожих слоев изображений компьютерной томографии, основанный на использовании нейросетевой модели в качестве средства извлечения признаков изображения и предварительной классификации с применением модели ViT-s и матриц совместной встречаемости. Предлагаемый гибридный подход позволил улучшить качество поиска по сравнению с рассмотренными традиционными и нейросетевыми моделями.

2. Разработанная на основе предлагаемого алгоритма система поиска схожих анатомических областей способна помочь медицинскому специалисту при диагностировании и планировании лечения. Также эта система может применяться при автоматической разметке медицинских изображений для дальнейшего обучения нейронных сетей решению разных задач.

### Список литературы

1. Willemink, M. J. Preparing Medical Imaging Data for Machine Learning / M. J. Willemink, W. A. Koszek, C. Hardell // *Radiology*. 2020. Vol. 295, No 1. P. 4–15. DOI: 10.1148/radiol.2020192224.
2. Косарева, А. А. Определение схожего анатомического участка на КТ-изображении грудной клетки с использованием традиционных методов выделения признаков изображения / А. А. Косарева, П. В. Камлач, В. А. Ковалев // Доклады БГУИР. 2022. Т. 20, № 5. С. 48–56.
3. MosMedData: Chest CT Scans with COVID-19 Related Findings Dataset / S. P. Morozov [et al.] // *arXiv:2005.06465*.
4. Исследование и подготовка архива КТ-изображений патологий легких для системы автоматического поиска заданного анатомического участка / А. А. Косарева [и др.] // *BIG DATA и анализ высокого уровня: сб. науч. ст. VII Междунар. науч.-практ. конф.*, г. Минск, 19–20 мая 2021 г. Минск: Бестпринт, 2021. С. 253–257.
5. Xiu, Liu. Deep Learning Approaches to Image Texture Analysis in Material Processing / Xiu Liu, Chris Aldrich // *Metals*. 2022. Vol. 12, No 2. <https://doi.org/10.3390/met12020355>.
6. Yadav, S. S. Deep Convolutional Neural Network Based Medical Image Classification for Disease Diagnosis / S. S. Yadav, S. M. Jadhav // *Journal Big Data*. 2019. No 6. <https://doi.org/10.1186/s40537-019-0276-2>.
7. Krizhevsky, A. ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks / A. Krizhevsky, I. Sutskever, G. E. Hinton // *Communications of the ACM*. 2017. Vol. 60, No 6. P. 84–90. DOI: 10.1145/3065386.
8. Simonyan, K. Very Deep Convolutional Networks for Large-Scale Image Recognition / K. Simonyan, A. Zisserman // *arXiv:1409.1556*. 2014. Vol. 1.
9. Deep Residual Learning for Image Recognition / He Kaiming [et al.] // *arXiv:1512.03385*. 2015.
10. MobileNets: Efficient Convolutional Neural Networks for Mobile Vision Applications / A. G. Howard [et al.] // *arXiv:1704.04861v1*. 2017.
11. Big Transfer (BiT): General Visual Representation Learning / A. Kolesnikov [et al.] // *arXiv:1912.11370*. 2019.
12. Mingxing Tan. EfficientNet: Rethinking Model Scaling for Convolutional Neural Networks / Mingxing Tan, Quoc V. Le // *arXiv:1905.11946*. 2019.
13. Chollet, F. Xception: Deep Learning with Depthwise Separable Convolutions / F. Chollet // *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. 2017.
14. Поиск схожих анатомических областей на КТ-изображениях легких с использованием сверточных нейронных сетей / А. А. Косарева [и др.] // *BIG DATA и анализ высокого уровня: сб. науч. ст. VIII Междунар. науч.-практ. конф.*, г. Минск, 11–12 мая 2022 г. Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2022. С. 476–482.

### References

1. Willemink M. J., Koszek W. A., Hardell C., Jie Wu, Fleischmann D., Harvey H., et al. (2020) Preparing Medical Imaging Data for Machine Learning. *Radiology*. 295 (1), 4–15. DOI: 10.1148/radiol.2020192224.
2. Kosareva A. A., Kamlach P. V., Kovalev V. A. (2022) Determination of a Similar Anatomical Area on a Chest CT Image Using Traditional Image Feature Extraction Methods. *Doklady BGUIR*. 20 (5), 48–56. <https://doi.org/10.35596/1729-7648-2022-20-5-48-56> (in Russian).
3. Morozov S. P., Andreychenko A. E., Pavlov N. A., Vladzimirskyy A. V., Ledikhova N. V., Gombolevskiy V. A., et al. (2020) MosMedData: Chest CT Scans with COVID-19 Related Findings Dataset. *arXiv:2005.06465*.
4. Kosareva A. A., Snezhko E. V., Kamlach P. V., Kovalev V. A. (2021) Pulmonary Pathologies CT Images Archive's Research and Preparation for a Given Anatomic Area Automatic System. *BIG DATA and Advanced Analytics, Collection of Scientific Articles of the VII International Scientific and Practical Conference, Minsk, 19–20 May*. Minsk, Bestprint Publ. 253–257 (in Russian).
5. Xiu Liu, Chris Aldrich (2022) Deep Learning Approaches to Image Texture Analysis in Material Processing. *Metals*. 12 (2). <https://doi.org/10.3390/met12020355>.
6. Yadav S. S., Jadhav S. M. (2019) Deep Convolutional Neural Network Based Medical Image Classification for Disease Diagnosis. *Journal Big Data*. (6). <https://doi.org/10.1186/s40537-019-0276-2>.
7. Krizhevsky A., Sutskever I., Hinton G. E. (2017) ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks. *Communications of the ACM*. 60 (6), 84–90. DOI: 10.1145/3065386.
8. Simonyan K., Zisserman A. (2014) Very Deep Convolutional Networks for Large-Scale Image Recognition. *arXiv:1409.1556*. 1.
9. He Kaiming, Zhang Xiangyu, Ren Shaoqing, Sun Jian (2015) Deep Residual Learning for Image Recognition. *arXiv:1512.03385*.
10. Howard A. G., Zhu M., Bo Chen, Kalenichenko D., Wang W., Weyand T. (2017) MobileNets: Efficient Convolutional Neural Networks for Mobile Vision Applications. *arXiv:1704.04861v1*.

11. Kolesnikov A., Beyer L., Zhai X., Puigcerver J., Yung J. (2019) Big Transfer (BiT): General Visual Representation Learning. *arXiv:1912.11370*.
12. Mingxing Tan, Quoc V. Le (2019) EfficientNet: Rethinking Model Scaling for Convolutional Neural Networks. *arXiv:1905.11946*.
13. Chollet F. (2017) Xception: Deep Learning with Depthwise Separable Convolutions. *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*.
14. Kosareva A. A., Kamlach P. V., Kovalev V. A., Snezhko E. V., Radzhabov A. G. (2022) Search for Similar Anatomical Areas on CT Images of Lungs Using Convolutional Neural Networks. *BIG DATA and Advanced Analytics, Collection of Scientific Articles of the VIII International Scientific and Practical Conference, Minsk, 11–12 May 2022*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 476–482 (in Russian).

#### Сведения об авторе

**Косарева А. А.**, ассист. каф. электронной техники и технологии, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники; мл. науч. сотр. Объединенного института проблем информатики Национальной академии наук Беларуси

#### 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, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics; Junior Researcher at the United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki 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/10.35596/1729-7648-2025-23-1-68-73>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 620.9:658.28

## МАШИННОЕ ОБУЧЕНИЕ И НЕЙРОННЫЕ СЕТИ ДЛЯ ИТ-ДИАГНОСТИКИ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

В. А. ВИШНЯКОВ, И. В. СЯ, Ч. Ю. ЮЙ

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

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Рассмотрены методы машинного обучения и нейронные сети для диагностики неврологических заболеваний (болезней Альцгеймера и Паркинсона) пациентов на основе голосового анализа. Приведены модели извлеченной из голосовых данных информации о признаках заболеваний (включая частоту, дрожание, мел-кепстральные коэффициенты и т. д.). Используются различные классификаторы для обучения нейронных сетей и распознавания заболеваний. Среди них – алгоритм GridSearchCV для оптимизации гиперпараметров классификатора случайного леса при распознавании болезни Альцгеймера (точность распознавания – 87,6 %) и алгоритм KNN – для обучения и тестирования на общедоступных наборах данных признаков изменения речи пациентов с болезнью Паркинсона. Алгоритм KNN показал лучшие результаты классификации по сравнению с другими, достигнув экспериментальной точности 94 % на тех же наборах данных. Отмечено, что использование многомерного извлечения признаков и методов машинного обучения может повысить точность ранней диагностики неврологических заболеваний.

**Ключевые слова:** диагностика пациентов, изменение голоса, неврологические заболевания, машинное обучение, нейронные сети.

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

**Для цитирования.** Вишняков, В. А. Машинное обучение и нейронные сети для ИТ-диагностики неврологических заболеваний / В. А. Вишняков, И. В. Ся, Ч. Ю. Юй // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 68–73. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-68-73>.

## MACHINE LEARNING AND NEURAL NETWORKS FOR IT-DIAGNOSTICS OF NEUROLOGICAL DISEASES

ULADZIMIR A. VISHNIAKOU, YIWEI XIA, CHUYUE YU

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

**Abstract.** The article considers machine learning methods and neural networks for diagnosing neurological diseases (Alzheimer's and Parkinson's diseases) in patients based on voice analysis. Models of information about disease features (including frequency, jitter, mel-cepstral coefficients, etc.) extracted from voice data are presented. Various classifiers are used to train neural networks and recognize diseases. Among them are the GridSearchCV algorithm for optimizing the hyperparameters of the random forest classifier for recognizing Alzheimer's disease (recognition accuracy is 87.6 %) and the KNN algorithm for training and testing on publicly available datasets of speech change features in patients with Parkinson's disease. The KNN algorithm showed the best classification results compared to others, achieving an experimental accuracy of 94 % on the same datasets. It is noted that the use of multidimensional feature extraction and machine learning methods can improve the accuracy of early diagnosis of neurological diseases.

**Keywords:** patient diagnostics, voice change, neurological diseases, machine learning, neural networks.

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



**For citation.** Vishniakou U. A., Xia Y. W., Yu Ch. Y. (2025) Machine Learning and Neural Networks for IT-Diagnostics of Neurological Diseases. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 68–73. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-68-73> (in Russian).

## Введение

Системы ИТ-диагностики, обученные на больших наборах данных о заболеваниях пациентов, интегрируют передовые методы обработки сигналов с машинным обучением и нейронными сетями. Такие системы помогают неврологам и другим медицинским работникам принимать клинические решения на ранних стадиях обнаружения заболеваний [1]. Современные исследования в области диагностики неврологических заболеваний (например, болезней Альцгеймера и Паркинсона) сосредоточены на глубокой интеграции математического моделирования, передовых алгоритмов и информационных технологий. Так, болезни Альцгеймера и Паркинсона особенно трудно диагностировать на ранних стадиях из-за их сложности и изменчивости.

Основные симптомы болезни Паркинсона включают тремор, ригидность, замедление движений и постуральную нестабильность [2]. Ранняя диагностика этой болезни – вызов для медицинского сообщества. Обычно к моменту постановки диагноза около 60 % nigростриарных нейронов уже дегенерировали, а 80 % стриарного дофамина истощено [3]. Диагностика болезни Паркинсона основывается на медицинском анамнезе, клинических признаках и симптомах, на реакции на противопаркинсонические препараты. Однако, поскольку болезнь развивается медленно, клинические симптомы проявляются только тогда, когда дофаминовые нейроны nigростриарной системы значительно истощены, и на момент диагностики пациенты обычно находятся на продвинутой стадии болезни, что упускает лучшее время для лечения. Поэтому ученые работают над ранней диагностикой болезни Паркинсона.

Авторы [4] предложили использовать голосовые образцы для обнаружения наличия болезни Паркинсона у пациента. Из голосовых образцов извлекались признаки, и классификация проводилась с помощью Extreme Learning Machine (ELM) с точностью 81,55 %. В [5] использовался инструмент нейронных сетей в программном обеспечении MATLAB для классификации медицинских ультразвуковых изображений. В основном изучалось черное вещество в среднем мозге для определения вероятности болезни Паркинсона у пациента.

Болезнь Альцгеймера является наиболее распространенной формой деменции, составляя до 70 % случаев. Образование  $\beta$ -амилоидных бляшек и нейрофибриллярных клубков тау-белка считается ключевыми патологическими изменениями при болезни Альцгеймера. Однако эти изменения на протяжении длительного времени не приводят к заметным когнитивным нарушениям, и дегенерация структуры мозга вместе с функциональными отклонениями на изображениях становится очевидной только на поздних стадиях заболевания.

В [6] исследовались три модели глубоких сверточных сетей (ResNet, DenseNet, EfficientNet) и две архитектуры на основе трансформеров (MAE, DeiT) для улучшения автоматического выявления деменции по данным магнитно-резонансной томографии головного мозга с целью сопоставления входных изображений с клиническими диагнозами. Результаты экспериментов показали, что архитектуры на основе трансформеров (особенно DeiT) дали наилучшие результаты классификации, достигнув точности 77 %. Исследователи в [7] предложили для обработки звуков речи архитектуру SpeechFormer++. После извлечения акустических признаков с использованием предобученной модели HuBERT-Large была проведена оценка по выявлению болезни Альцгеймера на основе данных Pitt, что дало лучшие результаты классификации, по сравнению со стандартным трансформером, с взвешенной точностью 81,3 %. В [8] с использованием речевых данных ADRess объединены техники ASR и BERT для сквозного автоматического распознавания речи. Результаты тестов на основе чисто акустических и текстовых данных составили 74,65 и 84,51 % соответственно, что на 15 и 9 % лучше по сравнению с опубликованными ранее базовыми показателями.

## Модели подсистемы диагностики неврологических заболеваний

В системе ИТ-диагностики весь процесс обработки данных для распознавания неврологических заболеваний по изменению голоса пациентов можно представить математическими моделями обработки сигналов, включая этапы сбора и обработки голосовых данных, извлечение признаков и анализ данных. Математическое моделирование интегрирует биологические знания

с экспериментальными данными в машинную обработку, предоставляя метод для исследования и концептуализации принципов [9]. Полная математическая модель, охватывающая весь процесс от сбора данных до диагностики неврологических заболеваний, может быть представлена в виде композита последовательных отображений

$$D = G(F(E(D_c(X)))) \quad (1)$$

где  $D$  – окончательный диагностический результат;  $G$  – функция анализа данных, основанная на извлеченных признаках;  $F$  – функция извлечения признаков;  $E$  – этап обработки сигналов;  $D_c$  – процесс сбора данных;  $X$  – исходные данные.

### Алгоритмы и эксперименты при распознавании болезни Альцгеймера

В исследованиях [10, 11] для извлечения признаков из речевых данных пациентов и определения вероятности наличия у них болезни Альцгеймера использовались метод случайных лесов и нейронная сеть с управляемым рекуррентным звеном (GRU), а с помощью алгоритма Grid-SearchCV осуществлялась оптимизация гиперпараметров классификатора случайного леса. Случайный лес – это метод ансамблевого обучения, который строит несколько деревьев решений и агрегирует их прогнозы для выполнения задач классификации или регрессии. Он известен особой точностью при обработке данных с высокой размерностью и меньшей склонностью к переобучению. В [10] алгоритм случайного леса применялся к речевым данным после извлечения текстовых признаков для диагностики болезни Альцгеймера у испытуемых. Признаки, учитываемые каждым деревом в процессе принятия решений, выбирались случайным образом, что повышало разнообразие модели и улучшало точность классификации.

В табл. 1 представлены результаты экспериментальной оценки, которые сравнивают результаты экспериментов с базовыми показателями того же набора данных [12], а также с точностью выполнения той же задачи классификации на основе извлечения только текстовых признаков [13]. Базовые результаты были получены с помощью классификатора LDA при выполнении задачи распознавания болезни Альцгеймера с языковыми признаками на основе сквозной кросс-валидации LOSO (LOSO-CV) из того же набора данных.

**Таблица 1.** Сравнение результатов экспериментов с базовыми показателями на основе задачи текстовой классификации

**Table 1.** Comparison of experimental results with baseline indicators based on the text classification task

Набор данных	Исследователь	Классификатор	Метод оценки	Точность, %
Ad_speech	Luz S. [12]	LDA	LOSO-CV	77,0
	Статьи разных авторов	Случайный лес	LOSO-CV	85,2
			K-Fold Cross Validation	87,6
	Бутстреп-выборка	87,3		
Haulcy R. [13]	SVM	LOSO-CV	83,3	

GRU является вариантом рекуррентной нейронной сети (RNN), который для контроля потока информации использует два механизма управления – сброс и обновление. Благодаря этому механизму GRU способен захватывать зависимости в данных временных рядов, что делает его особенно эффективным при моделировании долгосрочных последовательностей. По сравнению с LSTM (рекуррентной нейросетью с долгой краткосрочной памятью), GRU может в некоторых случаях достигать аналогичной или даже лучшей производительности с меньшим количеством параметров и более высокой скоростью обучения. Модель GRU использовалась в [11] для выполнения задач классификации речевых данных при болезни Альцгеймера.

### Алгоритмы и эксперименты при распознавании болезни Паркинсона

Публичные наборы данных были собраны у 188 пациентов с болезнью Паркинсона (у 107 мужчин и 81 женщины) в возрасте от 33 до 87 лет в неврологическом отделении медицинского факультета Стамбульского университета Джеррахпаша [14]. Контрольная группа состояла из 64 здоровых людей (23 мужчин и 41 женщины) в возрасте от 41 до 82 лет. Во время

сбора данных микрофон был настроен на частоту 44,1 кГц, и от каждого участника трижды записывалось устойчивое произношение гласной «а».

После очистки и предобработки данных для каждой голосовой записи авторы [15] извлекли 21 базовый признак (пять вариантов джиттера, шесть вариантов шиммера, пять параметров основной частоты, два параметра гармоничности, один признак энтропии плотности периода рецидива, один признак анализа флуктуаций, устраненных от тренда, и один признак энтропии периода основного тона), 11 временно-частотных признаков (три параметра интенсивности, четыре частоты формант и четыре характеристики полосы пропускания), 84 признака мел-кепстральных коэффициентов (MFCC), 182 признака на основе вейвлет-преобразования, 22 признака голосовых связок (три признака соотношения голосовых связок, шесть признаков возбуждения голосовых связок шумом, семь признаков соотношения возбуждения голосовых связок и шесть признаков на основе эмпирического модального разложения) и 432 признака вейвлет-преобразования с регулируемым Q-фактором. Набор данных с признаками был нормализован, разделен на тренировочные и тестовые наборы в соотношении 9:1. Тренировочные наборы данных были обучены и протестированы с использованием пятикратной кросс-валидации с повторением пять раз. Тестовые наборы использовались для финальной проверки результатов.

В [15] для выполнения задачи классификации голосовых данных пациентов с болезнью Паркинсона применялись алгоритмы KNN, случайного леса и байесовской нейронной сети. Результаты диагностики болезни Паркинсона, приведенные в [15], были сопоставлены с полученными результатами других исследователей (табл. 2).

**Таблица 2.** Сопоставление результатов диагностики болезни Паркинсона, полученных различными исследователями

**Table 2.** Comparison of Parkinson's disease diagnostic results obtained by different researchers

Набор данных	Исследователь	Метод исследования	Точность, %
Pd_speech	Sakar C. O. [14]	SVM (RBF)	86
		SVM (линейное)	83
		Многослойный перцептрон	84
	Статьи разных авторов	KNN	94
		Случайный лес	88
		Байесовская нейронная сеть	74

По результатам, приведенным в табл. 2, очевидно, что алгоритм KNN на том же наборе данных имеет большую точность распознавания болезни Паркинсона – 94 %.

### Заключение

1. Экспериментальные результаты, полученные с использованием алгоритмов машинного обучения случайного леса и KNN на базе нейронной сети с управляемым рекуррентным звеном, указывают на то, что применение этих технологий может повысить точность диагностики неврологических заболеваний (например, болезнью Альцгеймера и Паркинсона) по сравнению с традиционными методами, основанными на медицинском анамнезе и клинических наблюдениях.

2. В задачах IT-диагностики применение алгоритмов случайного леса и KNN позволило достичь уровня точности распознавания для болезнью Альцгеймера и Паркинсона соответственно 87,6 и 94,0 %.

3. В дальнейших исследованиях необходимо провести разработку подсистем IT-диагностики болезнью Альцгеймера и Паркинсона с внедрением их в лечебных организациях для проведения клинических испытаний.

### Список литературы

1. Raghavendra, U. Artificial Intelligence Techniques for Automated Diagnosis of Neurological Disorders / U. Raghavendra, U. R. Acharya, H. Adeli // *European Neurology*. 2019. Vol. 82, No 1–3. P. 41–64.
2. Armstrong, M. J. Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review / M. J. Armstrong, S. O. Michael // *Jama*. 2020. Vol. 323, No 6. P. 548–560.
3. Early Diagnosis of Parkinson's Disease / G. Becker [et al.] // *Journal of Neurology*. 2002. Vol. 249. P. iii40–iii48.

4. Agarwal, A. Prediction of Parkinson's Disease Using Speech Signal with Extreme Learning Machine / A. Agarwal, S. Chandrayan, S. S. Sahu // 2016 International Conference on Electrical, Electronics, and Optimization Techniques. P. 3776–3779.
5. Blahuta, J. An Expert System Based on Using Artificial Neural Network and Region-Based Image Processing to Recognition Substantia Nigra and Atherosclerotic Plaques in B-Images: A Prospective Study / J. Blahuta, T. Soukup, J. Martinu // Advances in Computational Intelligence, 14<sup>th</sup> International Work-Conference on Artificial Neural Networks, Cadiz, Spain, June 14–16, 2017, Part I. Cadiz, Spain: Springer International Publ. P. 236–245.
6. Convolution Neural Networks and Self-Attention Learners for Alzheimer Dementia Diagnosis from Brain MRI / P. Carcagni [et al.] // Sensors. 2023. Vol. 23, No 3.
7. SpeechFormer<sup>++</sup>: A Hierarchical Efficient Framework for Paralinguistic Speech Processing / W. Chen [et al.] // arXiv:2302.14638v1. 2023. Vol. 31. P. 775–788.
8. Using the Outputs of Different Automatic Speech Recognition Paradigms for Acoustic- and BERT-Based Alzheimer's Dementia Detection Through Spontaneous Speech / Y. Pan [et al.] // Interspeech. 2021. P. 3810–3814.
9. A Scoping Review of Mathematical Models Covering Alzheimer's Disease Progression / S. Moravveji [et al.] // Frontiers in Neuroinformatics. 2024. Vol. 18.
10. Вишняков, Ю. А. Использование машинного обучения для распознавания болезни Альцгеймера на основе транскрипционной информации / Ю. А. Вишняков, Юй Чу Юэ // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 6. С. 106–112. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-6-106-112>.
11. Vishniakou, U. A. Technology of Neurological Disease Recognition Using Gated Recurrent Unite Neural Network and Internet of Things / U. A. Vishniakou, YiWei Xia, Chuyue Yu // OSTES Research Papers Collection. Minsk: Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023. P. 241–246.
12. Alzheimer's Dementia Recognition Through Spontaneous Speech: The ADReSS Challenge / S. Luz [et al.] // arXiv:2004.06833. 2004.
13. Haulcy, R. Classifying Alzheimer's Disease Using Audio and Text-Based Representations of Speech / R. Haulcy, J. Glass // Frontiers in Psychology. 2021. Vol. 11.
14. A Comparative Analysis of Speech Signal Processing Algorithms for Parkinson's Disease Classification and the Use of the Tunable Q-factor Wavelet Transform / C. O. Sakar [et al.] // Applied Soft Computing. 2019. Vol. 74. P. 255–263.
15. Вишняков, В. А. IT-диагностика болезни Паркинсона на основе анализа голосовых маркеров и машинного обучения / В. А. Вишняков, Ивэй Ся // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 3. С. 102–110. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-3-102-110>.

## References

1. Raghavendra U., Acharya U. R., Adeli H. (2019) Artificial Intelligence Techniques for Automated Diagnosis of Neurological Disorders. *European Neurology*. 82 (1–3), 41–64.
2. Armstrong M. J., Michael S. O. (2020) Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review. *Jama*. 323 (6), 548–560.
3. Becker G., Müller A., Braune S., Büttner T., Benecke R., Greulich W., et al. (2002) Early Diagnosis of Parkinson's Disease. *Journal of Neurology*. 249, iii40–iii48.
4. Agarwal A., Chandrayan S., Sahu S. S. (2016) Prediction of Parkinson's Disease Using Speech Signal with Extreme Learning Machine. *2016 International Conference on Electrical, Electronics, and Optimization Techniques*. 3776–3779.
5. Blahuta J., Soukup T., Martinu J. (2017) An Expert System Based on Using Artificial Neural Network and Region-Based Image Processing to Recognition Substantia Nigra and Atherosclerotic Plaques in B-Images: A Prospective Study. *Advances in Computational Intelligence, 14<sup>th</sup> International Work-Conference on Artificial Neural Networks, Cadiz, Spain, June 14–16, Part I*. Springer International Publ. 236–245.
6. Carcagni P., Leo M., Del Coco M., Distante C., De Salve A. (2023) Convolution Neural Networks and Self-Attention Learners for Alzheimer Dementia Diagnosis from brain MRI. *Sensors*. 23 (3).
7. Chen W., Xing X., Xu X., Pang J., Du L. (2023) SpeechFormer<sup>++</sup>: A Hierarchical Efficient Framework for Paralinguistic Speech Processing. *arXiv:2302.14638v1*. 31, 775–788.
8. Pan Y., Mirheidari B., Harris J. M., Thompson J. C., Jones M., Snowden J. S., et al. (2021) Using the Outputs of Different Automatic Speech Recognition Paradigms for Acoustic- and BERT-Based Alzheimer's Dementia Detection Through Spontaneous Speech. *Interspeech*. 3810–3814.
9. Moravveji S., Doyon N., Mashreghi J., Duchesne S. (2024) A Scoping Review of Mathematical Models Covering Alzheimer's Disease Progression. *Frontiers in Neuroinformatics*. 18.
10. Vishniakou U. A., Yu Chu Yue (2023) Using Machine Learning for Recognition of Alzheimer's Disease Based on Transcription Information. *Doklady BGUIR*. 21 (6), 106–112. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-6-106-112>.

11. Vishniakou U. A., YiWei Xia, Chuyue Yu (2023) Technology of Neurological Disease Recognition Using Gated Recurrent Unite Neural Network and Internet of Things. *OSTES Research Papers Collection*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 241–246.
12. Luz S., Haider F., de la Fuente S., Fromm D., MacWhinney B. (2004) Alzheimer’s Dementia Recognition Through Spontaneous Speech: The ADReSS Challenge. *arXiv:2004.06833*.
13. Haulcy R., Glass J. (2021) Classifying Alzheimer’s Disease Using Audio and Text-Based Representations of Speech. *Frontiers in Psychology*. 11.
14. Sakar C. O., Serbes G., Gunduz A., Tunc H. C., Nizam H., Sakar B. E., et al. (2019) A Comparative Analysis of Speech Signal Processing Algorithms for Parkinson’s Disease Classification and the Use of the Tunable Q-factor Wavelet Transform. *Applied Soft Computing*. 74, 255–263.
15. Vishniakou U. A., YiWei Xia (2023) IT Diagnostics of Parkinson’s Disease Based on the Analysis of Voice Markers and Machine Learning. *Doklady BGUIR*. 21 (3), 102–110. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-3-102-110>.

#### **Вклад авторов**

Вишняков В. А. осуществил постановку задачи для проведения исследований, подготовил рукопись статьи.

Ся И. В. выполнил исследования по распознаванию болезни Паркинсона.

Юй Ч. Ю. выполнила исследования по распознаванию болезни Альцгеймера.

#### **Authors’ contribution**

Vishniakou U. A. carried out the formulation of the task for conducting research, prepared the manuscript of the article.

Xia Y. W. performed research on the recognition of Parkinson’s disease.

Yu Ch. Y. performed research on the recognition of Alzheimer’s disease.

#### **Сведения об авторах**

**Вишняков В. А.**, д-р техн. наук, проф каф. инфокоммуникационных технологий, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (БГУИР)

**Ся И. В.**, асп. каф. инфокоммуникационных технологий, БГУИР

**Юй Ч. Ю.**, асп. каф. инфокоммуникационных технологий, БГУИР

#### **Адрес для корреспонденции**

220013, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. П. Бровки, 6  
Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники  
Тел.: +375 44 486-71-82  
E-mail: vish@bsuir.by  
Вишняков Владимир Анатольевич

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

**Vishniakou U. A.**, Dr. of Sci. (Tech.), Professor at the Department of Infocommunication Technologies, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR)

**Xia Y. W.**, Postgraduate at the Department of Infocommunication Technologies, BSUIR

**Yu Ch. Y.**, Postgraduate at the Department of Infocommunication Technologies, BSUIR

#### **Address for correspondence**

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University  
of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: +375 44 486-71-82  
E-mail: vish@bsuir.by  
Vishniakou Uladzimir Anatol’evich





<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-74-82>

Оригинальная статья  
Original paper

UDC 617-7+004.89

## MULTI-BRANCH CONVOLUTIONAL NEURAL NETWORK ARCHITECTURE FOR GLAUCOMA DIAGNOSIS USING OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY BIOMARKERS AND SYNTHETIC IMAGE SIMULATION

PHILIPP V. USENKO, ALEKSANDER M. PRUDNIK

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

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025

**Abstract.** This paper presents a multi-branch convolutional neural network designed for glaucoma diagnosis using optical coherence tomography biomarkers and synthetic image simulations. The network includes six branches, each targeting key anatomical features. Trained on a synthetic dataset, the model achieved a validation accuracy of 94.2 % and a training loss of 0.162, demonstrating effectiveness in distinguishing between different glaucoma types. The results also highlight the potential for further accuracy improvement, particularly in reducing classification errors between closely related conditions.

**Keywords:** glaucoma diagnosis, optical coherence tomography, convolutional neural network, optical coherence tomography biomarkers, synthetic data generation, image segmentation, deep learning in ophthalmology.

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

**Gratitude.** We express our sincere gratitude to the staff of the Department of Ophthalmology of the Institute for Advanced Training and Retraining of Healthcare Personnel of the Belarusian State Medical University, candidate of medical sciences, Associate Professor Oksana Nikolaevna Dudich and Doctor of Medical Sciences, Professor Victoria Leonidovna Krasilnikova for valuable discussions and constructive comments that contributed to the improvement of this article.

**For citation.** Usenko Ph. V., Prudnik A. M. (2025) Multi-Branch Convolutional Neural Network Architecture for Glaucoma Diagnosis Using Optical Coherence Tomography Biomarkers and Synthetic Image Simulation. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 74–82. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-74-82>.

## АРХИТЕКТУРА МНОГОВЕТВЕВОЙ СВЕРТОЧНОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ГЛАУКОМЫ НА ОСНОВЕ БИОМАРКЕРОВ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ И СИМУЛЯЦИИ СИНТЕТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Ф. В. УСЕНКО, А. М. ПРУДНИК

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

**Аннотация.** В статье представлена многоветвевая сверточная нейронная сеть, разработанная для диагностики глаукомы с использованием биомаркеров оптической когерентной томографии и симуляции синтетических изображений. Сеть включает шесть ветвей, каждая из которых нацелена на ключевые анатомические особенности. Обученная на синтетическом наборе данных, модель показала точность проверки 94,2 % и потери при обучении 0,162, демонстрируя эффективность в различении разных типов глаукомы. Результаты также подчеркивают потенциал модели для дальнейшего повышения точности, особенно в части уменьшения ошибок классификации между близкими состояниями.

**Ключевые слова:** диагностика глаукомы, оптическая когерентная томография, сверточная нейронная сеть, биомаркеры оптической когерентной томографии, генерация синтетических данных, сегментация изображений, глубокое обучение в офтальмологии.

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

**Благодарность.** Выражаем искреннюю благодарность сотрудникам кафедры офтальмологии Института повышения квалификации и переподготовки кадров здравоохранения Белорусского государственного медицинского университета кандидату медицинских наук, доценту Оксане Николаевне Дудич и доктору медицинских наук, профессору Виктории Леонидовне Красильниковой за ценное обсуждение и конструктивные замечания, которые способствовали совершенствованию данной статьи.

**Для цитирования.** Усенко, Ф. В. Архитектура многоветвевой сверточной нейронной сети для диагностики глаукомы на основе биомаркеров оптической когерентной томографии и симуляции синтетических изображений / Ф. В. Усенко, А. М. Прудник // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 74–82. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-74-82>.

## Introduction

Glaucoma, a leading cause of blindness globally, is denoted by various ICD codes (H40-H42) depending on the type and severity [1]. This group of eye diseases is characterized by increased intraocular pressure (IOP), leading to optic nerve atrophy and visual impairment. Its pathogenesis involves aqueous humor dynamics, necessitating antihypertensive, ocular blood flow, and neuroprotective treatments [2]. Early and accurate diagnosis, essential for preventing irreversible vision loss, is challenged by asymptomatic progression in early stages. Conventional diagnostics like tonometry and optic nerve exams are skill and equipment-intensive [3].

With the increasing prevalence of glaucoma, particularly in resource-limited settings, there is a pressing need for innovative diagnostic tools. Artificial intelligence (AI) offers promising solutions by automating the diagnostic process and analyzing large data sets to detect early pathological changes with high accuracy [4]. AI's capabilities not only enhance multi-class classification of disease stages but also necessitate the creation of multi-class tools to diagnose different varieties of glaucoma, including open-angle, angle-closure, normal-tension, and secondary glaucoma [5].

Ultimately, the integration of AI in glaucoma diagnosis represents a significant advancement in the fight against blindness, combining traditional clinical practices with cutting-edge technology to improve patient outcomes and streamline healthcare services.

## Experiment

Glaucoma diagnosis using imaging techniques focuses on several critical anatomical features of the eye that undergo changes due to the disease. These features are essential for accurate diagnosis and are visible in optical coherence tomography (OCT) images:

- Retinal Nerve Fiber Layer (RNFL) Thickness;
- Optic Nerve Head Cupping (Cup-to-Disc Ratio);
- Neuroretinal Rim Thickness;
- Juxtapapillary RNFL Thickness;
- Optic Nerve Sheath Diameter;
- Macular Thickness.

The thickness of the RNFL is a diagnostic marker for glaucoma, reflecting the accumulation of retinal ganglion cell axons. Thinning of this layer is indicative of glaucoma progression and is assessed to monitor disease advancement [6].

Optic nerve head cupping is fundamental in glaucoma assessments, where an increased ratio indicates potential glaucomatous damage. It is a primary marker used in screening and evaluating glaucoma severity [7].

The neuroretinal rim, which outlines the optic disc, tends to thin as glaucoma progresses. Evaluating its thickness helps in determining the extent of glaucomatous damage [8].

Measuring the RNFL thickness near the optic disc is vital for early detection of glaucoma. This area is among the first to show glaucomatous changes, making its assessment crucial for early intervention [9].

Variations in the diameter of the sheath that surrounds the optic nerve are related to changes in intracranial pressure, which is associated with glaucoma. Monitoring this diameter can help gauge the progression or stabilization of the disease [10].

The macula's thickness provides valuable insights, especially in glaucoma types where peripheral vision loss occurs. Changes in macular thickness can corroborate findings from peripapillary assessments [11].

Given the complexity and variability in these features, a single analytic approach may not suffice to capture all the nuances necessary for an accurate diagnosis. This leads to the necessity of developing a multi-branch convolutional neural network (CNN). A multi-branch CNN can process and analyze each key feature separately, allowing for a comprehensive evaluation of the images. This method enhances diagnostic accuracy and ensures that subtle but clinically significant variations are accurately detected.

Accurate classification of glaucoma types – normal condition (healthy eyes with no glaucoma), open-angle glaucoma, angle-closure (closed-angle) glaucoma, normal-tension glaucoma, and secondary glaucoma – is essential for effective treatment and management. Each type has distinct characteristics: open-angle glaucoma is often asymptomatic and progresses slowly, making it the most common form; angle-closure glaucoma requires immediate intervention to prevent acute vision loss; normal-tension glaucoma occurs despite normal IOP levels, complicating diagnosis; and secondary glaucoma arises from other conditions or external factors [1, 12]).

Developing a multi-class architecture to recognize these glaucoma classes can enhance diagnostic accuracy, facilitating timely and tailored treatment strategies. This technological advancement not only supports early detection but also promotes personalized medical approaches, significantly improving patient outcomes across different glaucoma types [4].

The multi-branch CNN architecture employs six specialized branches, each processing  $224 \times 224 \times 1$  grayscale OCT images targeting distinct anatomical features crucial for comprehensive glaucoma assessment. This design aligns with established clinical diagnostic protocols that require concurrent analysis of multiple structural parameters.

The input resolution of  $224 \times 224 \times 1$  was selected based on multiple clinical and technical considerations. Clinically, standard OCT scans typically offer detailed images at an axial resolution of 15–20  $\mu\text{m}$ . A  $224 \times 224$  px image spans an area of approximately  $6 \times 6$  mm on the retina, which is adequate for visualizing the entire optic disc (with a typical diameter of about 1.5 mm), ensuring proper peripapillary RNFL sampling via a 3.4 mm circular scan, and assessing macular thickness over a 6 mm diameter area.

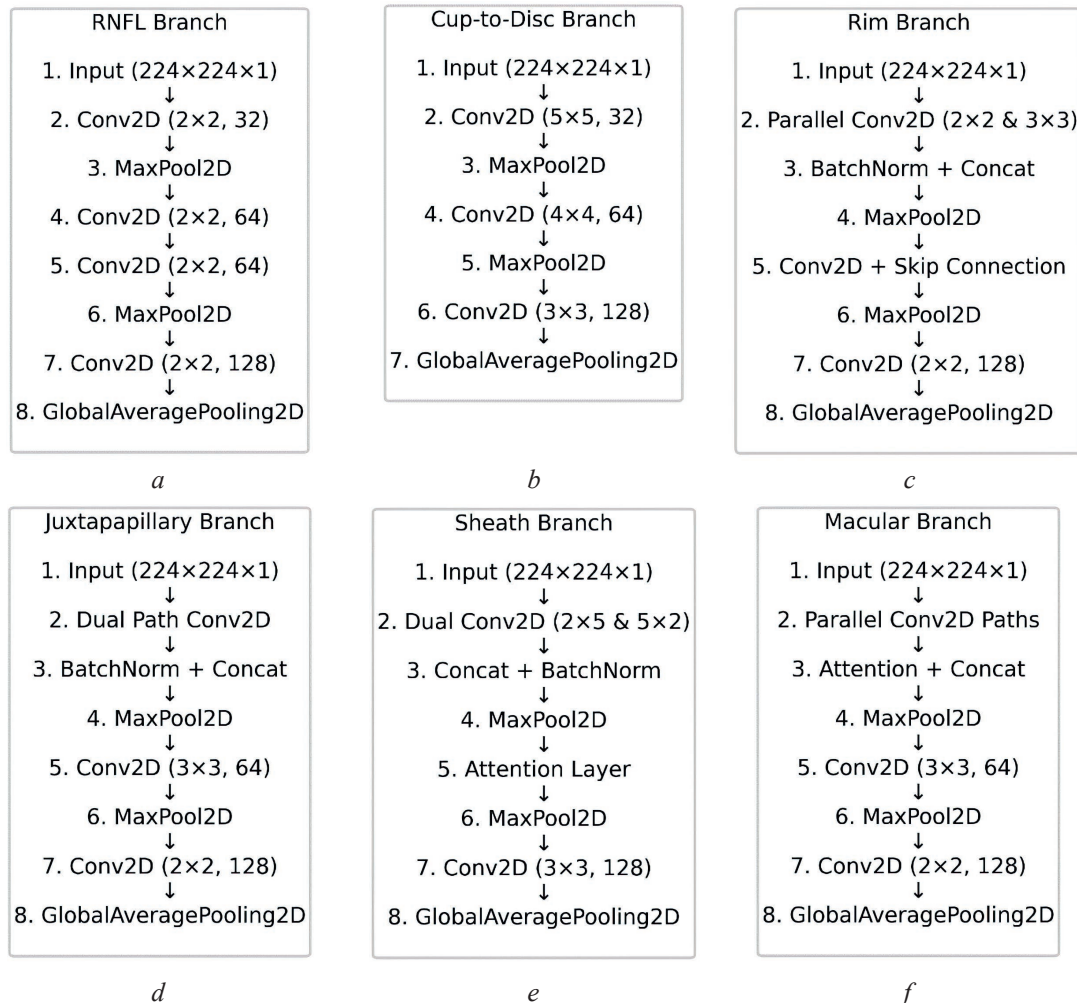
Regarding technical specifications, single-channel grayscale images are sufficient since OCT provides structural, rather than color, information. The  $224 \times 224$  resolution strikes a balance between preserving detail for fine structures (ranging from 10–20  $\mu\text{m}$ ), ensuring computational efficiency, and maintaining compatibility with standard CNN architectures such as VGG and ResNet variants. This resolution offers a spatial resolution of approximately 27  $\mu\text{m}$  per pixel, which surpasses the minimum clinical requirement of 50  $\mu\text{m}$  per pixel needed to detect early glaucomatous changes [13].

The specialized branches reflect the key anatomical regions that exhibit characteristic changes in different glaucoma subtypes. This architecture enables simultaneous evaluation of both localized defects and global structural changes, essential for differentiating between primary open-angle, angle-closure, normal-tension, and secondary glaucoma variants.

The RNFL branch employs a convolutional architecture optimized for detecting glaucomatous damage through thickness measurements. The design incorporates  $2 \times 2$  kernels progressing through layers (32→64→128 filters) to capture RNFL changes at the scale of 10–20  $\mu\text{m}$ , critical for early glaucoma detection. This configuration aligns with established clinical thresholds: normal (90–100  $\mu\text{m}$ ), early damage (70–90  $\mu\text{m}$ ), and advanced loss (<70  $\mu\text{m}$ ). The architecture's depth with MaxPooling allows simultaneous analysis of localized defects and global thinning patterns, particularly in superior/inferior arcuate regions – key indicators of glaucomatous progression [14]. Global average pooling aggregates features representing sectoral analysis patterns and deviations from age-matched normative data, enabling classification accuracy while maintaining clinical interpretability (Fig. 1, a).

The cup-to-disc branch employs a convolutional architecture optimized for analyzing optic disc morphology and cup-to-disc ratio (CDR), a critical biomarker for glaucoma progression. The design utilizes larger kernels ( $5 \times 5 \rightarrow 4 \times 4 \rightarrow 3 \times 3$ ) to capture structural features across multiple spatial scales. This configuration aligns with established clinical parameters: normal CDR (<0.5), early glaucomatous changes (0.5–0.7), and advanced optic nerve head cupping (>0.7). The architecture's progressive kernel size reduction facilitates hierarchical feature extraction, from global disc margins to fine-scale rim pre-

servation assessment. MaxPooling layers positioned after convolutions enable simultaneous evaluation of vertical and horizontal cup elongation patterns – characteristic indicators of glaucomatous progression [15]. The branch terminates with global average pooling to maintain spatial relationship integrity while reducing dimensionality (Fig. 1, *b*).



**Fig. 1.** Network architectures of the multi-branch convolutional neural network model:  
*a* – RNFL thickness branch; *b* – cup-to-disc ratio branch; *c* – neuroretinal rim thickness branch;  
*d* – juxtapapillary RNFL branch; *e* – optic nerve sheath branch; *f* – macular thickness branch

The neuroretinal rim branch employs a dual-pathway CNN architecture optimized for precise rim tissue analysis and ISNT (Inferior-Superior-Nasal-Temporal) rule compliance assessment. The design incorporates parallel processing streams: a fine-detail path with 2×2 kernels for thickness measurements (200–500 μm), and a context path with dilated 3×3 convolutions for broader rim pattern analysis. This configuration aligns with established clinical parameters: normal rim width (>0.3 mm), focal notching (<0.2 mm), and ISNT rule violations. The architecture implements an attention mechanism focusing on rim regions and employs skip connections to preserve fine thickness gradients [16]. Global average pooling maintains spatial relationships while facilitating rim sector analysis (Fig. 1, *c*).

The juxtapapillary RNFL branch employs a dual-pathway CNN architecture optimized for analyzing the critical 3.4 mm circular scan region around the optic disc. The design incorporates a layer segmentation path with 2×2 kernels for precise boundary detection (8–10 μm resolution) and a circular pattern path utilizing dilated convolutions for broader contextual analysis. This configuration aligns with established clinical parameters: normal thickness (90–108 μm), early thinning (70–89 μm), and advanced loss (<70 μm). The architecture implements feature fusion between paths to simultaneously capture localized defects and circular thickness patterns [17]. Batch normalization and MaxPooling layers strategically maintain spatial relationships while reducing dimensionality (Fig. 1, *d*).



The optic nerve sheath diameter branch employs a dual-pathway CNN architecture optimized for measurement of the subarachnoid space at standardized distances (3 mm) posterior to the globe. The design incorporates orthogonal kernel configurations ( $2 \times 5$  vertical,  $5 \times 2$  horizontal) for enhanced boundary detection sensitivity (0.1 mm precision) and measurement point localization. This configuration aligns with established clinical parameters: normal diameter (5.0–5.5 mm), borderline elevation (5.5–6.0 mm), and pathological distension ( $>6.0$  mm). The architecture implements a spatial attention mechanism focusing on standardized measurement points while maintaining sensitivity to surrounding anatomical context [18]. Multi-point analysis enables detection of gradients indicative of intracranial pressure variations (Fig. 1, *e*).

The macular thickness branch employs a dual-pathway CNN architecture optimized for simultaneous layer segmentation and regional thickness analysis. The design incorporates parallel processing streams: a segmentation path with  $2 \times 2$  kernels for precise layer boundary detection (8–10  $\mu\text{m}$  resolution), and a regional analysis path utilizing dilated convolutions for sector-wise processing (superior, inferior, nasal, temporal quadrants). This configuration aligns with established clinical parameters: normal central subfield thickness ( $260 \pm 20 \mu\text{m}$ ), early thinning ( $<240 \mu\text{m}$ ), and advanced loss ( $<220 \mu\text{m}$ ) [11]. The architecture implements sector-wise attention mechanisms focusing on clinically significant regions while preserving layer boundary information through skip connections (Fig. 1, *f*).

To validate and test our multi-branch CNN architecture designed for glaucoma detection, we implemented a synthetic data generation pipeline that creates controlled test images with precise feature variations. This approach allows us to systematically evaluate how each specialized branch of the network processes and learns from specific anatomical patterns, ensuring robust feature extraction capabilities across different input characteristics.

From a technical implementation perspective, our synthetic data generator creates  $224 \times 224 \times 1$  grayscale images using NumPy arrays and mathematical modeling. While the base generation produces single-channel grayscale images, the visualization module applies a colormap during display to enhance pattern visibility and feature differentiation. This is purely for visualization purposes and doesn't affect the actual network input. The generator implements specialized methods for each feature type using coordinate-based calculations and masked arrays.

In computer graphics terms, each pixel in our  $224 \times 224$  synthetic images represents approximately 8–10  $\mu\text{m}$  of actual retinal tissue depth, consistent with the axial resolution of standard clinical OCT scanners [19]. This proportion arises from mapping a  $2 \times 2$  mm area of the retina onto a  $224 \times 224$  pixel grid, translating to roughly 8.9  $\mu\text{m}$  per pixel. Although this sometimes makes the transitions between pixel intensities appear slightly pixelized, the effect accurately mirrors the inherent resolution limitations of real OCT scans, ensuring that the synthetic data remains both physiologically and diagnostically realistic.

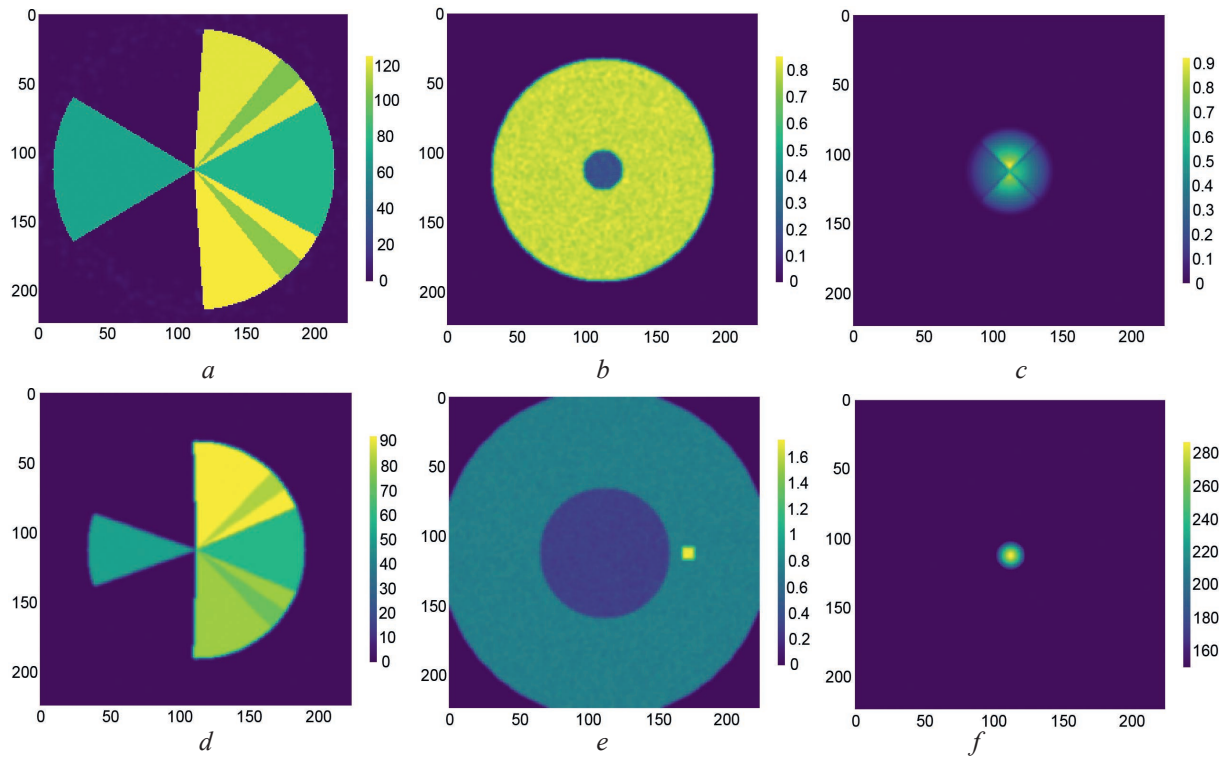
To generate RNFL synthetic images, the generator creates circular scan patterns with 3.4 mm diameter through angular masking and coordinate-based calculations. Blood vessel shadows are added at  $[(0.8, 0.1), (2.3, 0.1), (-0.8, 0.1), (-2.3, 0.1)]$  radians with 0.85 intensity reduction. The implementation includes smooth transitions between different thickness regions using Gaussian filtering ( $\sigma = 2$ ) and incorporates age-related variations through random scaling factors (0.9–1.0). Edge smoothing and texture simulation employ controlled random noise ( $\sigma = 0.05$ ) to mimic the inherent speckle patterns observed in OCT scans (Fig. 2, *a*).

To generate cup-to-disc synthetic images, the generator creates circular disc patterns with varying sizes (1.0–2.5 mm diameter) through coordinate-based masking and concentric circles. Cup regions are generated with clinically relevant cup-to-disc ratios ranging from normal (0.1–0.4) to advanced glaucoma (0.7–0.9). The implementation includes vertical elongation for glaucomatous cups (1.1–1.3 stretch factor) and incorporates vessel trunk deviations using angular masking ( $-\pi/6$  to  $\pi/6$ ). Edge smoothing uses Gaussian filtering ( $\sigma = 1$ ) and texture simulation employs controlled random noise ( $\sigma = 0.05$ ) (Fig. 2, *b*).

To generate neuroretinal rim synthetic images, the generator creates anatomically accurate patterns following the ISNT rule (Inferior  $>$  Superior  $>$  Nasal  $>$  Temporal) using precise rim area measurements ranging from normal (1.6–2.0  $\text{mm}^2$ ) to advanced loss (0.6–0.99  $\text{mm}^2$ ). The implementation produces circular patterns with sector-specific thickness variations, where the inferior rim is thickest (1.0–1.2 ratio) followed by superior (0.9–1.1 ratio), nasal (0.7–0.9 ratio), and temporal (0.5–0.7 ratio) sectors. For pathological cases, it simulates focal notching by applying 50 % thickness reduction at random angular posi-



tions and creates diffuse thinning patterns by applying a 30 % reduction across all sectors. The generator also incorporates age-related variations through a random factor between 0.9–1.0 and applies Gaussian smoothing ( $\sigma = 1$ ) to create natural-looking transitions between sectors (Fig. 2, *c*).



**Fig. 2.** Synthetic samples examples: *a* – RNFL thickness branch; *b* – cup-to-disc ratio branch; *c* – neuroretinal rim thickness branch; *d* – juxtapapillary RNFL branch; *e* – optic nerve sheath branch; *f* – macular thickness branch

To generate juxtapapillary RNFL synthetic images, the generator creates anatomically accurate patterns following established clinical standards. The method implements clinically precise thickness ranges: normal (90–120  $\mu\text{m}$ ), early loss (70–89  $\mu\text{m}$ ), moderate loss (50–69  $\mu\text{m}$ ), and advanced loss (30–49  $\mu\text{m}$ ). The generator employs the standardized 3.4 mm circular scan pattern around the optic nerve head, which is the clinical standard for RNFL assessment. It incorporates the TSNIT profile with anatomically correct sectoral variations – temporal being the thinnest (70–80 % of base thickness), superior and inferior being the thickest (120–140 % of base), and nasal having medium thickness (80–90 % of base). The method also simulates pathological features including wedge defects in glaucomatous cases, positioned blood vessel shadows at anatomically correct locations (0.7 and  $-0.7$  radians), and age-related variations in normal cases. Gaussian smoothing is applied to create realistic tissue-like appearance, ensuring the synthetic images closely mimic real OCT scans (Fig. 2, *d*).

To generate optic nerve sheath synthetic images, the generator creates anatomically accurate representations incorporating critical clinical parameters and measurement standards. The implementation utilizes a multi-component approach where the central optic nerve (approximately 40 % of total diameter) is rendered with lower intensity (0.3) surrounded by a brighter sheath region (0.8), maintaining clinically validated diameter ranges (5.5–6.0 mm for normal, 6.0–6.5 mm for borderline, and  $>6.5$  mm for elevated cases). The generator includes a standardized measurement point at the 3.0 mm position posterior to the globe, facilitating consistent optic nerve sheath diameter assessment. This methodology ensures the synthetic data maintains high fidelity to real OCT imaging characteristics while incorporating physiological variations and pathological conditions (Fig. 2, *e*).

To generate macular thickness synthetic images, the generator creates anatomically accurate representations incorporating clinically validated features such as proper foveal depression (250–310  $\mu\text{m}$  central thickness), concentric ETDRS grid zones (central 1 mm, inner 3 mm, outer 6 mm), and physiologically appropriate Ganglion Cell Layer plus Inner Plexiform Layer (GCL + IPL) complex thinning patterns characteristic of glaucomatous damage. The implementation maintains thickness gradients

using Gaussian smoothing ( $\sigma = 1$ ) for natural transitions between retinal layers, while incorporating age-related variations (0.9–1.0 factor) and anatomical noise ( $2 \mu\text{m}$  standard deviation) to simulate real OCT measurements. This approach ensures generated images reflect both normal anatomical variation and pathological changes seen in early to advanced glaucoma, with total retinal thickness constrained within clinically observed limits (150–350  $\mu\text{m}$ ) and superior-inferior GCL + IPL asymmetry (0.85 factor) in disease states (Fig. 2, *f*).

A synthetic dataset comprising 500 samples per feature was generated utilizing the abovementioned clinically validated parameters. The data were stored in Hierarchical Data Format 5 (HDF5), incorporating essential metadata elements including precise generation timestamps and detailed feature specifications. Dataset reproducibility was established through implementation of standardized random seed initialization protocols, while clinical validity was maintained through strict adherence to established diagnostic criteria across five glaucoma classifications. The complete dataset architecture has been made available through an open-source repository, enabling independent validation and extension of the present findings by the scientific community [20].

### Results and discussion

The multi-branch convolutional neural network was trained using an Adam optimizer with an initial learning rate of 0.001 and  $\beta_1 = 0.9$ ,  $\beta_2 = 0.999$ . Training was conducted over 10 epochs with a batch size of 32 samples, utilizing an 80–20 training-validation split ratio. The model architecture, comprising six specialized feature extraction branches, was trained end-to-end using categorical cross-entropy loss function and L2 regularization ( $\lambda = 1 \cdot 10^{-4}$ ) to mitigate overfitting. Batch normalization was applied after each convolutional layer to stabilize training, with a momentum parameter of 0.99. Dropout (rate = 0.5) was implemented in the fully connected layers. The learning rate schedule incorporated a reduction factor of 0.1 when validation loss plateaued for 3 consecutive epochs. Training was performed on a CPU-optimized environment using TensorFlow 2.x, with single-precision floating-point arithmetic (FP32) for numerical computations. Model convergence was achieved with a final validation accuracy of 94.2 % and a training loss of 0.162, demonstrating robust feature extraction capabilities across all anatomical input modalities.

To quantitatively assess the performance and convergence of the model throughout the training process, we monitored key metrics, including training loss and validation accuracy. These metrics provide insights into the effectiveness of the learning rate adjustments and the impact of regularization techniques employed to prevent overfitting. As depicted in Fig. 3, *a*, the training and validation loss curves indicate a steady decline in loss over successive epochs, affirming the efficacy of the Adam optimizer in minimizing the cost function. Concurrently, Fig. 3, *b* illustrates the progression of training and validation accuracy, demonstrating substantial improvement, which underscores the model’s ability to generalize across diverse datasets.



**Fig. 3.** Training outcomes for the multi-branch convolutional neural network model: *a* – training and validation loss curve; *b* – training and validation accuracy curve

To evaluate our classification model, we employed a confusion matrix generated from predictions made on a test dataset. The results showed that the model correctly identified normal conditions 578 times but misclassified it as open-angle glaucoma 10 times and as angle-closure glaucoma 15 times. For open-angle glaucoma, the model achieved 556 correct predictions, with minor errors in classification as angle-closure and normal-tension glaucoma. Angle-closure glaucoma was correctly identified 534 times, normal-tension glaucoma 571 times, and secondary glaucoma 566 times. These figures indicate strong diagnostic capabilities, particularly with the high number of correct classifications. However, the presence of misclassifications, especially between closely related categories like open-angle and angle-closure, suggests areas where the model could be further refined to enhance its accuracy.

## Conclusion

In conclusion, while our multi-branch convolutional neural network demonstrates promising diagnostic capabilities for glaucoma classification, further improvements can be made to refine its precision. Specifically, focusing on reducing misclassifications between closely related glaucoma categories such as open-angle glaucoma and angle-closure glaucoma could enhance diagnostic accuracy. Techniques such as increasing the depth of feature extraction layers, incorporating more diverse training data, or applying more sophisticated forms of data augmentation may help mitigate these issues. Additionally, experimenting with alternative optimization algorithms or adjusting hyperparameters could provide further gains in model performance. These adjustments are expected to improve the model's sensitivity and specificity, making it a more reliable tool in clinical settings. To validate these enhancements, subsequent testing will be conducted on real image datasets, such as ORIGA and a dataset developed in collaboration with ophthalmologists, to ensure performance under clinical conditions.

## References

1. *World Health Organization* (2024) ICD-11 for Mortality and Morbidity Statistics. <https://icd.who.int/browse/2024-01/mms/en#499924848>.
2. Weinreb R. N., Aung T., Medeiros F. A. (2016) The Pathophysiology and Treatment of Glaucoma: A Review. *JAMA*. DOI: 10.1001/jama.2016.4697.
3. Caprioli J., Coleman A. L. (2017) Intraocular Pressure Fluctuation: A Risk Factor for Visual Field Progression at Low Intraocular Pressures in the Advanced Glaucoma Intervention Study. *Ophthalmology*. DOI: 10.1016/j.ophtha.2008.10.013.
4. Chan K., Lee T. W., Sample P. A., Goldbaum M. H. (2019) AI and Glaucoma. *Progress in Retinal and Eye Research*. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2018.07.004.
5. Medeiros F. A., Jammal A. A., Thompson A. C. (2018) From Data to Diagnosis: New Techniques for Machine Learning and Image Analysis. *British Journal of Ophthalmology*. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2018-312068.
6. Leung C. K., Cheung C. Y.-L., Weinreb R. N., Qiu Q., Liu Shu, Li H., et al. (2012) Retinal Nerve Fiber Layer Imaging with Spectral-Domain Optical Coherence Tomography: A Variability and Diagnostic Performance Study. *Ophthalmology*. DOI: 10.1016/j.ophtha.2011.12.030.
7. Quigley H. A., McCormick T. A., Nicolela M. T., LeBlanc R. P. (2015) Optic Disc and Visual Field Changes in a Prospective Longitudinal Study of Patients with Glaucoma. *Archives of Ophthalmology*. DOI: 10.1001/archophth.1996.01100130104019.
8. Wollstein G., Schuman J. S., Price L. L., Aydin A., Stark P. C., Hertzmark E., et al. (2011) Optical Coherence Tomography Longitudinal Evaluation of Retinal Nerve Fiber Layer Thickness in Glaucoma. *Archives of Ophthalmology*. DOI: 10.1001/archophthol.2011.73.
9. Hood D. C., Raza A. S. (2011) Method for Comparing Visual Field Defects to Local RNFL and RGC Damage Seen on Frequency Domain OCT in Patients with Glaucoma. *Biomed Opt. Express*. 2 (5), 1097–1105. DOI: 10.1364/BOE.2.001097.
10. Killer H. E., Pircher A. (2018) Normal Tension Glaucoma: Review of Current Understanding And Mechanisms of the Pathogenesis. *Eye*. 32 (5), 924–930. DOI: 10.1038/s41433-018-0042-2.
11. Tan O., Chopra V., Lu A. T.-H., Schuman J. S., Ishikawa H., Wollstein G., et al. (2009) Detection of Macular Ganglion Cell Loss in Glaucoma by Fourier-Domain Optical Coherence Tomography. *Ophthalmology*. DOI: 10.1016/j.ophtha.2009.05.025.
12. Anderson D. R., Drance S. M., Schulzer M. (2001) Natural History of Normal-Tension Glaucoma. *Ophthalmology*. DOI: 10.1016/S0161-6420(00)00564-9.
13. Bussel I. I., Wollstein G., Schuman J. S. (2014) OCT for Glaucoma Diagnosis, Screening and Detection of Glaucoma Progression. *British Journal of Ophthalmology*. 98, ii15–ii19. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2013-304326.

14. Hood D. C., Fortune B., Arthur S. N., Xing D., Salant J. A., Ritch R., et al. (2017) Blood Vessel Contributions to Retinal Nerve Fiber Layer Thickness Profiles Measured with Optical Coherence Tomography. *Journal of Glaucoma*. 17 (7), 519–528. DOI: 10.1097/IJG.0b013e3181629a02.
15. Jonas J. B., Aung T., Bourne R. R., Bron A. M., Ritch R., Panda-Jonas S. (2018) Glaucoma. *Lancet*. 391 (10108), 2183–2193. DOI: 10.1016/S0140-6736(17)31469-1.
16. Quigley H. A., Hohman R. M., Addicks E. M., Massof R. W., Green W. R. (2019) Morphologic Changes in the Lamina Cribrosa Correlated with Neural Loss in Open-Angle Glaucoma. *American Journal of Ophthalmology*. 95 (5), 673–691. DOI: 10.1016/0002-9394(83)90389-6.
17. Budenz D. L., Anderson D. R., Varma R., Schuman J., Cantor L., Savell J., et al. (2007) Determinants of Normal Retinal Nerve Fiber Layer Thickness Measured by Stratus OCT. *Ophthalmology*. 114 (6), 1046–1052. DOI: 10.1016/j.ophtha.2006.08.046.
18. Liu D., Li Z., Zhang X., Zhao L., Jia J., Sun F., et al. (2017) Assessment of Intracranial Pressure with Ultrasonographic Retrobulbar Optic Nerve Sheath Diameter Measurement. *BMC Neurology*. 17 (1). DOI: 10.1186/s12883-017-0964-5.
19. Drexler W., Fujimoto J. G. (2008) Optical Coherence Tomography: Technology and Applications. *Springer*.
20. Prudnik A., Usenko P. (2025) Synthetic OCT Glaucoma Dataset. *Kaggle*. <https://doi.org/10.34740/KAGGLE/DS/6470196>.

#### Authors' contribution

Usenko Ph. V. implemented the convolutional neural network architecture, developed the synthetic dataset, and performed model training and validation.

Prudnik A. M. developed the conceptual design of the multi-branch convolutional neural network architecture and contributed to the optimization of model parameters.

#### Information about the authors

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

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

#### Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,  
Minsk, P. Brovki St., 6  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics  
Tel.: +375 17 293-85-24  
E-mail: [aleksander.prudnik@bsuir.by](mailto:aleksander.prudnik@bsuir.by)  
Prudnik Aleksander Mikhailovich



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-83-91>

*Оригинальная статья*  
*Original paper*

УДК 616.31+616.8

## ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ У ПАЦИЕНТОВ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ С ПРИЗНАКАМИ БРУКСИЗМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ МЫШЦ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ

С. П. РУБНИКОВИЧ, А. С. ГРИЩЕНКОВ, Ю. Л. ДЕНИСОВА, Е. В. КУЗЬМЕНКО

*Белорусский государственный медицинский университет (г. Минск, Республика Беларусь)*

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2025  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2025

**Аннотация.** Проведена оценка биоэлектрической активности жевательных и височных мышц в покое и при произвольном напряжении у пациентов с клиническими признаками бруксизма. Установлено превышение значений средней амплитуды для правой и левой жевательных и височных мышц при произвольном напряжении у пациентов с клиническими признаками бруксизма в сравнении с пациентами контрольной группы. Изучение средней амплитуды покоя для жевательных и височных мышц у пациентов с признаками бруксизма в сравнении с пациентами контрольной группы позволило определить увеличение значений как для жевательных, так и для височных мышц. Полученные данные указывают на стойкие функциональные нарушения мышц челюстно-лицевой области у пациентов с клиническими признаками бруксизма, которые характеризуются выраженным отклонением значений средней и максимальной амплитуд в покое и при произвольном напряжении, а также асимметрией амплитудно-частотных характеристик. Анализ данных биоэлектрической активности жевательных и височных мышц в покое и при произвольном напряжении после курса комплексной терапии указывает на выраженное снижение этого показателя и на стремление его к подобным значениям у пациентов контрольной группы. Выявленная асимметрия биоэлектрической активности височных мышц после курса терапии не определялась, однако сохранялась на тех же значениях в собственно жевательных мышцах, что обусловлено сложностью симптомокомплекса, включающего бруксизм и расстройства жевательно-речевого аппарата и требующего расширения терапевтических методов этиопатогенетической направленности. Эффективность комплекса методов лечения будет выше при использовании патогенетической терапии.

**Ключевые слова:** электромиография, бруксизм, бруксизм сна, бруксизм бодрствования, парафункции жевательных мышц, зубочелюстные аномалии и деформации.

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

**Для цитирования.** Эффективность электромиографического исследования у пациентов стоматологического профиля с признаками бруксизма для определения функционального состояния мышц челюстно-лицевой области / С. П. Рубникович [и др.] // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 1. С. 83–91. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-83-91>.



## EFFICIENCY OF ELECTROMYOGRAPHIC EXAMINATION IN DENTAL PATIENTS WITH SIGNS OF BRUXISM TO DETERMINE THE FUNCTIONAL STATE OF THE MUSCLES OF THE MAXILLOFACIAL REGION

SERGEY P. RUBNIKOVICH, ARSENIY S. GRISHCHENKOV,  
YULIYA L. DENISOVA, ELENA V. KUZMENKO

*Belarusian State Medical University (Minsk, Republic of Belarus)*

**Abstract.** The bioelectrical activity of the masticatory and temporal muscles at rest and under voluntary tension in patients with clinical signs of bruxism was assessed. An excess of the average amplitude values for the right and left masticatory and temporal muscles under voluntary tension was found in patients with clinical signs of bruxism compared to patients in the control group. The study of the average resting amplitude for the masticatory and temporal muscles in patients with signs of bruxism compared to patients in the control group allowed us to determine an increase in values for both the masticatory and temporal muscles. The obtained data indicate persistent functional disorders of the muscles of the maxillofacial region in patients with clinical signs of bruxism, which is characterized by a pronounced deviation in the values of the average and maximum amplitudes at rest and under voluntary tension, as well as asymmetry of the amplitude-frequency characteristics. Analysis of bioelectrical activity data of masticatory and temporal muscles at rest and under voluntary tension after a course of complex therapy indicates a marked decrease in this indicator and its tendency to similar values in patients of the control group. The revealed asymmetry of bioelectrical activity of temporal muscles after the course of therapy was not determined, but it remained at the same values in the masticatory muscles proper, which is due to the complexity of the symptom complex, including bruxism and disorders of the masticatory-speech apparatus and requiring an expansion of therapeutic methods of etiopathogenetic orientation. The effectiveness of the complex of treatment methods will be higher with the use of pathogenetic therapy.

**Keywords:** electromyography, bruxism, sleep bruxism, wake bruxism, parafunctions of the masticatory muscles, dental anomalies and deformities.

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

**For citation.** Rubnikovich S. P., Grishchenkov A. S., Denisova Y. L., Kuzmenko E. V. (2025) Efficiency of Electromyographic Examination in Dental Patients with Signs of Bruxism to Determine the Functional State of the Muscles of the Maxillofacial Region. *Doklady BGUIR*. 23 (1), 83–91. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-1-83-91> (in Russian).

### Введение

На протяжении последних лет в литературе формируется современное понимание механизмов бруксизма и связанных с ним процессов повышенной возбудимости центров головного мозга [1–9]. Эксперты сходятся во мнениях, что бруксизм – это не только феномен, связанный со сжиманием зубов и с их разрушением. По некоторым подсчетам, бруксизм имеет распространенность в пределах 8–31 %. Выделяют бруксизм, который происходит во время бодрствования, и бруксизм во время сна. Бруксизм при бодрствовании характеризуется чрезмерной активностью жевательных мышц в период бодрствования и проявляется в длительном или повторяющемся контакте между зубами. Такое явление может рассматриваться как расстройство движения у здоровых индивидов [8, 10–13]. Бруксизм во время сна определяется как ритмическая или тоническая активность жевательных мышц во сне, что приводит к повреждению зубной эмали [2, 9, 11, 14].

Сегодня не до конца сформулированы клиничко-функциональные диагностические критерии бруксизма у пациентов стоматологического профиля на основе анализа функционального состояния мышц челюстно-лицевой области и нейронных связей тройничного нерва в стволе головного мозга. Недостаточно обоснованы и противоречивы показания к применению различных методов терапии бруксизма, отсутствуют индивидуализированные подходы к лечению и профилактике, которые учитывали бы состояние нейронных сетей тройничного нерва в стволе головного мозга [9, 13, 15]. Поэтому крайне важно разработать инновационные методы диагностико-лечебного подхода при бруксизме, которые позволят обеспечивать персонализированное лечение, проводить регулярный мониторинг критериев, прогнозирующих течение болезни, и определять терапевтические мероприятия для улучшения прогноза.

Идентифицированы некоторые факторы, которые могут провоцировать бруксизм: биологические (генетические и возрастные нейромедиаторные влияния), психологические (стресс и хронические психические травмы), экзогенные, включая употребление медикаментов и алкоголя. В научной литературе выделен ряд признаков, указывающих на то, что бруксизм может быть реакцией на гиперактивность моторных центров мозга, представляя собой скорее общее физиологическое, чем строго патофизиологическое явление. Для эпизодов бруксизма характерны реакции автономной нервной системы, такие как тахикардия, усиление симпатического тонуса, учащение дыхания и повышение тонуса жевательных мышц, что, в конечном итоге, приводит к разрушению зубов [2, 6–9, 12, 14–17]. Эти аспекты указывают на необходимость более детального физиологического подхода для изучения особенностей мозга у людей, страдающих бруксизмом и другими состояниями, связанными с повышенной моторной активностью. Представляется важным исследовать роль мозговых структур в регуляции различных функций организма, используя неинвазивные и доступные электрофизиологические методы анализа.

### Проведение исследования

Объектами исследования выступали пациенты в возрасте 35–44 лет, которые имели клинические признаки бруксизма и обращались за стоматологическим лечением. Для проведения анализа были созданы две группы – основная и контрольная. В основную вошли три пациента с клиническими проявлениями бруксизма, обратившихся за стоматологической помощью. Контрольная группа состояла из трех пациентов, обратившихся за стоматологической помощью, но не имеющих клинических признаков бруксизма.

Пациентам обеих групп провели электромиографическое исследование. Для регистрации электромиограммы (ЭМГ) произвольного напряжения использовалась многофункциональная компьютерная система «Нейро-МВП-4», разработанная компанией «Нейрософт» (Россия). Электрическую активность собственно жевательных (*m.masseter*) и височных (*m.temporalis*) мышц регистрировали методом интерференционной электромиографии. Регистрация мышечной активности проводилась с обеих сторон. Поверхностные биполярные электроды размещали в проекции «брюшка» мышцы с межэлектродным расстоянием 2,0–2,5 см. Заземляющий электрод крепился на запястье. Исследование проводилось при регистрации ЭМГ (рис. 1):

- в состоянии покоя;
- в покое во время вдоха;
- мышц при произвольном максимальном сжатии;
- мышц при сжатии в сочетании с вдохом.

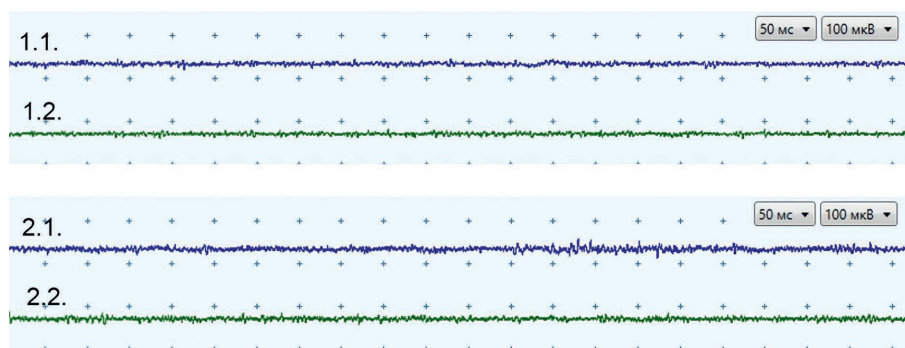
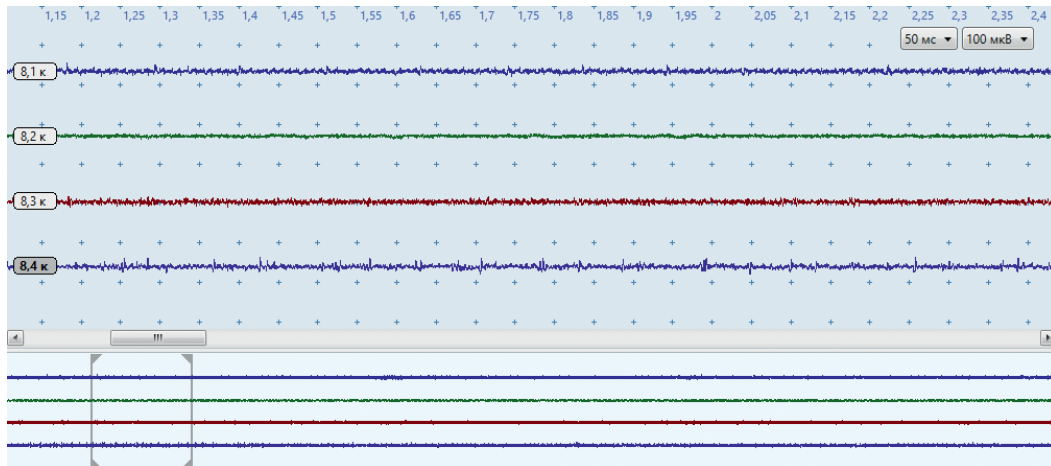


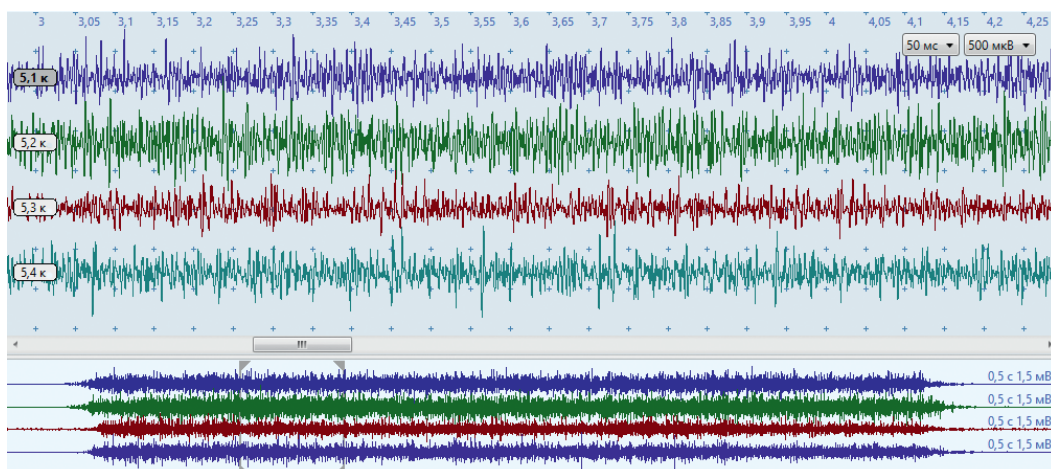
Рис. 1. Пример записи электромиограммы *m.masseter*: покой: 1.1 – справа, 1.2 – слева; покой + вдох: 2.1 – справа, 2.2 – слева

Fig. 1. The example of recording an electromyogram of *m.masseter*: at rest: 1.1 – of the right, 1.2 – of the left; at rest + inhale: 2.1 – of the right, 2.2 – of the left

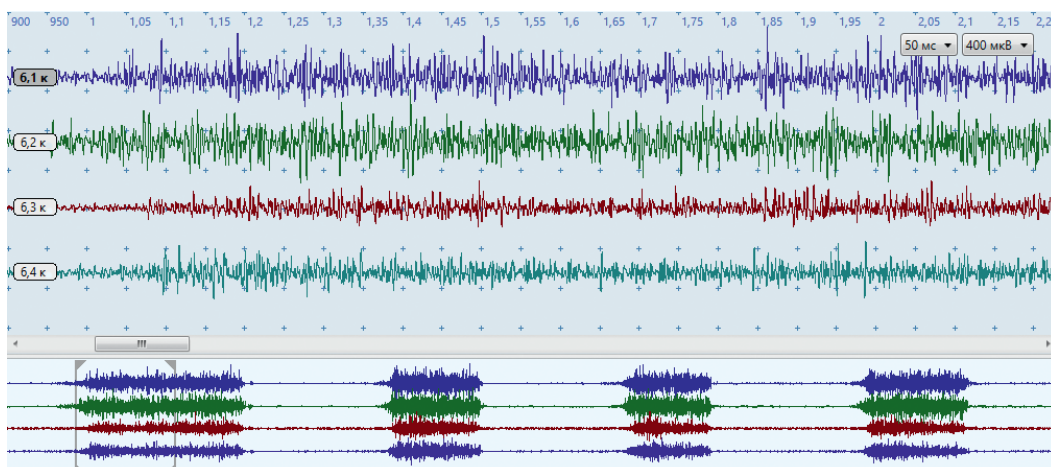
Осуществлялась оценка амплитуды (мкВ) и частоты (имп/с) колебаний в интерференционной ЭМГ. Анализировались данные ЭМГ жевательных мышц (рис. 2) с их отображением в протоколах исследования (табл. 1). В табл. 1 фиксировались цифровые показатели для правой и левой жевательной и височной мышц, графические представления ЭМГ и краткое заключение по исследованию.



1



2



3

**Рис. 2.** Электромиограмма жевательных мышц:  
1 – в покое; 2 – в состоянии окклюзии; 3 – при ритмических сокращениях  
**Fig. 2.** Electromyogram of the masticatory muscles:  
1 – at rest; 2 – in occlusion; 3 – during rhythmic contractions

Для статистической обработки собранных данных применялись программы Statistica и Excel. Тип распределения количественных показателей оценивали с помощью теста Шапиро – Уилка. Если данные показывали нормальное распределение, указывались среднее значение и среднеквадратичное отклонение. В случаях, когда распределение отличалось от нормального, предоставлялись медиана (Me) вместе с нижним (LQ) и верхним (UQ) квантилями.

**Таблица 1.** Протокол электромиографического исследования и турно-амплитудного анализа  
**Table 1.** Protocol of electromyographic examination and tour-amplitude analysis

<b>Пациент:</b> Ш.И.А., 54 года						
<b>Дата проведения исследования:</b> 04.05.2022						
<b>Интерференционная ЭМГ</b>						
1 к. пр., m.temporalis						
2 к. лев., m.temporalis						
3 к. пр., m.masseter						
4 к. лев., m.masseter						
<b>турно-амплитудный анализ</b>						
Кривая	Амплитуда			Средняя частота, 1/с	Амплитуда/частота, кВ·с	Комментарий к кривой
	максимальная, мкВ	средняя, мкВ	суммарная, мВ/с			
8,1 к	37,4	0	0	0		Покой
8,2 к	18,4	0	0	0		
8,3 к	31,2	0	0	0		
8,4 к	45,7	0	0	0		
5,1 к	1446	352	128,0	364	0,966	Окклюзия
5,2 к	1625	407	152,0	375	1,090	
5,3 к	1136	294	82,2	280	1,050	
5,4 к	1407	316	106,0	336	0,941	
6,1 к	1141	321	55,9	174	1,850	Ритмические сокращения
6,2 к	1289	340	57,4	169	2,010	
6,3 к	912	248	26,0	105	2,370	
6,4 к	832	244	31,6	130	1,880	

### Результаты исследований и их обсуждение

При проведении поверхностной ЭМГ для оценки биоэлектрической активности жевательных и височных мышц у пациентов с бруксизмом на начальном этапе диагностики установлено, что средняя амплитуда биоэлектрических потенциалов правой жевательной мышцы составляет  $(275 \pm 19)$  мкВ, а максимальная –  $(1002 \pm 134)$  мкВ, для левой жевательной мышцы –  $(348 \pm 40)$  мкВ и  $(1354 \pm 75)$  мкВ соответственно. Справа средняя амплитуда для височной мышцы достигает  $(317 \pm 30)$  мкВ, а максимальная –  $(1263 \pm 180)$  мкВ, тогда как слева средняя амплитуда составляет  $(401 \pm 10)$  мкВ, максимальная –  $(1678 \pm 80)$  мкВ.

У пациентов основной группы при максимальном произвольном напряжении наблюдалась интерференционная ЭМГ, которая демонстрировала уменьшение амплитуды и частоты на 20–30 % по сравнению с контрольной группой ( $(1074 \pm 275)$  мкВ в сравнении с  $(788 \pm 328)$  мкВ и  $(101 \pm 66)$  имп/с по сравнению с  $(122 \pm 57)$  имп/с). Когда произвольное напряжение сочеталось с вдохом, амплитуда и частота ЭМГ возрастали, однако показатели все равно оставались меньше у основной группы по сравнению с контрольной –  $(1107 \pm 19)$  мкВ против  $(942 \pm 35)$  мкВ и  $(184 \pm 31)$  имп/с против  $(173 \pm 31)$  имп/с.

При анализе биоэлектрической активности жевательных и височных мышц по данным поверхностной электромиографии у пациентов из контрольной группы на этапе первого обследования обнаружено, что средний уровень биопотенциалов для правой жевательной мышцы составил  $(198 \pm 10)$  мкВ, а пиковой амплитудой стало значение  $(568 \pm 70)$  мкВ. Для левой жевательной мышцы средняя амплитуда  $(191 \pm 31)$  мкВ, а максимальная –  $(491 \pm 170)$  мкВ. Что касается правой височной мышцы, то для нее средняя амплитуда составила  $(166 \pm 18)$  мкВ, максимальная –  $(346 \pm 119)$  мкВ. Для левой височной мышцы средняя и максимальная амплитуды –  $(178 \pm 44)$  мкВ и  $(336 \pm 150)$  мкВ соответственно. Полученные показатели на 60–80 % больше параметров контрольной группы. Следует отметить, что в биоэлектрической активности наблюдалась асимметрия, что свидетельствует о функциональных нарушениях в жевательно-речевом аппарате.

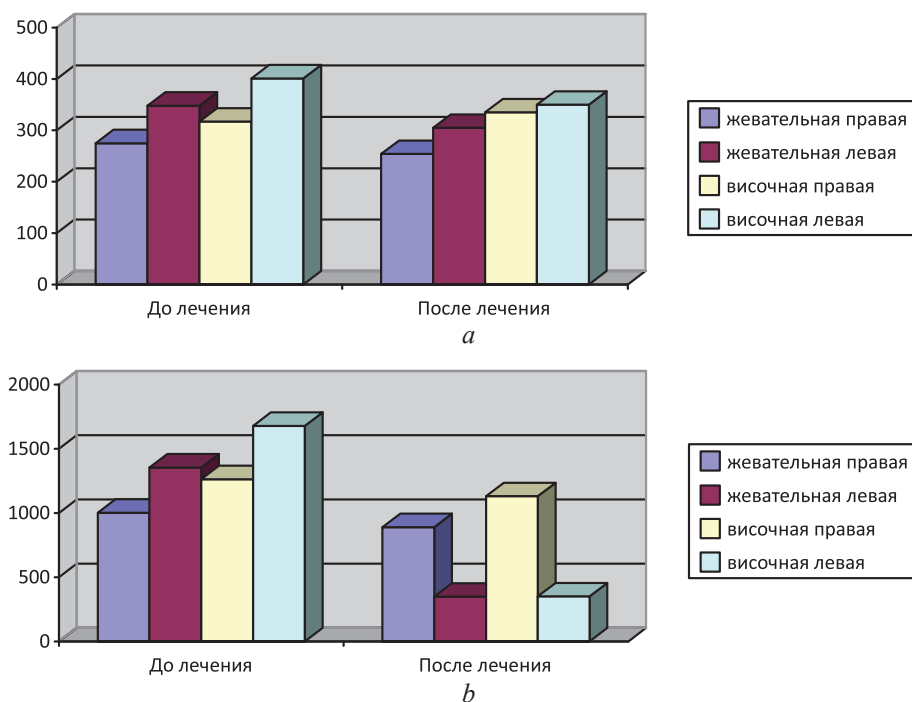
При обследовании m.masseter у пациентов в состоянии покоя с помощью суммарной ЭМГ были обнаружены единичные колебания, амплитуда которых у представителей основной груп-

пы ( $(31,0 \pm 4,5)$  мкВ) больше, чем у тех, кто входит в контрольную группу ( $(23 \pm 6)$  мкВ). Это демонстрирует повышенную тоническую активность мышцы у людей с клиническими признаками бруксизма. При целенаправленном расслаблении эти колебания исчезают. Во время вдоха (покой + вдох) у пациентов основной группы с признаками бруксизма амплитуда единичных колебаний увеличивается на 30–35 % ( $(41,5 \pm 13,0)$  мкВ), в контрольной при вдохе (покой + вдох) она возрастает незначительно ( $(25,8 \pm 7,0)$  мкВ).

При изучении биоэлектрической активности жевательных и височных мышц по результатам поверхностной ЭМГ в состоянии покоя у пациентов основной группы с бруксизмом на этапе начальной диагностики выявлено, что средняя амплитуда биопотенциалов правой и левой жевательных мышц составила  $(4 \pm 1)$  мкВ и  $(3,6 \pm 1,3)$  мкВ, максимальная –  $(39 \pm 8)$  мкВ и  $(49 \pm 9)$  мкВ соответственно. Для правой и левой височных мышц средняя амплитуда составила  $(5,6 \pm 2,0)$  мкВ и  $(4,6 \pm 1,0)$  мкВ, максимальная –  $(59 \pm 20)$  мкВ и  $(53 \pm 28)$  мкВ соответственно.

В случае анализа биоэлектрической активности жевательных и височных мышц в состоянии покоя у пациентов контрольной группы на этапе начальной диагностики выяснилось, что средняя амплитуда правой и левой жевательных мышц составляет  $(2,6 \pm 1,0)$  мкВ и  $(2,3 \pm 1,0)$  мкВ, максимальная –  $(63 \pm 30)$  мкВ и  $(84 \pm 20)$  мкВ соответственно. Для правой и левой височных мышц средняя амплитуда составляет  $(1,6 \pm 1,0)$  мкВ и  $(2,6 \pm 1,0)$  мкВ, максимальная –  $(60 \pm 30)$  мкВ и  $(50 \pm 20)$  мкВ.

У пациентов с клиническими признаками бруксизма проводился курс комплексного лечения, который включал использование аппаратных и протетических ортопедических методов, а также физиотерапию, миорелаксацию, миогимнастику и другие подходы для улучшения стоматологического благополучия. Анализ биоэлектрической активности жевательных и височных мышц, проведенный с помощью поверхностной ЭМГ при произвольном напряжении, показал, что после лечения у пациентов средняя амплитуда биопотенциалов жевательной мышцы справа и слева составила  $(254 \pm 17)$  мкВ и  $(305 \pm 30)$  мкВ, максимальная –  $(890 \pm 114)$  мкВ и  $(1354 \pm 95)$  мкВ соответственно. Что касается височной мышцы, то справа и слева средняя амплитуда составила  $(335 \pm 28)$  мкВ и  $(350 \pm 23)$  мкВ, максимальная –  $(1130 \pm 110)$  мкВ и  $(1325 \pm 103)$  мкВ соответственно (рис. 3).



**Рис. 3.** Средняя (а) и максимальная (б) амплитуды (мкВ) биоэлектрической активности жевательных и височных мышц при произвольном напряжении до и после курса терапии по результатам поверхностной электромиограммы

**Fig. 3.** Average (a) and maximum (b) amplitudes ( $\mu$ V) of bioelectrical activity of the masticatory and temporal muscles under arbitrary tension before and after the course of therapy based on the results of the surface electromyogram



При анализе биоэлектрической активности жевательных и височных мышц с помощью поверхностной ЭМГ у пациентов контрольной группы на этапе начальной диагностики средняя амплитуда биопотенциалов жевательной мышцы справа и слева составила  $(198 \pm 10)$  мкВ и  $(191 \pm 31)$  мкВ, максимальная –  $(568 \pm 70)$  мкВ и  $(491 \pm 170)$  мкВ соответственно. Для височной мышцы средняя амплитуда справа и слева составила  $(166 \pm 18)$  мкВ и  $(178 \pm 44)$  мкВ, максимальная –  $(346 \pm 119)$  мкВ и  $(336 \pm 150)$  мкВ соответственно.

Результаты демонстрируют значительное снижение биоэлектрической активности жевательных и височных мышц после курса комплексной терапии, приближаясь к показателям контрольной группы. Исследование выявило, что асимметрия биоэлектрической активности височных мышц после лечения нивелировалась, но сохранялась в жевательных мышцах, что связано со сложностью симптомокомплекса, включая бруксизм и нарушения работы жевательно-речевого аппарата, требующих расширенного терапевтического подхода.

В состоянии покоя на суммарной ЭМГ *m.masseter* регистрировались единичные осцилляции, амплитуда которых уменьшалась, но без статистически значимого подтверждения: до лечения у пациентов с бруксизмом она была  $(31,0 \pm 4,5)$  мкВ, а после –  $(27 \pm 6)$  мкВ, что указывает на незначительное снижение тонической активности мышцы после терапии. При целенаправленном расслаблении также отмечалось уменьшение амплитуды осцилляций. На вдохе (покой + вдох) амплитуда у пациентов основной группы с бруксизмом после терапии увеличивалась на 10–17 % –  $(34,2 \pm 13,0)$  мкВ.

В ходе анализа биоэлектрической активности жевательных и височных мышц в покое и при произвольном напряжении у пациентов с признаками бруксизма установлено, что средняя амплитуда для жевательных мышц при напряжении превышала показатели контрольной группы на 38,9–82,1 %, тогда как максимальная амплитуда была больше на 76,4–175,5 %. Для височных мышц средняя амплитуда превышала значения контрольной группы на 90,9–125,2 %, максимальная — на 265,5–399,4 %.

Анализ амплитуды в покое позволил выявить увеличение значений для жевательных мышц на 53–56 %, для височных – на 71–76 % по сравнению с контрольной группой. Исследование максимальной амплитуды в покое не является основным критерием для диагностики мышечных нарушений, что подтверждается научными данными современной литературы.

Полученные результаты свидетельствуют о стойких нарушениях в челюстно-лицевых мышцах, характеризующихся отклонением значений средней и максимальной амплитуд как в покое, так и при напряжении, а также асимметрией характеристик. Эти нарушения отрицательно сказываются на функции жевательно-речевого аппарата, усугубляя парафункциональную активность жевательных мышц нарушениями в височно-нижнечелюстном суставе, заболеваниями периодонта, зубочелюстными аномалиями и деформациями.

## Заключение

1. Исследование биоэлектрической активности жевательных и височных мышц в состоянии покоя и при сознательном напряжении после курса комплексного лечения демонстрирует заметное снижение этих показателей. После завершения терапии их значения стремятся достичь уровней, зафиксированных у участников контрольной группы.

2. Асимметрия биоэлектрической активности височных мышц после лечения не была выявлена, однако сохранялась на прежнем уровне в жевательных мышцах, что связано со сложным симптомокомплексом, включающим бруксизм и проблемы жевательно-речевого аппарата и требующим расширения терапевтических подходов, ориентированных на этиопатогенез. В некоторых случаях наблюдалась устойчивость к физиотерапевтическим методам, в первую очередь из-за причинно-следственной связи, определяющей появление симптома гипертонуса жевательных мышц, которая в значительной степени связана с воздействием хронических стрессоров. Таким образом, эффективность комплекса лечения значительно повышается при применении патогенетической терапии.

## Список литературы

1. Кляйпрок, М. Функциональные нарушения двигательной части жевательного аппарата / М. Кляйпрок. Львов: ГалДент, 2015. С. 120–178.

2. Рубникович, С. П. Обоснование дифференцированного психологического подхода в междисциплинарной реабилитации пациентов с функциональными расстройствами височно-нижнечелюстных суставов / С. П. Рубникович, А. С. Грищенко // *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2018. № 2. С. 208–220.
3. Cárdenas, H. Relationship Between Occlusion and EMG Activity of the Masseter Muscles During Clenching at Maximal Intercuspal Position: A Comparative Study Between Prognathics and Controls / H. Cárdenas, A. Ogalde // *Cranio*. 2002. Vol. 20, No 2. P. 99–104.
4. Chan, C. A. Applying the Neuromuscular Principles in TMD and Orthodontics / C. A. Chan // *Journal American Orthodontic Society*. 2004. Vol. 4, No 2. P. 20–29.
5. Рубникович, С. П. Дифференцированный психологический подход в диагностике заболеваний височно-нижнечелюстных суставов и жевательных мышц / С. П. Рубникович, А. С. Грищенко // *Медицинский журнал*. 2018. Т. 67, № 1. С. 41–46.
6. Ries, L. G. Asymmetric Activation of Temporalis, Masseter, and Sternocleidomastoid Muscles in Temporomandibular Disorder Patients / L. G. Ries, M. C. Alves, F. Berzin // *Cranio*. 2008. Vol. 26, No 1. P. 59–64.
7. Рубникович, С. П. Клинический фотопротокол как ресурс диагностики и динамического наблюдения при лечении пациентов с парафункциями жевательных мышц, осложненными функциональными расстройствами ВНЧС / С. П. Рубникович, А. С. Грищенко, Ю. Л. Денисова // *Стоматолог*. 2019. Т. 34, № 3. С. 40–45.
8. Распространенность зубочелюстных аномалий и деформаций среди населения школьного возраста г. Витебска / С. П. Рубникович [и др.] // *Стоматолог*. 2018. Т. 31, № 4. С. 39–43.
9. Headache Attributed to Masticatory Myofascial Pain: Clinical Features and Management Outcomes / Y. M. Costa [et al.] // *Journal of Oral Facial Pain Headache*. 2015. Vol. 29, No 4. P. 323–330.
10. Glaros, A. G. The Role of Parafunctions, Emotions and Stress in Predicting Facial Pain / A. G. Glaros, K. Williams, L. Lausten // *Journal of the American Dental Association*. 2005. Vol. 136, No 4. P. 451–458.
11. Лечебные мероприятия, содействующие восстановительным процессам в зубочелюстной системе у пациентов с бруксизмом / С. П. Рубникович [и др.] // *Стоматология. Эстетика. Инновации*. 2018. Т. 1, № 3. С. 306–316.
12. Диагностика заболеваний височно-нижнечелюстного сустава / С. П. Рубникович [и др.]. Минск: Белор. наука, 2019.
13. Рубникович, С. П. Современные методы ортопедического лечения в комплексной реабилитации пациентов с мышечно-суставными дисфункциями в сочетании с признаками бруксизма / С. П. Рубникович, А. С. Грищенко, Ю. Л. Денисова // *Стоматолог*. 2020. Т. 37, № 2. С. 55–63.
14. Силин, А. В. Электромиографическое обследование жевательных мышц у пациентов с остеоартрозом височно-нижнечелюстного сустава / А. В. Силин [и др.] // *Стоматология*. 2014. Т. 93, № 3. С. 31–34.
15. Распространенность зубочелюстных аномалий и деформаций среди детей Брестской области, обратившихся за стоматологической помощью / С. П. Рубникович [и др.] // *Стоматолог*. 2019. Т. 35, № 4. С. 8–13.
16. Рубникович, С. П. Прогноз и лечение пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстных суставов / С. П. Рубникович, И. Н. Барадина, Ю. Л. Денисова // *Военная медицина*. 2015. Т. 34, № 1. С. 47–52.
17. Особенности диагностических мероприятий пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстных суставов и признаками бруксизма / С. П. Рубникович [и др.] // *Кубанский научный медицинский вестник*. 2018. Т. 25, № 5. С. 77–82.

## References

1. Kleinrock M. (2015) *Functional Disorders of the Motor Part of the Chewing Apparatus*. Lviv, GalDent Publ. 120–178 (in Russian).
2. Rubnikovich S. P., Grishchenkov A. S. (2018) Substantiation of Differentiated Psychological Approach in Interdisciplinary Rehabilitation of Patients with Functional Disorders of Temporomandibular Joints. *Stomatology. Aesthetics. Innovations*. (2), 208–220 (in Russian).
3. Cárdenas H., Ogalde A. (2002) Relationship Between Occlusion and EMG Activity of the Masseter Muscles During Clenching at Maximal Intercuspal Position: A Comparative Study Between Prognathics and Controls. *Cranio*. 20 (2), 99–104.
4. Chan C. A. (2004) Applying the Neuromuscular Principles in TMD and Orthodontics. *Journal American Orthodontic Society*. 4 (2), 20–29.
5. Rubnikovich S. P., Grishchenkov A. S. (2018) Differentiated Psychological Approach in the Diagnosis of Diseases of the Temporomandibular Joints and Masticatory Muscles. *Medical Journal*. 1 (67), 41–46 (in Russian).
6. Ries L. G., Alves M. C., Berzin F. (2008) Asymmetric Activation of Temporalis, Masseter, and Sternocleidomastoid Muscles in Temporomandibular Disorder Patients. *Cranio*. 26 (1), 59–64.
7. Rubnikovich S. P., Grishchenkov A. S., Denisova Yu. L. (2019) Clinical Photoprotocol as a Resource of Diagnostics and Dynamic Observation in the Treatment of Patients with Masticatory Muscle Parafunctions Complicated by TMJ Functional Disorders. *Dentist*. 34 (3), 40–45 (in Russian).

8. Rubnikovich S. P., Kuzmenko E. V., Denisova Yu. L., Boginsky O. Yu., Andreeva V. A., Timchuk Ya. I. (2018) The Prevalence of Dentoalveolar Anomalies and Deformities Among the School Age Population of Vitebsk. *Dentist*. 31 (4), 39–43 (in Russian).
9. Costa Y. M., Porporatti A. L., Stuginski-Barbosa J., Bonjardim L. R., Speciali J. G., Rodrigues Conti P. C. (2015) Headache Attributed to Masticatory Myofascial Pain: Clinical Features and Management Outcomes. *Journal of Oral Facial Pain Headache*. 29 (4), 323–330.
10. Glaros A. G., Williams K., Lausten L. (2005) The Role of Parafunctions, Emotions and Stress in Predicting Facial Pain. *Journal of the American Dental Association*. 136 (4), 451–458.
11. Rubnikovich S. P., Baradina I. N., Denisova Yu. L., Borodin D. M. (2018) Therapeutic Measures Promoting Restorative Processes of the Dental System in Patients with Bruxism. *Stomatology. Aesthetics. Innovations*. 1 (3), 306–316 (in Russian).
12. Rubnikovich S. P., Baradina I. N., Serdyuchenko N. S., Denisova Yu. L., Borodin D. M., Grishchenkov A. S. (2019) *Diagnostics of Diseases of the Temporomandibular Joint*. Minsk, Beloruskaya Nauka Publ. (in Russian).
13. Rubnikovich S. P., Grishchenkov A. S., Denisova Yu. L. (2020) Modern Methods of Orthopedic Treatment in Complex Rehabilitation of Patients with Musculoskeletal Dysfunctions in Combination with Signs of Bruxism. *Dentist*. 37 (2), 55–63 (in Russian).
14. Silin A. V., Satygo E. A., Semeleva E. I., Lila A. M. (2014). Electromyographic Examination of the Masticatory Muscles in Patients with Osteoarthritis of the Temporomandibular Joint. *Dentistry*. 93 (3), 31–34 (in Russian).
15. Rubnikovich S. P., Denisova Yu. L., Kuzmenko E. V., Andreeva V. A., Timchuk Ya. I., Shejda A. V. (2019) Prevalence of Dentoalveolar Anomalies and Deformities Among Children of the Brest Region Sought for Dental Care. *Dentist*. 35 (4), 8–13 (in Russian).
16. Rubnikovich S. P., Baradina I. N., Denisova Yu. L. (2015) Prognosis and Treatment of Patients with Temporomandibular Joint Dysfunction. *Military Medicine*. 34 (1), 47–52 (in Russian).
17. Rubnikovich S. P., Borodin D. M., Denisova Y. L., Baradina I. N. (2018) Features of Diagnostic Measures for Patients with Temporomandibular Joint Dysfunction and Signs of Bruxism. *Kuban Scientific Medical Bulletin*. 25 (5), 77–82 (in Russian).

#### Вклад авторов / Authors' contribution

Авторы внесли равный вклад в написание статьи / The authors contributed equally to the writing of the article.

#### Сведения об авторах

**Рубникович С. П.**, д-р мед. наук, проф., ректор Белорусского государственного медицинского университета (БГМУ)

**Грищенко А. С.**, канд. мед. наук, доц., зав. каф. ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Институт повышения квалификации и переподготовки кадров здравоохранения БГМУ

**Денисова Ю. Л.**, д-р мед. наук, проф., проф. каф. периодонтологии, БГМУ

**Кузьменко Е. В.**, канд. мед. наук, доц., доц. каф. ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Институт повышения квалификации и переподготовки кадров здравоохранения БГМУ

#### Адрес для корреспонденции

220030, Республика Беларусь,  
г. Минск, пер. Казарменный, 3  
Коммунальное унитарное предприятие  
«Клиника эстетической стоматологии»  
Тел.: +375 29 513-12-15  
E-mail: elena-stom@yandex.ru  
Кузьменко Елена Викторовна

#### Information about the authors

**Rubnikovich S. P.**, Dr. of Sci. (Med.), Professor, Rector of the Belarusian State Medical University (BSMU)

**Grishchenkov A. S.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Head of the Department of Prosthodontics and Orthodontics with a Course in Pediatric Dentistry, Institute of Advanced Training and Retraining of Healthcare Personnel of BSMU

**Denisova Y. L.**, Dr. of Sci. (Med.), Professor, Professor at the Department of Periodontology, BSMU

**Kuzmenko E. V.**, Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Prosthodontics and Orthodontics with a Course in Pediatric Dentistry, Institute of Advanced Training and Retraining of Healthcare Personnel of BSMU

#### Address for correspondence

220030, Republic of Belarus,  
Minsk, Kazarmenny Lane, 3  
Municipal Unitary Enterprise  
“Clinic of Aesthetic Dentistry”  
Tel.: +375 29 513-12-15  
E-mail: elena-stom@yandex.ru  
Kuzmenko Elena Viktorovna

