

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-2-142-159>



УДК 621.391.26

## Мультимодальный классификатор риска рака молочной железы на основе анализа импеданса биоматериала

А. В. Серебровский<sup>1</sup>, О. В. Шаталова<sup>1</sup>✉, А. В. Лях<sup>1</sup>,  
И. А. Халин<sup>1</sup>, И. А. Башмакова<sup>1</sup>, З. У. Протасова<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Юго-Западный государственный университет

ул. 50 лет Октября, д. 94, г. Курск 305040, Российская Федерация

✉ e-mail: shatolg@mail.ru

### Резюме

**Цель исследования.** Рак молочной железы является наиболее распространенной злокачественной опухолью среди женщин в Европе, и его раннее выявление играет ведущую роль в снижении уровня смертности. В настоящее время рентгеновская маммография является стандартным методом скрининга для выявления рака молочной железы. Однако из-за морфологического сходства между доброкачественными и злокачественными образованиями многие из положительных скрининговых маммограмм оказываются ложноположительными (до 40%). Поэтому автоматизация и интеллектуализация этого процесса являются актуальной задачей.

**Методы.** В представленных исследованиях рассмотрены проблемы поиска новых, высокочувствительных, оперативных и неинвазивных методов обнаружения злокачественных образований, основанных на использовании современных компьютерных и телекоммуникационных технологий, позволяющих не только идентифицировать ранние проявления патологического очага, но и осуществлять мониторинг процесса эффективности терапии без существенного вреда здоровью пациента.

**Результаты.** Представленная модель многоканального классификатора интегрирует возможности многочастотной биоимпедансометрии и матричного съема информации с поверхности кожи человека посредством многоэлектродных матричных систем. Для этого на основе матрицы электродов осуществляется 3D-картирование поверхности кожи в проблемных областях. За счет многочастотного сканирования получаем трехмерное биоимпедансное изображение, которое анализируется посредством сверточной нейронной сети и/или лицом, принимающим решение. Предложенное решение позволяет одновременно анализировать данные экспертом (биоимпедансное изображение) и сверточной нейронной сетью (обучаемый классификатор), что приводит к снижению ложноположительных результатов.

**Заключение.** Возможности многоканального контроля открывают перспективы построения импедансных многомерных «портретов» злокачественных образований. Для классификации «портретов» (диагностики и доклинической диагностики) привлекаются методы и алгоритмы распознавания и классификации изображений.

**Ключевые слова:** рак молочной железы; биоимпедансная спектроскопия; классификатор; нейронная сеть; алгоритм.

**Конфликт интересов:** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Финансирование:** Исследования выполнены в рамках реализации программы развития ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет» программы стратегического академического лидерства «Приоритет – 2030».

© Серебровский А. В., Шаталова О. В., Лях А. В., Халин И. А., Башмакова И. А., Протасова З. У., 2024

Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024; 14(2): 142–159

**Для цитирования:** Мультимодальный классификатор риска рака молочной железы на основе анализа импеданса биоматериала / А. В. Серебровский, О. В. Шаталова, А. В. Лях, И. А. Халин, И. А. Башмакова, З. У. Протасова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024. Т. 14, № 2. С. 142–159. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-2-142-159>

Поступила в редакцию 17.04.2024

Подписана в печать 15.05.2024

Опубликована 28.06.2024

## Multimodal breast cancer risk classifier based on biomaterial impedance analysis

Andrey V. Serebrovsky<sup>1</sup>, Olga V. Shatalova<sup>1</sup>✉, Anton V. Lyakh<sup>1</sup>,  
Igor A. Khalin<sup>1</sup>, Irina A. Bashmakova<sup>1</sup>, Zeinab U. Protasova<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Southwest State University  
50 Let Oktyabrya Str. 94, Kursk 305040, Russian Federation

✉ e-mail: shatolg@mail.ru

### Abstract

**Purpose of the research.** Breast cancer is the most common malignant tumor among women in Europe and its early detection plays a leading role in reducing mortality rates. Currently, X-ray mammography is the standard screening method for detecting breast cancer. However, due to the morphological similarities between benign and malignant lesions, many of the positive screening mammograms are false positive (up to 40%). Therefore, automation and intellectualization of this process is an urgent task.

**Methods.** The presented studies examine the problems of finding new, highly sensitive, prompt and non-invasive methods for detecting malignant tumors, based on the use of modern computer and telecommunication technologies, which make it possible not only to identify early manifestations of a pathological focus, but also to monitor the process of the effectiveness of therapy without significant harm to the patient's health.

**Results.** The presented model of a multi-channel classifier integrates the capabilities of multi-frequency bioimpedance measurements and matrix acquisition of information from the surface of human skin through multi-electrode matrix systems. To do this, based on a matrix of electrodes, 3D mapping of the skin surface in problem areas is carried out. Through multi-frequency scanning, we obtain a three-dimensional bioimpedance image, which is analyzed by a convolutional neural network and/or by a decision maker. The proposed solution allows simultaneous analysis of data by an expert (bioimpedance image) and a convolutional neural network (trained classifier), which leads to a reduction in false positive results.

**Conclusion.** The possibilities of multichannel monitoring open up prospects for constructing impedance multidimensional "portraits" of malignant tumors. To classify "portraits" (diagnostics and preclinical diagnostics), methods and algorithms for image recognition and classification are used.

**Keywords:** breast cancer; bioimpedance spectroscopy; classifier; neural network; algorithm.

**Conflict of interest:** The Authors declares the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

**Funding:** The research was carried out within the framework of the development program of the Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Southwestern State University" of the strategic academic leadership program "Priority – 2030".

**For citation:** Serebrovsky A.V., Shatalova O.V., Lyakh A.V., Khalin I.A., Bashmakova I.A., Protasova Z.U. Multimodal breast cancer risk classifier based on biomaterial impedance analysis. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Serija: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2024; 14(2): 142–159. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-2-142-159>

Received 17.04.2024

Accepted 15.05.2024

Published 28.06.2024

## Введение

Рак молочной железы (РМЖ) является наиболее распространенной злокачественной опухолью среди женщин. Раннее выявление РМЖ играет ведущую роль в снижении уровня смертности. В настоящее время рентгеновская маммография является стандартным методом скрининга для выявления РМЖ [1]. Однако она имеет ряд ограничений, включая снижение способности выявлять карциному у женщин с плотной тканью молочной железы (МЖ). Кроме того, из-за морфологического сходства между доброкачественными и злокачественными образованиями маммография менее полезна в качестве диагностического метода. Пациенткам с положительными результатами маммографии для окончательной диагностики требуется биопсия. Биопсия поражений МЖ, обнаруженных при маммографическом обследовании, дает отрицательный результат на злокачественность у 80% пациенток [2]. Таким образом, многие из положительных скрининговых маммограмм оказываются ложноположительными. Это означает, что скрининг на основе рентгеновской маммографии имеет довольно низкую специфичность, хотя и высокую чувствительность. При проведении биопсии МЖ пациентки получают как физическую, так и эмоциональную травму. Более совершенный метод диагностики позволил бы сократить число пациенток с доброкачественными поражениями молочной железы, которые

подвергаются ненужной диагностической биопсии, а также уменьшить травмы пациенток и расходы на здравоохранение. Другие методы, такие как ультразвук и магнитно-резонансная томография (МРТ), могут помочь в диагностике рака МЖ. Однако эти методы все еще имеют различные ограничения [3].

В последнее время использование методов биоимпедансного анализа для обнаружения рака МЖ стало новым направлением, поскольку было найдено больше доказательств того, что злокачественные опухоли МЖ имеют значительно отличающийся импеданс от нормальных тканей [4]. Электрический импеданс можно использовать для разделения доброкачественных и злокачественных опухолей и, следовательно, уменьшить количество доброкачественных биопсий [3]. Однако существует ряд проблем, которые ограничивают их клиническое применение, включая выявление РМЖ [5]. Ключевым ограничением биоимпедансным методам диагностики РМЖ является их низкое пространственное разрешение. Основными причинами этого являются неточное моделирование системы, изменяющийся импеданс контакта электрода с кожей, ограниченное количество независимых измерений и низкое соотношение сигнал / шум [6].

Увеличение количества электродов представляется целесообразным решением для улучшения пространственного разрешения. Однако простое увеличение

количества электродов не только увеличит сложность аппаратного и программного обеспечения, но и повысит необходимость решения проблем, связанных с позиционированием и локализацией электродов [7]. В ограниченном пространстве, таком как человеческая грудь, наложение большого количества электродов на МЖ с высокой надежностью и хорошим контактом остается сложной проблемой [8].

Неинвазивные методы визуализации биоимпеданса можно разделить на две основные категории – электроимпедансная томография (ЭИТ) и картирование электрического импеданса (КЭИ) [3]. В ЭИТ большое количество измерений импеданса производится с помощью электродов, расположенных на поверхности тела, а результаты обрабатываются компьютером для получения реконструированных томографических 2D- или 3D-изображений распределения импеданса (проводимости и / или проницаемости) внутри тела. В основе визуализации ЭИТ лежит значительная вариация электрического импеданса между различными типами тканей [7]. В ЭИТ существует как статическая, так и динамическая визуализация. Статическая визуализация предполагает получение изображения распределения абсолютной проводимости или импеданса, а динамическая визуализация восстанавливает изображения изменения проводимости, полученного в результате изменения напряжения на электродах [8]. Успех системы ЭИТ зависит от сбора данных и реконструкции изображения.

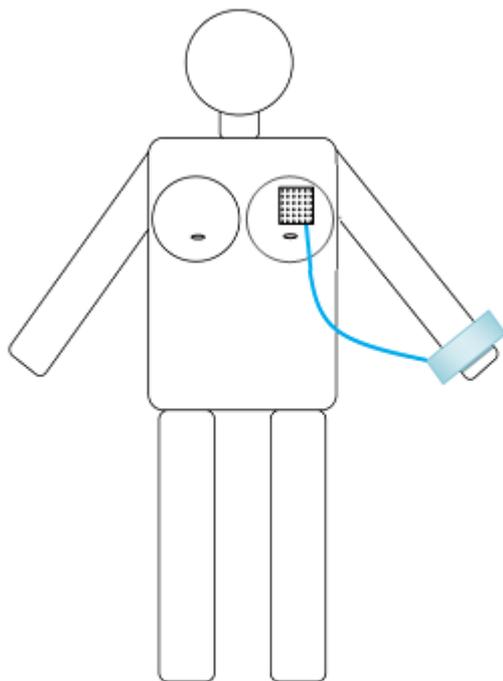
При КЭИ к телу прикладывается переменное напряжение заданной частоты и амплитуды, приложенное между

массивом из нескольких чувствительных электродов, покрывающих поверхность участка тела, подлежащего визуализации, и большим индифферентным электродом, расположенным в другом месте тела. Несколько чувствительных электродов поддерживаются при одинаковом потенциале, в то время как токи через электроды измеряются. Рассчитанные значения местного объемного импеданса под чувствительными электродами затем проецируются на поверхность и отображаются в виде двумерных изображений. Будучи концептуально более простым, чем ЭИТ, КЭИ не требует буквально никакой сложной реконструкции изображения. При этом, используя методы биоимпедансной спектроскопии, можем приблизить информативность КЭИ к ЭИТ, не прибегая к решению некорректно поставленной задачи с соответствующими методами реконструкции [4].

### **Материалы и методы**

За основу метода классификации риска заболеваний МЖ принят мультимодальный подход, основанный на методе биоимпедансной спектроскопии [9]. Согласно этому подходу, необходимо построить несколько моделей классификаторов, которые основаны на различных методах классификации и на различных методах формирования дескрипторов, с последующей агрегацией их решений [10]. В системе поддержки принятия врачебных решений (СППВР) предлагается использовать три информационных канала классификации риска заболеваний МЖ, соответствующие трем используемым методам [11].

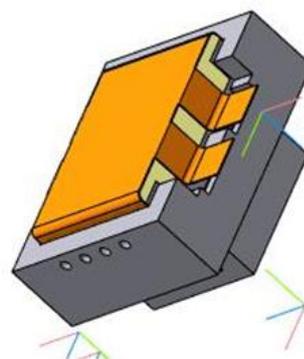
В первом канале строится классификатор на основе локальной спектроскопии биоимпеданса [12]. При этом интегрирование данных по частотам зондирования осуществляется методами, изложенными в [13]. На каждом отведении определяется график Коула. Дескрипторы формируются только по данным, полученным от одной электродной пары матрицы электродов [14]. В этом канале осуществляется многочастотное зондирование биоматериала, и он рассчитан на локальный анализ биоматериала МЖ. Используя классификатор этого канала, можем обнаружить области интереса, изображения которых могут быть получены во втором канале. Схема измерения в первом канале представлена ниже (рис. 1).



**Рис. 1.** Схема измерения биоимпеданса в первом канале

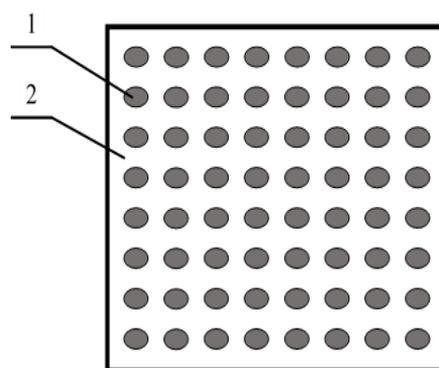
**Fig. 1.** Scheme for measuring bioimpedance in the first channel

Биоимпедансный преобразователь (конструкцию которого иллюстрирует рис. 2) накладывается на области интереса МЖ. При этом в качестве сигнальных электродов используются электроды матрицы электродов (рис. 3), которые непосредственно контактируют с поверхностью кожи МЖ. Электроды получают методом напыления или химического травления на гибкой полиимидной пленке (рис. 3). Индифферентный электрод может быть прикреплен к любой конечности (рис. 1).



**Рис. 2.** Конструкция биоимпедансного преобразователя

**Fig. 2.** Bioimpedance transducer design



**Рис. 3.** Матрица электродов биоимпедансного преобразователя: 1 – электрод; 2 – полиимидная подложка

**Fig. 3.** Matrix of electrodes of the bioimpedance converter: 1 – electrode; 2 – polyimide substrate

Во время измерения между индифферентным электродом и измерительными электродами матрицы электродов на биоимпедансном преобразователе прикладывается переменное напряжение 1...2,5 В. Ток проходит от руки пациента к высокопроводящей грудной мышце, которую можно рассматривать как изопотенциальную плоскость. Таким образом, между грудной мышцей и зондом, прижатым к груди лежащего пациента, создается примерно параллельная электрическая конфигурация. Исходя из этой конфигурации прижатие зонда к груди врачом во время обследования уменьшает расстояние между измерительным зондом и грудной мышцей, что повышает чувствительность для обнаружения искаженного электрического поля, вызванного наличием злокачественной опухоли. В диапазоне частот измерения 50 Гц...20 кГц рассчитываются амплитуда и фаза индуцированного тока на каждом отведении [6]. Сигнал источника также дискретизируется и служит в качестве опорного сигнала [15]. Эти сигналы в сочетании с передаточной функцией системы используются для расчета сопротивлений в каждом отведении, которые используются в качестве дескрипторов в модели машинного обучения [16].

Так как на выходе автономных интеллектуальных агентов (АИА), из которых формируется мультимодальный классификатор, получаем искусственные «дескрипторы» в виде параметров графиков Коула [17], релевантность которых не изучена, то для их агрегации используем сверточную нейронную сеть (СНС), которая рассматривает выходы АИА в качестве «сырых» данных.

Учитывая, что на входе СНС должно быть одно или несколько изображений, то из выходов АИА формируются малокадровые растровые изображения, каждый пиксель которых отражает данные, полученные с одного отведения, а число изображений определяется числом частот тока зондирования [7].

Таким образом, СНС формирует второй канал, который осуществляет глобальный анализ биоматериала МЖ, т. е. анализируется одновременно вся информация, поступающая с матрицы электродов. В нем для решения проблемы повышения диагностической чувствительности маммографических исследований используются СНС в малокадровом режиме [5]. Для этого на основе матрицы электродов осуществляется 3D-картирование поверхности кожи в проблемных областях. За счет многочастотного сканирования получаем трехмерное биоимпедансное изображение, которое анализируется посредством СНС [18]. Предложенное решение позволяет одновременно анализировать данные экспертом (биоимпедансное изображение) и СНС (обучаемый классификатор), что должно привести к снижению ложноположительных результатов [19].

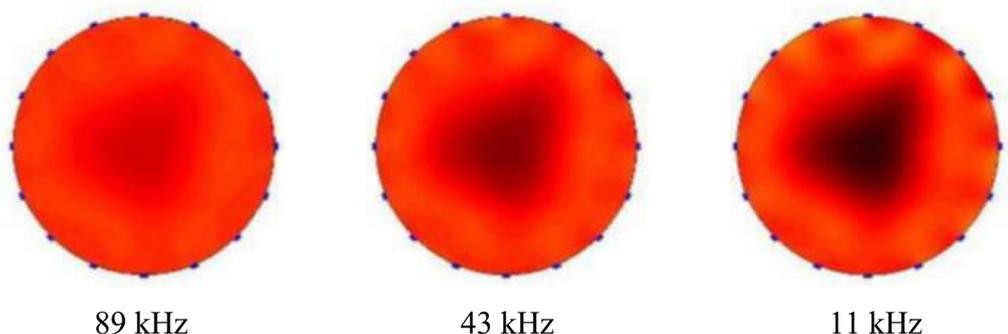
На входе СНС формируются малокадровые изображения, размер кадра которых определяется размером матрицы электродов [20]. В то же время число таких изображений на входе определяется числом зондирующих частот, используемых для диагностики функционального состояния биоматериала. Так как на выходе СНС ставится полносвязная нейронная сеть, то ее выход должен ответить на вопрос: есть ли онкология и

нужна ли биопсия? Так как первый канал в принципе отвечает на тот же самый вопрос, то их решения можно объединить с помощью агрегатора или использовать показания первого канала в качестве навигатора матрицы электродов во втором канале [5].

Третий канал является экспертным каналом. Он синтезирует биоимпедансное изображение МЖ, которое, в свою очередь, является многоканальным за счет использования множества частот тока зондирования биоматериала. Для его реализации используется устройство визуализации для выявления РМЖ, которое включает индифферентный электрод, удерживаемый в руке пациента (рис. 1). Индифферентный электрод представляет собой металлический цилиндр (диаметр 3...4 см, длина 12 см), а биоимпедансный преобразователь содержит плоский массив прямоугольных электродов размерностью 16×16, разделенных прямоугольными решетками. Каждый электрод имеет площадь 3×3 мм. Межцентровое

расстояние между электродами составляет 4 мм, оставляя 1 мм пространства между соседними электродами (рис. 3). Защитное кольцо в виде металлической полосы шириной 7 мм окружает зону зондирования для предотвращения электрических краевых эффектов. В качестве среды между чувствительной зоной и поверхностью груди используется проводящий гель.

Хотя на выходе имеем массив отсчетов размерности, определяемой количеством электродов в матрице электродов, агрегирование изображений осуществляет лицо, принимающее решение (ЛПР), на основе импедансных изображений. Изображения, связанные с биоимпедансом, отображаются на мониторе в виде полутонового изображения. На рисунке 4 представлены в качестве примера три биоимпедансных 2D-изображения, полученные на фантоме МЖ на трех частотах при использовании 16 отведений.



**Рис. 4.** Примеры биоимпедансных изображений, полученных на трех частотах посредством 16-элементной матрицы на фантоме молочной железы

**Fig. 4.** Examples of bioimpedance images obtained at three frequencies using a 16-element array on a breast phantom

Таким образом, предложена достаточно сложная интеллектуальная биотехническая система, в которой ЛПР,

получая соответствующую информацию от первых двух каналов, может оценить ее нечеткость и на основе этой

информации и визуальной биоимпедансной картины управлять положением матрицы электродов таким образом, чтобы повысить достоверность информации по другим каналам в ту или иную сторону. Предложенное решение позволяет одновременно анализировать данные экспертом (биоимпедансное изображение) и СНС (обучаемый классификатор), что должно привести к снижению ложноположительных результатов.

За основу метода спектроскопии биоимпеданса взят метод, в котором для классификации сегмента биообъекта строится его модель в виде пассивного двухполюсника, накладываются электроды на выделенный сегмент биоматериала и осуществляется многочастотное зондирование на стольких частотах, сколько требуется для определения параметров модели пассивного двухполюсника. Классификация биообъекта осуществляется по дескрипторам, полученным по параметрам моделей двухполюсников [15].

Метод классификации функционального состояния биообъектов осуществляется на основе представления импеданса биоматериала в виде модели Войта. Процесс классификации биоматериала начинается с построения графиков Коула для всех отведений. Реальная и мнимая составляющие биоимпеданса на каждой частоте тока зондирования рассчитываются как проекции вектора комплексного биоимпеданса на соответствующие оси [16].

В предлагаемом методе измерения биоимпеданса электродная пара (или отведение) образуется путем коммутации электродов матрицы из  $N$  электродов к генератору зондирующего тока и включению биоматериала МЖ в цепь между этим электродом и индифферентным электродом. Каждое отведение соответствует определенному геометрическому направлению электрического поля в биоматериале. Для каждого отведения строится модель импеданса сегмента биоматериала, включенного в это отведение. В качестве модели сегмента биоматериала используется рекурсивная модель Войта [15].

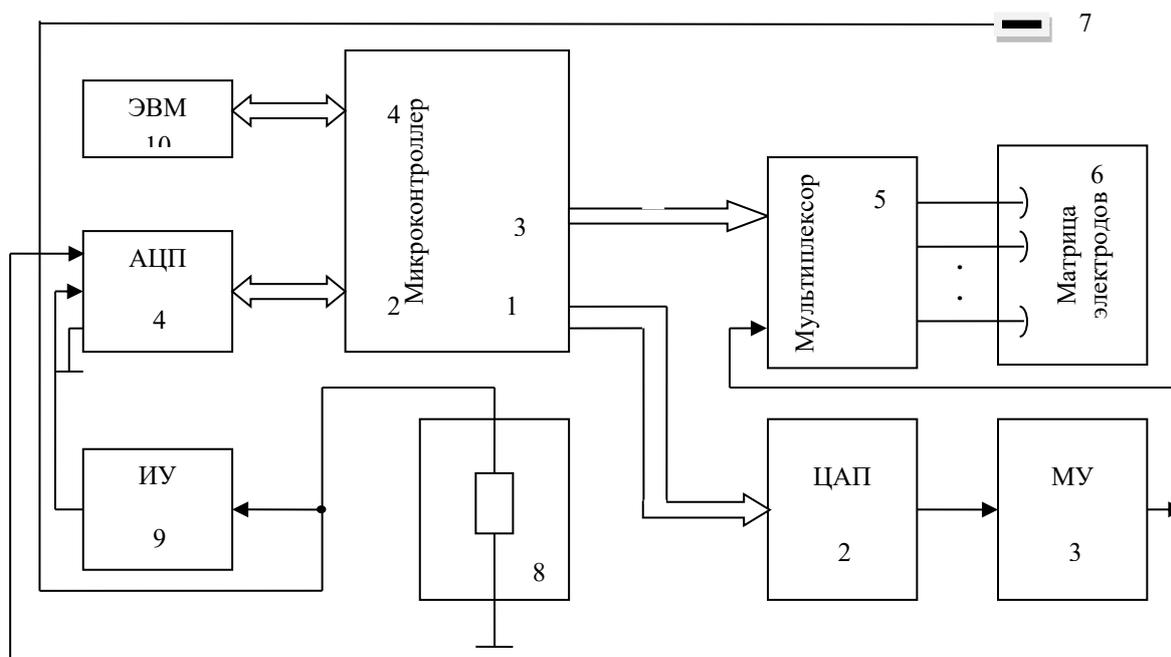
#### **Устройство для сбора «сырых» данных для мультимодального классификатора риска рака молочной железы**

Использование биоимпедансной 3D-спектроскопии может не только улучшить локализацию опухоли для облегчения биопсии, но и помочь отсеять ложноположительные результаты, вызванные артефактами, такими как повреждение кожи, кости и т. д. Однако для этого необходима система биоимпедансного анализа с достаточно высоким пространственным разрешением и высокой воспроизводимостью. Для достижения этого необходимо увеличение числа независимых измерений и использование надежных средств контакта электродов с кожей, а также реализация различных схем сбора данных и разработка новых алгоритмов реконструкции. Применение многочастотного подхода позволит

повысить точность обнаружения рака молочной железы [6].

Для получения «сырых» данных использовано устройство для биоимпедансных исследований (рис. 5). Процесс классификации биообъекта начинается с формирования отведения посредством выбора электрода матрицы электродов 6 мультимплексором 5. Для всех отведений матрицы электродов 6 вычисляются графики Коула. С этой целью реальная и мнимая составляющие биоимпеданса на токовом резисторе 8 рассчитываются в микроконтроллере 1 как проекции

вектора комплексного биоимпеданса на соответствующие оси опорных квадратурных напряжений. Токовый резистор 8 подключается одним выводом к индифферентному электроду 7, а другим – к общему проводу и является элементом, предназначенным для преобразования ток-напряжение. Его величина подобрана таким образом, чтобы на нем падало как можно меньшее напряжение. Масштабирующий усилитель (МУ) 3 служит для согласования выхода ЦАП с биоматериалом.



**Рис. 5.** Структурная схема устройства биоимпедансного анализа, предназначенного для получения «сырых» данных [16]

**Fig. 5.** Block diagram of a bioimpedance analysis device designed to obtain "raw" data [16]

После получения графиков Коула для всех направлений зондирования осуществляется построение моделей Войта для каждого из этих направлений. Модель состоит из последовательно соединенных RC-звеньев, каждое из которых

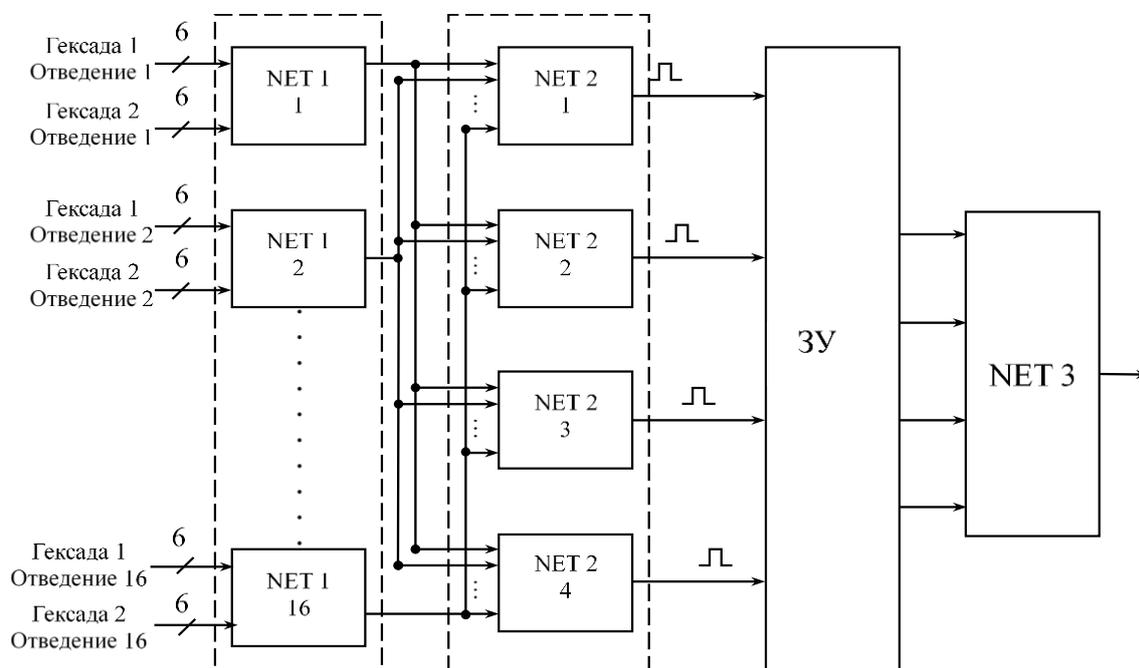
моделирует конечную проводимость с соответствующей постоянной времени [16].

После получения сырых данных в СППВР они обрабатываются в трех каналах классификации медицинского

риска. В первом канале строится классификатор локальной спектроскопии биоимпеданса. Это значит, что решение принимается только по данным, полученным от одной электродной пары матрицы электродов – от одного отведения. Deskрипторы в этом канале вычисляются на основе результатов многочастотного зондирования, предусматривающего локальный анализ биоматериала МЖ. Используя классификатор этого канала, можем обнаружить области интереса. На рисунке 6 представлена структурная схема классификатора. Классификация биообъекта осуществляется по дескрипторам, полученным по графикам Коула моделей импеданса биоматериала в соответствующих отведениях [15].

Классификатор первого канала мультимодального классификатора

имеет трехуровневую иерархическую структуру. На первом уровне имеем 16 слабых классификаторов, соответствующих отведениям, полученным в одном из четырех сегментов матрицы электродов, размером  $4 \times 4$ . Каждый сегмент электродной матрицы (всего их четыре) определяет топологию тока в биоматериале МЖ, поэтому на втором иерархическом уровне имеем четыре слабых классификатора, которые объединяют решения классификаторов первого уровня, работающих с дескрипторами, полученными на одном и том же сегменте. В каждом отведении определяются по шесть дескрипторов для мнимой и действительных частей графика Коула [8].



**Рис. 6.** Структурная схема классификатора в первом канале мультимодального классификатора для одного отведения

**Fig. 6.** Block diagram of the classifier in the first channel of the multimodal classifier for one lead

Каждый классификатор первого канала настраивается автономно по соответствующему набору данных. Агрегатор NET 3 построен на основе полносвязной нейронной сети. Для его обучения используются результаты классификации данных, поступающих с выходов классификаторов второго уровня (NET 2) [6]. Учитывая, что отведения формируются последовательно во времени, решения классификаторов второго уровня хранятся в запоминающем устройстве (ЗУ).

### Результаты и их обсуждение

Для экспериментального исследования эффективности предлагаемого способа было осуществлено сравнение показателей качества предлагаемой структуры классификатора и результатов ультразвуковой маммографии. Были проанализированы результаты обследований 62 пациенток с установленным диагнозом РМЖ (TNM). У всех пациенток было взято информированное добровольное согласие на участие в экспериментальных исследованиях, а также посредством УЗИ МЖ были определены размеры опухоли и расстояния от ее верхнего края до кожи. Диагноз РМЖ был подтвержден посредством гистологических исследований.

При измерении глубины расположения опухоли минимизировалось давление УЗИ-датчика на поверхность кожи МЖ с целью адекватного измерения показателя. Средняя глубина расположения опухоли составила 1,2 см, IQR

(0,7...1,6 см). Средний размер опухоли составил 2 см, IQR (1,6...2,7 см).

Диагностическая чувствительность предлагаемого способа составила 0,60. Диагностическая специфичность – 0,70. Это несколько ниже показателей УЗИ по чувствительности и несколько выше по специфичности, получаемых на опухолях, сопоставимых по размеру и по глубине. При этом показатели качества диагностики предлагаемого способа практически не зависели от IQR в исследуемой экспериментальной группе.

Показатели качества диагностики цифровой рентгеновской маммографии составляют по диагностической чувствительности 0,89 и по диагностической специфичности 0,71. Это выше показателей УЗИ и биоимпедансного анализа. Однако при размере поражения МЖ менее 10 мм в диаметре диагностическая чувствительность при высокой плотности МЖ падает до 40%, а при низкой плотности МЖ – до 70%.

Таким образом, представленный способ позволяет определить риск онкологического заболевания по результатам спектроскопии биоимпеданса в области дислокации матрицы электродов и учитывает анизотропию биоимпеданса, которая является одним из релевантных признаков онкологического заболевания [21]. Способ также дает возможность контролировать реакции организма на лечебно-оздоровительные процедуры, следовательно, позволяет осуществлять управление планом лечения [22].

## Выводы

Таким образом, создана принципиально новая модель интеллектуальной поддержки принятия врачебных решений, интегрирующая возможности спектроскопии биоимпеданса, СНС и экспертного оценивания. Следует отметить, что современные данные, подтверждающие возможность разделения доброкачественных и злокачественных опухолей

МЖ с помощью методов биоимпедансометрии, весьма ограничены. Необходимы дальнейшие исследования этого вопроса, чтобы в полной мере использовать методы, основанные на биоимпедансном анализе, для выявления рака МЖ, особенно для дифференциальной диагностики рака МЖ. Если это удастся, можно ожидать сокращения числа доброкачественных биопсий.

## Список литературы

1. Алиева Г. С., Корженкова Г. П., Колядина И. В. Анализ ключевых рентгенологических характеристик раннего инвазивного рака молочной железы стадий T<sub>1a</sub>-bN<sub>0</sub>M<sub>0</sub> и DCIS // Онкологический журнал: лучевая диагностика, лучевая терапия. 2021. Т. 4, № 1. С. 9–19. <https://doi.org/10.37174/2587-7593-2021-4-1-9-19>
2. Объективизация топографо-анатомических показателей злокачественной опухоли молочной железы при ультразвуковом исследовании / А. Р. Хамитов, А. Х. Исмагилов, Н. А. Савельева, И. А. Киясов // Поволжский онкологический вестник. 2017. Т. 1, № 28. С. 59–64.
3. Zou Y., Guo Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection // Medical Engineering & Physics. 2003. Vol. 25, N 2. P. 79–90. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(02\)00194-7](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(02)00194-7)
4. Пат. 2504328 Российская Федерация. Устройство для контроля анизотропии электрической проводимости биотканей / Томакова Р. А., Филист С. А., Кузьмин А. А., Кузьмина М. Н., Алексенко В. А., Волков И. И. № 2012128471/14; заявл. 06.07.12; опубл. 20.01.14.
5. Шаталова О. В. Интеллектуальные системы мониторинга медицинских рисков с учетом биоимпедансных исследований: монография / Юго-Западный государственный университет. Курск, 2020. 356 с.
6. Технологии биоимпедансной спектроскопии в системах поддержки принятия решений при диагностике социально значимых заболеваний / О. В. Шаталова, Н. С. Стадниченко, М. А. Ефремов, И. А. Башмакова, А. В. Лях, А. В. Серебровский // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023. Т. 13, № 4. С. 148–174. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-4-148-174>

7. Биомедицинская спектроскопия в классификаторах функционального состояния органов и систем человека, построенных на основе гибридных технологий искусственного интеллекта / О. В. Шаталова, А. В. Серебровский, Н. С. Стадниченко, А. Ю. Новоселов, А. В. Лях // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2023. Т. 22, № 2. С. 100-113. <https://doi.org/10.36622/VSTU.2023.22.2.015>
8. Модели импеданса биоматериала для формирования дескрипторов в интеллектуальных системах диагностики инфекционных заболеваний / А. В. Мирошников, Н. С. Стадниченко, О. В. Шаталова, С. А. Филист // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2020. Т. 8, № 4. С. 1–14. <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2020.31.4.018>
9. Филист С. А., Кассим К. Д. А., Рущкой Р. В. Гибридные решающие системы для прогнозирования послеоперационных осложнений у больных с доброкачественной гиперплазией предстательной железы // Известия Юго-Западного государственного университета. 2013. № 5 (50). С. 40–49.
10. Гибридные интеллектуальные модели для сегментации изображений рентгенограмм грудной клетки / С. А. Филист, Р. А. Томакова, С. В. Дегтярев, А. Ф. Рыбочкин // Медицинская техника. 2017. № 5 (305). С. 41–45.
11. Филист С. А., Томакова Р. А., Насер А. А. Нечеткие нейросетевые технологии для выделения сегментов с патологическими образованиями и морфологическими структурами на медицинских изображениях // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 4. С. 43–50.
12. Филист С. А., Емельянов С. Г., Рыбочкин А. Ф. Нейросетевой решающий модуль для исследования живых систем // Известия Курского государственного технического университета. 2008. № 2 (23). С. 77–82.
13. Жилин В. В., Филист С. А., Аль-Муаалеми В. А. Гибридный способ классификации биосигналов на основе технологий нечеткой логики принятия решений и нейронных сетей // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 5. С. 77–82.
14. A method for creating fuzzy neural-network models using the MATLAB package for biomedical applications / V. V. Zhilin, S. A. Filist, Kh. A. Rakhim, O. V. Shatalova // Biomedical Engineering. 2008. N 42 (2). P. 64–66. <https://doi.org/10.1007/s10527-008-9019-y>
15. Алгоритм оптимизации модели Войта в классификаторах функционального состояния живых систем / А. В. Мирошников, О. В. Шаталова, М. А. Ефремов, Н. С. Стадниченко, А. Ю. Новоселов, А. В. Павленко // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2022. Т. 12, № 2. С. 59–75. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2022-12-2-59-75>

16. Классификации биологических объектов на основе многомерного биоимпедансного анализа / А. В. Мирошников, О. В. Шаталова, Н. С. Стадниченко, Л. В. Шульга // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2020. Т. 10, № 3/4. С. 29–49.
17. Филист С. А., Шаталова О. В., Богданов А. С. Модели биоимпеданса при нелинейной вольтамперной характеристике и обратимом пробое диэлектрической составляющей биоматериала // Бюллетень сибирской медицины. 2014. Т. 13, № 4. С. 129–135.
18. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / А. Г. Курочкин, В. В. Жилин, С. А. Суржикова, С. А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 3 (31). С. 85–95.
19. Курочкин А. Г., Протасова В. В., Филист С. А., Шуткин А. Н. Нейросетевые модели для метаанализа медико-экологических данных // Нейрокомпьютеры. Разработка, применение. 2015. № 6. С. 42–48.
20. Филист С. А., Шаталова О. В., Ефремов М. А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. 2014. № 6. С. 35–39.
21. Распределенные автономные интеллектуальные агенты для мониторинга и мета-анализа эффективности управления живыми системами / Т. В. Петрова, А. А. Кузьмин, Д. Ю. Савинов, В. В. Серебровский // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2017. № 40 (4). С. 61–73.
22. Структурно-функциональная модель для мониторинга влияния управляющих воздействий на функциональное состояние самоорганизующихся систем / П. С. Кудрявцев, А. Н. Шуткин, В. В. Протасова, С. А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 2 (30). С. 105–118.

## References

1. Alieva G.S., Korzhenkova G.P., Kolyadina I.V. Analysis of Key Radiographic Characteristics of Early Invasive Breast Cancer, Stages T<sub>1a</sub>-bN<sub>0</sub>M<sub>0</sub> and DCIS. *Onkologicheskii zhurnal: lucheвая diagnostika, lucheвая terapiya = Journal of Oncology: Diagnostic Radiology and Radiotherapy*. 2021;4(1):9–19. (In Russ.) <https://doi.org/10.37174/2587-7593-2021-4-1-9-19>
2. Khamitov A.R., Ismagilov A.K., Savelyeva N.A., Kiyasov I.A. Objectification of topographic-anatomical indicators of breast cancer with ultrasound examination. *Povolzhskii Onkologicheskii Vestnik = Oncology Bulletin of the Volga Region*. 2017;1(28):59–64 (In Russ.)

3. Zou Y., Guo Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection. *Medical Engineering & Physics*. 2003;25(2):79–90. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(02\)00194-7](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(02)00194-7)
4. Tomakova R.A., Filist S.A., Kuz'min A.A., Kuz'mina M.N., Aleksenko V.A., Volkov I.I. Device for controlling the anisotropy of electrical conductivity of biotissues. Russian Federation Patent, 2504328, 20 January, 2014. (In Russ.)
5. Shatalova O.V. Intelligent systems for monitoring medical risks taking into account bioimpedance studies. Kursk: Yugo-Zapadnyi gosudarstvennyi universitet; 2020. 356 p. (In Russ.)
6. Shatalova O.V., Stadnichenko N.S., Efremov M.A., Bashmakova I.A., Lyakh A.V., Serebrovsky A.V. Technologies of Bioimpedance Spectroscopy in Decision Support Systems for the Diagnosis of Socially Significant Diseases. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2023;13(4):148–174. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-4-148-174>
7. Shatalova O.V., Serebrovsky A.V., Stadnichenko N.S., Novoselov A.Y., Lyakh A.V. Bioimpedance spectroscopy in classifiers of the functional state of human organs and systems based on hybrid artificial intelligence technologies. *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh = System Analysis and Management in Biomedical Systems*. 2023;22(2):100–113. (In Russ.) <https://doi.org/10.36622/VSTU.2023.22.2.015>
8. Miroshnikov A.V., Stadnichenko N.S., Shatalova O.V., Filist S.A. Biomaterial impedance models for the formation of descriptors in intelligent systems for the diagnosis of infectious diseases. *Modelirovaniye, optimizatsiya i informatsionnyye tekhnologii = Modeling, Optimization and Information Technologies*. 2020;8(4):1–14. (In Russ.) <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2020.31.4.018>
9. Filist S.A., Kassim K.D.A., Rutskoï R.V. Hybrid decisive systems for forecasting of postoperative sequelae at patients with benign gyperplazia of the prostate gland. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2013;(5):40–49. (In Russ.)
10. Filist S.A., Tomakova R.A., Degtyarev S.V., Rybochkin A.F. Hybrid intelligent models for chest X-ray image segmentation. *Meditsinskaya tekhnika = Medical Equipment*. 2017;(5):41–45. (In Russ.)
11. Filist S.A., Tomakova R.A., Naser A.A. Indistinct neural-net technologies for separation of segments with pathologic formations and morphological structures in medical images. *Biomeditsinskaya radioelektronika = Journal Biomedical Radioelectronics*. 2012;(4):43–50. (In Russ.)

12. Filist S.A., Emel'yanov S.G., Rybochkin A.F. Neural network solver for the study of living systems. *Izvestiya Kurskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Proceedings of Kursk State Technical University*. 2008;(2):77–82. (In Russ.)
13. Zhilin V.V., Filist S.A., Al'-Muaalemi V.A. A hybrid method for classifying bi-signals based on fuzzy decision logic technologies and neural networks. *Biomeditsinskaya radioelektronika = Journal Biomedical Radioelectronics*. 2009;(5):77–82. (In Russ.)
14. Zhilin V.V., Filist S.A., Rakhim K.A., Shatalova O.V. A method for creating fuzzy neural-network models using the MATLAB package for biomedical applications. *Biomedical Engineering*. 2008;(42):64–66. <https://doi.org/10.1007/s10527-008-9019-y>
15. Miroshnikov A.V., Shatalova O.V., Efremov M.A., Stadnichenko N.S., Novoselov A.Y., Pavlenko A.V. Method for Classification of the Functional State of Living Systems Based on Recurrent Voigt Models. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2022;12(2):59–75. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2022-12-2-59-75>
16. Miroshnikov A.V., Shatalova O.V., Stadnichenko N.S., Shulga L.V. Classification of biological objects based on multidimensional bioimpedance analysis. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2020;10(3/4):29–49. (In Russ.)
17. Filist S.A., Shatalova O.V., Bogdanov A.S. Bioimpedance models at the nonlinear volt-ampere characteristic and Reversible breakdown of the dielectric component of the bio-material. *Byulleten' sibirskoi meditsiny = Bulletin of Siberian Medicine*. 2014;3(4):129–135. (In Russ.)
18. Kurochkin A.G., Zhilin V.V., Surzhikova S.A., Filist S.A. Use of hybrid neural network models for multi-agent systems of classification in heterogeneous space of informative signs. *Prikaspiiskii zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii = Caspian Journal: Management and High Technology*. 2015;(3):85–95. (In Russ.)
19. Kurochkin A.G., Protasova V.V., Filist S.A., Shutkin A.N. Neurosetevye modeli dlya meta-analiza mediko-ekologicheskikh dannykh [Neural network model for meta-analysis of medical and ecological data]. *Neirokomp'yutery. Razrabotka, primeneniye = Journal Neurocomputers*, 2015, no. 6, pp. 42–48. (In Russ.)
20. Filist S.A., Shatalova O.V., Efremov M.A. Hybrid neural network with macro layers for medical applications. *Neirokomp'yutery. Razrabotka i primeneniye = Journal Neurocomputers*. 2014;(6):35–39. (In Russ.)

21. Petrova T.V., Kuz'min A.A., Savinov D.Y, Serebrovskiy V.V. Distributed autonomous intellectual agents for monitoring and metaanalysis of living systems management effectiveness. *Prikaspiiskii zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii = Caspian Journal: Management and High Technology*. 2017;(40):61–73. (In Russ.)

22. Kudryavtsev P.S., Shutkin A.N., Protasova V.V., Filist S.A. Structural functional model for monitoring the influence of control actions on self-organizing systems state. *Prikaspiiskii zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii = Caspian Journal: Management and High Technology*. 2015;(2):105–118. (In Russ.)

### Информация об авторах / Information about the Authors

**Серебровский Андрей Вадимович**, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

**Шаталова Ольга Владимировна**, доктор технических наук, доцент, профессор кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: shatolg@mail.ru, Researcher ID: C-3687-2015, ORCID: 0000-0002-0901-9272

**Лях Антон Викторович**, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru, ORCID: 0009-0008-6217-2840

**Халин Игорь Алексеевич**, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: russianrocket1996@yandex.ru, ORCID: 0009-0004-1205-2139

**Andrey V. Serebrovsky**, Post-Graduate Student of the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

**Olga V. Shatalova**, Doctor of Sciences (Engineering), Associate Professor, Professor of the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: shatolg@mail.ru, Researcher ID: C-3687-2015, ORCID: 0000-0002-0901-9272

**Anton V. Lyakh**, Post-Graduate Student of the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru, ORCID: 0009-0008-6217-2840

**Igor A. Khalin**, Post-Graduate Student of the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: russianrocket1996@yandex.ru, ORCID: 0009-0004-1205-2139

**Башмакова Ирина Алексеевна**, кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры электроснабжения, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: Irina92\_2010@mail.ru, ORCID: 0009-0001-1402-7349

**Irina A. Bashmakova**, Candidate of Sciences (Engineering), Senior Lecturer of the Department of Electricity Supply, Southwest State University, Kursk, Russia Federation, e-mail: Irina92\_2010@mail.ru, ORCID: 0009-0001-1402-7349

**Протасова Зейнаб Усама**, кандидат технических наук, преподаватель кафедры программной инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: zeinab.zeidan@yandex.ru, Researcher ID: HNP-2721-2023, ORCID: 0009-0001-8716-8329

**Zeinab U. Protasova**, Candidate of Sciences (Engineering), Lecturer of the Department of Software Engineering, Southwest State University, Kursk, Russia Federation, e-mail: zeinab.zeidan@yandex.ru, Researcher ID: HNP-2721-2023, ORCID: 0009-0001-8716-8329