

Оригинальная статья / Original article

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-4-211-234>

УДК 621.391.26

Модели биоимпедансного картирования на основе эквивалентных многополюсников в системах интеллектуальной поддержки заболеваний легких

А. В. Лях¹, С. А. Филист¹, О. В. Шаталова¹✉, И. А. Башмакова¹, Л. В. Шульга¹

¹ Юго-Западный государственный университет
ул. 50 лет Октября, д. 94, г. Курск 305040, Российская Федерация

✉ e-mail: Shatolg@mail.ru

Abstract

Цель исследования. Отечественные и зарубежные исследования доказали, что электрический импеданс биоткани может быть использован в качестве предиктора заболеваний грудной клетки. Однако этот метод нуждается в совершенствовании, так как имеет ограничения в разрешающей способности, а также в несовершенстве моделей биоимпеданса, необходимых для формирования дескрипторов для систем машинного обучения.

Методы. В представленном исследовании предложена гибридная модель интеллектуальной системы биоимпедансных исследований, которая использует как модель машинного обучения, так и интеллект специалиста, который анализирует изображение анатомического объекта, полученное по результатам электроимпедансного картирования. Для получения изображения используется многополюсная модель импеданса биоматериала. Для построения такой модели были решены прямая и обратная задачи. В результате решения прямой задачи были получены уравнения, позволяющие определить потенциалы в узлах многополюсника при известном импедансе в его звеньях. В результате решения обратной задачи были определены импедансы звеньев многополюсника при известных потенциалах в его полюсах.

Результаты. В ходе исследования была разработана программа для построения тепловых карт распределения импеданса грудной клетки. Она объединяет в себе удобный графический интерфейс, модули математической обработки данных и наглядную визуализацию результатов. Программа позволяет медицинским специалистам быстро получить представление о распределении импеданса, что может быть полезно для диагностики и оценки текущего состояния пациента. Гибкость выбора метода интерполяции и возможность сохранения результатов делают программу ценным инструментом в медицинской практике.

Заключение. Предложено комплексное решение, объединяющее передовые методы математической обработки данных и современные подходы к созданию пользовательских интерфейсов, что дает медицинским специалистам мощный инструмент для анализа данных об импедансе грудной клетки.

Ключевые слова: заболевания легких; биоимпедансные исследования; модель биоимпеданса в виде пассивного многополюсника; электродный пояс; электроимпедансное картирование.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов, связанных с публикацией данной статьи.

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

© Лях А. В., Филист С. А., Шаталова О. В., Башмакова И. А., Шульга Л. В., 2025

Для цитирования: Модели биоимпедансного картирования на основе эквивалентных многополюсников в системах интеллектуальной поддержки заболеваний легких / А. В. Лях, С. А. Филист, О. В. Шаталова, И. А. Башмакова, Л. В. Шульга // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2025. Т. 15, № 4. С. 211–234. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-4-211-234>

Поступила в редакцию 10.10.2025

Подписана в печать 08.11.2025

Опубликована 26.12.2025

Bioimpedance mapping models based on equivalent multipole networks in intelligent lung disease support systems

Anton V. Lyakh¹, Sergey A. Filist¹, Olga V. Shatalova¹ ,
Irina A. Bashmakova¹, Leonid V. Shulga

¹ Southwest State University
50 Let Oktyabrya Str. 94, Kursk 305040, Russian Federation

 e-mail: Shatolg@mail.ru

Резюме

Purpose of research. Domestic and foreign studies have proven that the electrical impedance of biotissue can be used as a predictor of chest diseases. However, this method needs to be improved, since it has limitations in resolution, as well as in the imperfection of bioimpedance models required to form input vectors for machine learning systems.

Methods. The presented study proposes a hybrid model of an intelligent bioimpedance research system that uses both a machine learning model and the intelligence of a specialist who analyzes the image of an anatomical object obtained from the results of electrical impedance mapping. To obtain an image, a multi-pole model of biomaterial impedance is used. To construct such a model, direct and inverse problems were solved. As a result of solving the inverse problem, equations were obtained that allow one to determine the potentials at the nodes of a multi-pole with a known impedance in its links. As a result of solving the inverse problem, the impedances of the multipole links were determined with known potentials at its poles.

Results. During the study, a program was developed for constructing heat maps of the chest impedance distribution. The program is a powerful tool for visualizing the impedance distribution over the chest. It combines a convenient graphical interface, modules for mathematical data processing and clear visualization of results. The program allows medical professionals to quickly get an idea of the impedance distribution, which can be useful for diagnostics and assessing the current condition of the patient. The flexibility of choosing the interpolation method and the ability to save the results make the program a valuable tool in medical practice.

Conclusion. A comprehensive solution is proposed that combines advanced mathematical data processing methods and modern approaches to creating user interfaces, which provides medical specialists with a powerful tool for analyzing chest impedance data.

Keywords: lung diseases; bioimpedance studies; passive multipole bioimpedance model; electrode belt; electrical impedance mapping.

Conflict of interest: The authors declares no conflict of interest related to the publication of this article.

Funding: The research was carried out as part of the implementation of the Southwestern State University development program of the strategic academic leadership program "Priority 2030".

For citation: Lyakh A.V., Filist S.A., Shatalova O.V., Bashmakova I.A., Shulga L.V. Bioimpedance mapping models based on equivalent multipole networks in intelligent lung disease support systems. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo*

Received 10.10.2025

Accepted 08.11.2025

Published 26.12.2025

Введение

Дифференциальная диагностика поражений легких, особенно в период эпидемического распространения респираторных инфекций, является весьма сложной задачей. При поступлении пациента в инфекционный госпиталь часто отсутствует анамнез и рентгенологи, и клиницисты делают так называемые систематические ошибки «доступности». Эти ошибки в медицине связаны с тенденцией оценивать диагнозы вслепую, в зависимости от эпидемиологической ситуации и недавно обследованных пациентов [1].

В последнее время использование методов биоимпедансного анализа для диагностики заболеваний легких стало новым направлением исследований [2]. Рассмотрение работы [3] свидетельствует о том, что было найдено больше доказательств того, что патологические образования имеют значительно отлича-

ющийся импеданс от нормальных тканей. В связи с этим получили широкое распространения методы биоимпедансной визуализации, в частности метод электроимпедансного картирования (ЭИК) [4].

ЭИК – это метод визуализации, при котором пациент или объект исследуется с помощью безопасных электрических токов. Ток подается через электроды, расположенные на поверхности мишени, и данные состоят из напряжений, измеренных на электродах, которые являются результатом линейно независимого набора схем подачи тока. При этом данные получают путем измерения напряжений, возникающих на электродах на поверхности тела, вследствие инжекции через электродную пару постоянного или переменного тока. На рисунке 1 показано, как с помощью системы ACE 1 EIT [4] в Университете штата Колорадо снимается изображение здорового человека-добровольца.

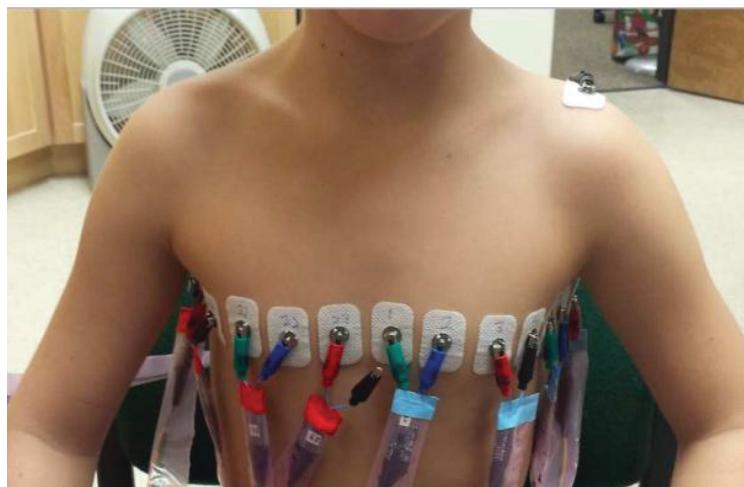


Рис. 1. Здоровый человек с 23 электродами по окружности грудной клетки [4]

Fig. 1. A healthy person with 23 electrodes around the chest [4]

Материалы и методы

Для N электродов используются $N - 1$ линейно независимых диаграмм направленности тока, которые составляют один кадр в наборе данных. Задача ЭИК моделируется уравнением проводимости Дирихле – Неймана [4]:

$$\nabla(\gamma(x, y) \cdot \nabla u(x, y)) = 0, \quad (x, y) \in \Omega, \quad (1)$$

где Ω обозначает двумерную односвязную область; u – электрический потенциал, а $\gamma = \sigma + i\omega\epsilon$ – комплекснозначная проводимость области, где σ – проводимость среды; ϵ – диэлектрическая проницаемость, а ω – времененная угловая частота приложенного к электродной паре напряжения.

Полагаем, что γ является действительным, а неизвестным параметром является проводимость. Подача известного напряжения f на границу области соответствует граничному условию Дирихле:

$$u(x, y) = f(x, y), \quad (x, y) \in \partial\Omega, \quad (2)$$

где $\partial\Omega$ – граница области.

Измерение результирующего распределения плотности тока j на границе соответствует знанию граничного условия Неймана:

$$\gamma(x, y) \frac{\partial u}{\partial v}(x, y) = j(x, y), \quad (x, y) \in \partial\Omega, \quad (3)$$

где v – внешняя нормаль к границе.

При отображении заданного распределения напряжения на границе используется распределение плотности тока. Это отображение называется отображением Дирихле – Неймана, или зависимости напряжения от плотности тока, и обозна-

чается как Λ_γ . Слабая формы отображения Дирихле – Неймана определяется как

$$\begin{aligned} \Lambda_\gamma : H^{\frac{1}{2}}(\partial\Omega) &\rightarrow H^{-\frac{1}{2}}(\partial\Omega), \\ \langle \Lambda_\gamma f, g \rangle &= \int_{\Omega} \gamma \nabla u \cdot \nabla v, \end{aligned} \quad (4)$$

где u – любая функция $H^1(\Omega)$ со следом g на границе, а v – единственное решение $H^1(\Omega)$ задачи Дирихле (1) [4].

Теоретически наши данные равны Λ_γ . На практике это обычно дискретное приближение к отображению Неймана – Дирихле, дискретное, поскольку конечное число измерений выполняется на конечном числе электродов. Если A обозначает отображение проводимости в дискретное отображение Неймана – Дирихле, то обратная задача нахождения проводимости заключается в инвертировании A для получения γ .

Основной принцип техники визуализации ЭИК заключается в подаче тока на одну пару электродов, а затем в измерении генерируемых разностей поверхностного потенциала на оставшихся электродах (рис. 2).

Измерительная система может содержать: 8 электродов (Maltron Sheffield MK 3.5, Великобритания), 16 электродов (PulmoVista, Dräger, Германия), 32 электрода (Timple Enlight, Бразилия, и Swisstom – Elisa 800 VIT, Löwenstein Medical, Германия) или даже 64 электрода (используются экспериментально), соединенных индивидуально или размещенных на эластичном пояске или нетканом жилете, размеры которых подбираются в соответствии с антропометрическими данными пациента [5].

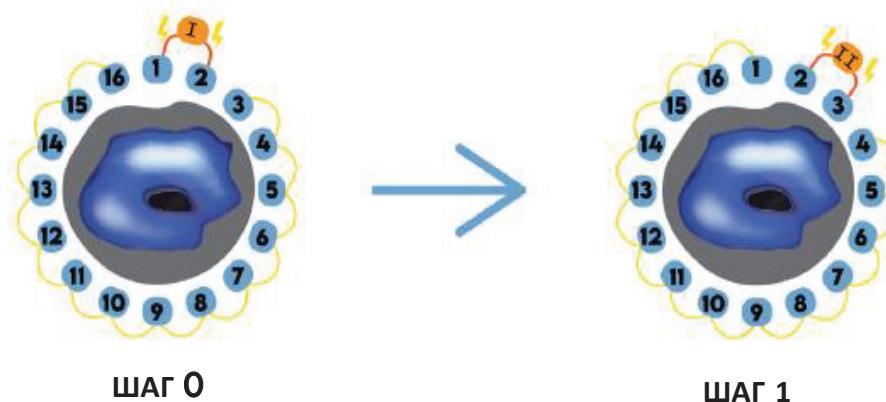


Рис. 2. Символическое изображение 16 электродов, размещенных на груди, и метода их измерения с течением времени: пара электродов, размещенных рядом друг с другом, генерирует электрический ток, который затем измеряется всеми другими парами электродов [5]

Fig. 2. Symbolic representation of 16 electrodes placed on the chest and the method of measuring them over time: a pair of electrodes placed next to each other generates an electric current, which is then measured by all other pairs of electrodes [5]

Чтобы минимизировать нарушения импеданса конституцией легких, электроды ЭИК должны быть размещены в межреберье IV–V [5]. В противном случае результаты ЭИК могут быть совершенно неспецифичными по сравнению с классическими методами визуализации легких посредством компьютерной томографии (КТ). Пара соседних электродов излучает ток средней частоты (например, 5 мА), в то время как остальные электроды измеряют изменения этого напряжения в точке прилипания к коже груди. Затем ток излучается другой парой электродов, а результатирующее напряжение измеряется всеми остальными электродами (рис. 2). В настоящее время самая популярная, 16-электродная измерительная система получает 16 профилей из 13 измерений напряжения (в течение одного цикла тока), генерируя 208 числовых шаблонов, образуя матрицу одного отдела грудной клетки.

Использование фильтрации устраняет большинство возникающих артефактов (например, связанных с деятельностью сердца). Комбинация всех профилей напряжения указывает на место измененного импеданса. Все полученные таким образом измерения импеданса интегрируются процессором устройства и представляются в виде пикселей экрана с определенной интенсивностью цвета (рис. 3).

Таким образом, каждый пиксель на матрице соответствует определенной области, которая оценивается в реальном времени. Полученное изображение имеет поперечный размер, но изображение накапливает измерения с сегмента грудной клетки 7...10 см. Легкие оцениваются с помощью послойной или квадрантной интерпретации изображения (области интереса – ROI). Таким образом, процентная доля отдельных областей в распределении дыхательного объема легко представляется.

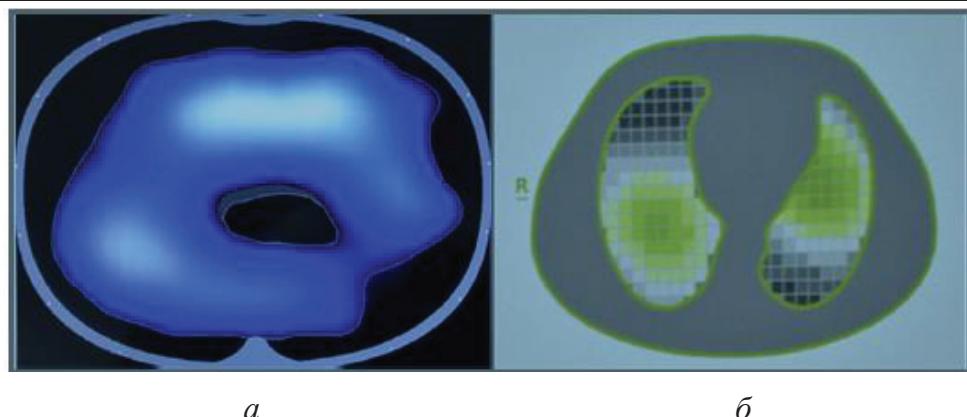


Рис. 3. Пиксели различной интенсивности, представляющие изменения импеданса в отдельных областях легких: а – светло-голубой цвет – хорошо вентилируемые области, темно-синий – плохо вентилируемые области; б – зеленые пиксели – хорошо вентилируемые области, серые – плохо вентилируемые области

Fig. 3. Pixels of varying intensity representing changes in impedance in certain areas of the lungs:
a – light blue color – well-ventilated areas, dark blue – poorly ventilated areas;
b – green pixels – well-ventilated areas, gray – poorly ventilated areas

Дизайн вида экрана представлен в каудально-краниальной оси (как при классических КТ-сканированиях), поэтому правая сторона экрана представляет собой левую сторону пациента [5]. Чтобы понять клиническую природу ЭИК, важно понимать, что каждое изображение, полученное в реальном времени, относится к эталонному изображению, выбранному оператором устройства. Зарегистрированные изменения импеданса представляют собой разницу между импедансом эталонного изображения и текущего изображения. При ограниченной или отсутствующей области вентиляции устройства ЭИК изменения импеданса нет и изображение ЭИК не изменяется. Увеличение аэрации легких, вплоть до состояний патологической гиперинфляции, регистрируется как картина увеличения импеданса с изменением цвета. Кроме того, региональное воспаление легких или образование экссудативных поражений обычно

изменяют регионарный импеданс (в зависимости от типа устройства). Это касается, в частности, критических состояний, таких как острый респираторный дистресс-синдром (ARDS). Это вызвано изменением биомеханических свойств и возможным утолщением альвеолярной перегородки, что затрудняет прохождение электрического тока.

На основе ЭИК можно формировать трехмерные изображения, чтобы точно определить не только доброкачественный или злокачественный статус морфологического образования, но и ее местоположение. Для этого используется несколько электродных поясов. На рисунке 4, а представлено схематическое изображение грудной клетки с горизонтальными сечениями, иллюстрирующее размещение трех электродных поясов, на рисунке 4, б – схема размещения электродов на электродном пояссе при использовании восьми электродов для формирования отведений.

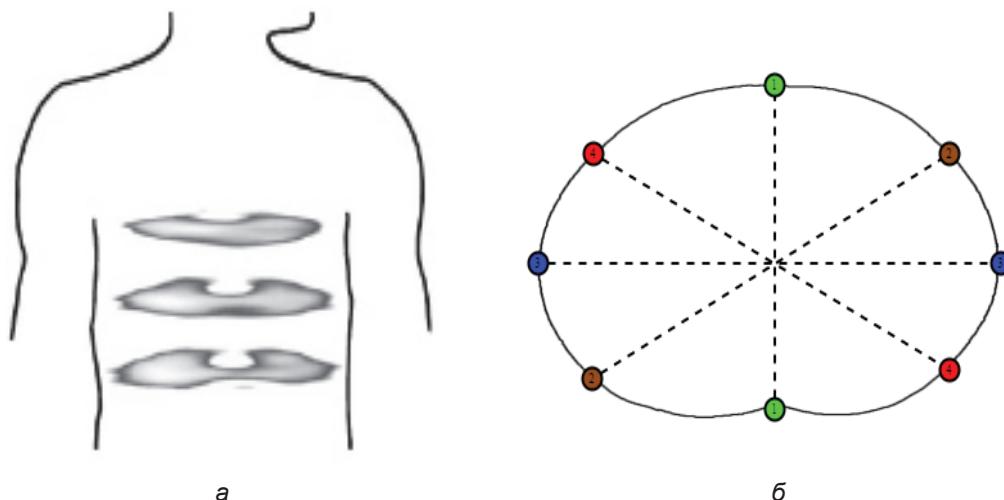


Рис. 4. Топология размещения электродов на грудной клетке в трех проекциях

Fig. 4. Topology of electrode placement on the chest in three projections

Использование 3D ЭИК может не только улучшить локализацию опухоли для облегчения биопсии, но и помочь отсеять ложно положительные результаты, вызванные артефактами, такими как повреждения кожи, кости и т. д. Однако для этого необходима системы ЭИК с достаточно высоким пространственным разрешением и высокой воспроизводимостью. Для достижения этого необходимо увеличение числа независимых измерений и использование надежных средств контакта электродов с кожей, необходимо опробовать различные схемы сбора данных и разработать новые алгоритмы реконструкции. Многочастотный подход может еще больше повысить точность обнаружения [6].

Таким образом, научно-техническая задача исследования состоит в том, чтобы

разработать инструментарий, который можно систематически использовать для обеспечения успешного получения и классификации результатов биоимпедансного анализа (БИА).

Модель биоимпеданса грудной клетки

БИА – это неинвазивный метод диагностики состава тела, основанный на измерении электрического сопротивления биологических тканей. Он широко используется в медицине, диетологии, спортивной науке и фитнесе для оценки количества жировой и мышечной массы, жидкости в организме и общего метаболического состояния¹.

Биоимпедансный анализ основан на свойстве биологических тканей по-разному проводить электрический ток [7]. Мышечная ткань, содержащая много

¹ Пат. 2504328 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/053 (2006.01). Устройство для контроля анизотропии электрической проводимости биотканей / Томакова Р. А., Филист С. А.,

Кузьмин А. А., Кузьмина М. Н., Алексенка В. А., Волков И. И. № 2012128471/14; заявл. 06.07.12; опубл. 20.01.14, Бюл. № 2. 12 с.

воды и электролитов, обладает низким сопротивлением (импедансом), тогда как жировая ткань, являясь плохим проводником, имеет высокий импеданс [8]. Принцип работы БИА заключается в следующем:

- через тело пропускают слабый электрический ток (обычно 50–800 мА, частота 5–1000 кГц);
- измеряется сопротивление тканей (импеданс);
- на основе полученных данных и антропометрических показателей (рост, вес, возраст, пол) рассчитываются дескрипторы для классификации медицинского риска (МР) [9].

Целью данного исследования является усовершенствование методов БИА для диагностики заболеваний легких. Дескрипторы для классификаторов МР формируются на основе многополюсных моделей с последующим

определением параметров этих моделей [10]. Такой подход позволяет наряду с анализом МР на выходе классификатора анализировать биоимпедансное изображение сечения биообъекта, получаемое посредством множества квазиортогональных отведений. Тем самым мы включаем в процесс принятия диагностического решения зрительный анализатор человека [11] и получаем возможность интегрировать объективное и субъективные решения в гибридном классификаторе [12].

Дескрипторы для классификаторов МР формировались путем использования результатов импедансной спектроскопии в двух квазиортогональных отведениях (рис. 5), посредством которой получают две амплитудно-фазочастотные характеристики (АФЧХ), на основании которых получаем модели биоимпеданса [10].

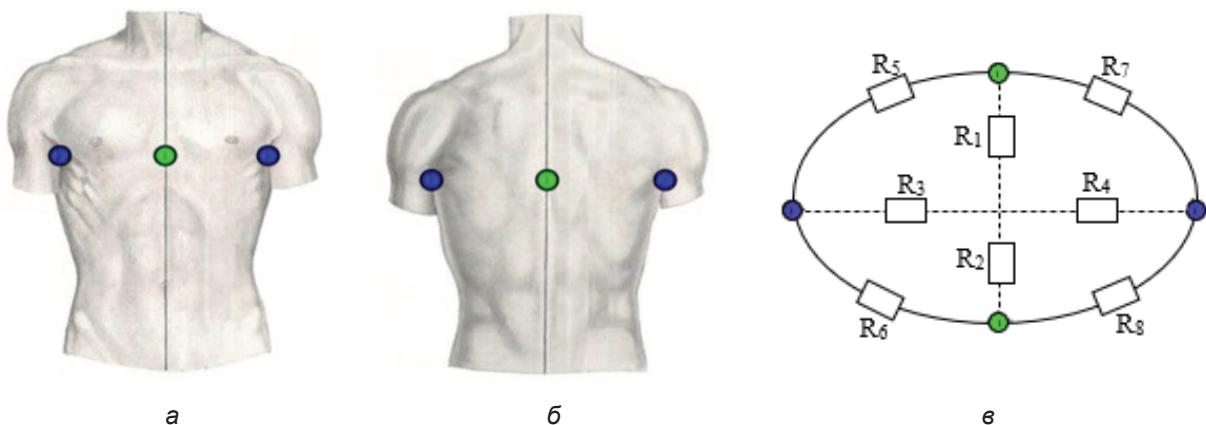


Рис. 5. Трехмерные проекции (а – е), иллюстрирующие принцип формирования квазиортогональных отведений

Fig. 5. Three-dimensional projections (a – e) illustrating the principle of forming quasi-orthogonal leads

В [13] были предложены модели биоимпеданса, полученные на основе экспериментально построенных АФЧХ.

Эти модели позволили получать векторы дескрипторов для классификаторов МР. На основе АФЧХ строились

параметрические модели двухполюсников, состоящие из последовательно соединенных звеньев Войта [14]. Параметры звеньев Войта определялись из решений системы нелинейных алгебраических уравнений, полученных из экспериментальных АФЧХ отведений посредством использования итерационных алгоритмов [15]. Параметры этих моделей использовались как дескрипторы для обучаемых классификаторов МР [16].

Используя подход к построению биоимпедансной модели (рис. 5, в), можем предложить модель биоматериала грудной клетки в виде многополюсника. При этом полюсов у многополюсника будет столько, сколько электродов содержит электродный пояс (рис. 5, а и 5, б). Используя рисунок 5, можем ввести понятие квазиортогонального отведения. При этом под отведением будем понимать электрическую цепь, содержащую электродную пару, выбранную из электродного пояса. Если оси двух электродных пар взаимно перпендикулярны, то такие отведения назовем квазиортогональными.

Если имеется метод или алгоритм, согласно которому мы можем определить параметры импеданса в многополюсной модели (рис. 5, в), то их величины можно будет использовать в качестве дескрипторов для обучаемой нейронных сетей, выполняющих функции классификатора МР. Более того,

если эллипс (рис. 5, в) рассматривать в качестве области определения некоторой двумерной функции значений проводимости $Y(x,y)$, а вычисленные значения проводимостей Y_1, Y_2, Y_3, Y_4, Y_5 рассматривать в качестве экспериментальных отсчетов этой функции, то, задавшись некоторой априорной информацией и методом аппроксимации экспериментальных значений проводимостей внутри эллипса, можем получить распределение проводимостей по площади всего эллипса, а затем визуализировать это распределение, например, в виде тепловой карты.

В контексте данного исследования предстоит работать с моделью (рис. 6), в которой содержится минимальное количество полюсов и минимальное количество отведений: два ортогональных отведения, а в общей сложности шесть отведений (в схеме содержится восемь электродов-полюсов и 5 узлов, но стоит отметить, что к одному узлу мы не имеем доступа, поэтому рассматривается только четыре узла).

Для определения распределений проводимости в таком многополюснике будем последовательно подключать источник ЭДС E к паре электродов, а разности потенциалов снимать с других пар электродов. Метод определения проводимостей эквивалентного многополюсника разобьём на две задачи. Первую задачу назовем прямой, вторую – обратной.

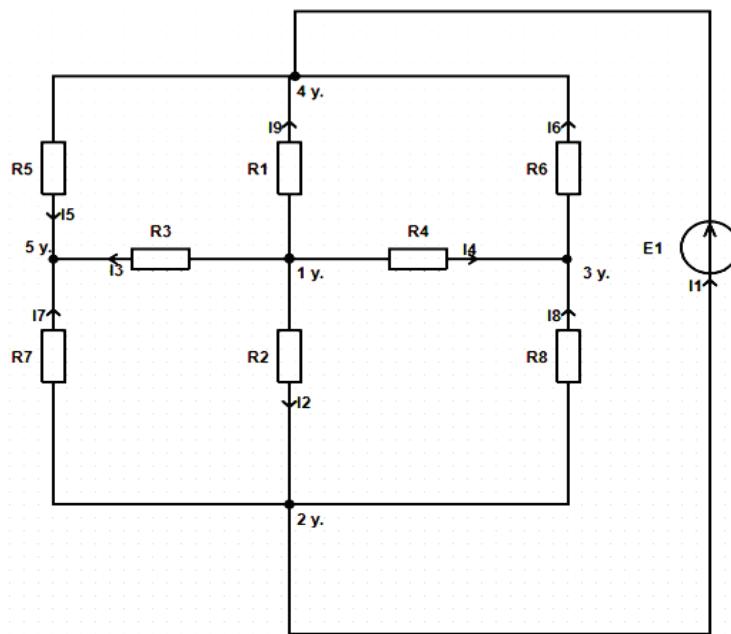


Рис. 6. Пример электрической схемы многополюсника с пятью полюсами и двумя квазиортогональными отводами

Fig. 6. Example of an electrical circuit of a multipole device with five poles and two quasi-orthogonal leads

Решение прямой задачи

Прямая задача заключается в определении неизвестных потенциалов в узлах многополюсника при известных потенциалах в одном из отведений (потенциалов в двух узлах) и значений всех сопротивлений многополюсника. Этот этап иллюстрирует рисунок 6. Каждое подключения источника ЭДС к одному из отведений позволяет составить систему линейных алгебраических уравнений, которые могут быть получены, например, согласно методу узловых потенциалов [17]. Число систем алгебраических уравнений L определяется числом отведений, доступных в многополюснике, т. е. это число сочетаний из числа полюсов N в многополюснике по два:

$$L = C_N^2 = \frac{N!}{2!(N-2)!}. \quad (5)$$

В каждой системе алгебраических уравнений число уравнений составит

$N - 2$. Здесь надо отметить, что узел 1 на рисунке 6 мы не учитываем, поэтому N всегда четное. Хотя теоретически потенциал в этом узле может быть вычислен при допущениях, представленных на рисунке 6. При экспериментальных исследованиях мы не имеем к нему доступа, поэтому уравнение с ним в системах уравнений при решении обратной задачи не принимаем во внимание.

Метод узловых потенциалов (метод узловых напряжений) – один из ключевых аналитических методов расчёта электрических цепей. Он широко применяется в электротехнике, радиотехнике и энергетике для определения токов и напряжений в сложных разветвлённых цепях. В отличие от метода контурных токов он основан на анализе потенциалов узлов схемы относительно выбранной базовой точки. Как раз потенциалы узлов и необходимо посчитать в рамках решения прямой задачи, именно

поэтому при проведении расчётов выбор пал именно на этот метод [17].

Метод базируется на первом законе Кирхгофа (законе токов), который гласит, что алгебраическая сумма токов в узле равна нулю. Основные шаги метода [17]:

1. Выбор базового узла (обычно с нулевым потенциалом).

2. Составление уравнений для остальных узлов на основе законов Ома и Кирхгофа.

3. Решение системы линейных уравнений относительно потенциалов.

Преимущество метода узловых потенциалов заключается в том, что по сравнению с другими методами (к примеру, с методом контурных токов) может получиться значительно меньше уравнений, но к недостаткам также можно отнести то, что требуется выбрать базовый узел (тот узел, которые мы заземлим), а это может сильно повлиять на удобство дальнейших расчётов, если будет выбран не совсем удачный узел (на исход это не повлияет, но может сделать расчёты более длительными).

Метод узловых потенциалов основан на первом законе Кирхгофа, согласно которому сумма токов в узле φ равна

$$\sum_{i=1}^n I_i = 0, \quad (6)$$

где n – число звеньев, примыкающих к узлу φ.

Ток в звене i определяется согласно закону Ома для участка цепи:

$$I_i = \frac{\varphi_i - \varphi + E}{R_i} + J_i, \quad (7)$$

где E_i и J_i – ЭДС и ток в i -м звене, соответственно; R_i – сопротивление i -го звена; φ – потенциал в узле; φ_i – потенциалы в узлах соответствующих звеньев.

Если обозначить проводимости ребер (звеньев) как $Y_i = 1/R_i$, то уравнение для узла φ примет вид

$$\varphi \sum_{i=1}^n Y_i - \sum_{i=1}^n (\varphi_i \cdot Y_i) = \sum_{i=1}^n (E_i + Y_i \cdot J_i). \quad (8)$$

Уравнение (8) получено исходя из предположения, что все источники тока и ЭДС направлены в сторону рассматриваемого узла. Если какой-либо источник направлен в противоположную сторону, его ЭДС или ток необходимо взять с обратным знаком. Записав последнее уравнение для каждого узла цепи, кроме базового, получим систему уравнений для узловых потенциалов. С помощью метода узловых потенциалов можно получить полную информацию о напряжениях во всех узлах и токах во всех рёбрах (ветвях) заданной электрической цепи.

Решение прямой задачи в пакете MathCad

MathCad – это мощная программная среда, предназначенная для выполнения инженерных и научных расчетов. Одной из ключевых возможностей программы является решение систем линейных и нелинейных уравнений, что и послужило основой того, почему именно MathCad удобно использовать в ходе решения задачи исследования [18].

Так как в ходе решения стало ясно, что предстоит иметь дело только с линейными системами, то используем функцию lsolve (рис. 7).

Напряжение между узлами 5 и 3

Примем потенциал узла 5 равным нулю (заземлим)

$$\varphi_5 := 0 \quad \varphi_3 := 100$$

Составляем уравнения для потенциалов остальных узлов.

Уравнения для узла №1

$$\varphi_1 \cdot \left(\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_1} \right) - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_2} - \varphi_5 \cdot \frac{1}{R_3} - \varphi_3 \cdot \frac{1}{R_4} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_1} = 0$$

Уравнения для узла №2

$$\varphi_2 \cdot \left(\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_8} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_2} - \varphi_5 \cdot \frac{1}{R_7} - \varphi_3 \cdot \frac{1}{R_8} = 0$$

Уравнения для узла №4

$$\varphi_4 \cdot \left(\frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_1} \right) - \varphi_5 \cdot \frac{1}{R_5} - \varphi_3 \cdot \frac{1}{R_6} - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_1} = 0$$

$$A := \begin{bmatrix} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_2} \right) & -\frac{1}{R_2} & -\frac{1}{R_1} \\ -\frac{1}{R_2} & \left(\frac{1}{R_8} + \frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_2} \right) & 0 \\ -\frac{1}{R_1} & 0 & \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_5} \right) \end{bmatrix}$$

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi_5}{R_3} + \frac{\varphi_3}{R_4} \\ \frac{\varphi_5}{R_7} + \frac{\varphi_3}{R_8} \\ \frac{\varphi_5}{R_5} + \frac{\varphi_3}{R_6} \end{pmatrix} \quad x := \text{Isolve}(A, B)$$

Итоговые значения узловых потенциалов:

$$\varphi_1 := x_0 \quad \varphi_2 := x_1 \quad \varphi_4 := x_2$$

$$\varphi_1 = 56.803 \quad \varphi_2 = 61.21 \quad \varphi_3 := 100 \quad \varphi_4 = 45.734 \quad \varphi_5 := 0$$

Рис. 7. Пример решения линейной системы алгебраических уравнений с помощью функции Isolve, когда напряжение установлено между узлами 3 и 5

Fig. 7. Example of solving a linear system of algebraic equations using the Isolve function when the voltage is set between nodes 3 and 5

Данная функция имеет решение системы уравнения следующего вида:

$$A \cdot X = B, \quad (9)$$

где A – матрица коэффициентов; X – вектор неизвестных; B – вектор свободных членов.

Также стоит отметить, что для каждой из 6 систем необходимо составить уравнения потенциалов узлов, которых мы не знаем. Например, определения потенциалов в узлах приложении возбуждающего напряжения между узлом 3 и узлом 5, лист MathCad представлены на рисунке 7.

В конечном итоге было составлено 6 систем уравнений, аналогичных показанным на рисунке 7, которые рассчитывают узловые потенциалы в четырёх узлах. Все необходимые значения сопротивлений задаются в самом начале документа MathCad.

Таким образом, используя предложенную биоимпедансную модель, для классификации биоматериала можем построить модель машинного обучения (МО). В качестве дескрипторов МО используем параметры биоимпедансной модели, полученные в результате решения обратной задачи. При этом в качестве сырых данных используем показатели напряжений, измеренных в соответствующих отведениях приложении к одному из отведений известного напряжения.

Решение обратной задачи

В БИА необходимо разработать биоимпедансную модель живой системы, отражающую ее электрические свойства. Блок генерации дескрипторов отвечает за построение параметрической биоимпедансной модели. Эта модель представлена в виде электрической цепи, которая может быть как пассивным, так и активным многополюсником. Одна из возможных моделей

такого двухполюсника показана на рисунке 5, в. Модель состоит из совокупности соединенных компонентов, например, звеньев Войта. Связь Войта представляет собой пассивный двухполюсник, состоящий из резистора и конденсатора, соединенных параллельно.

Для решения обратной задачи необходимо получить экспериментальные данные, к которым относятся потенциалы в узлах эквивалентного многополюсника. Таким образом, необходимо решить системы алгебраических уравнений (8) относительно неизвестных проводимостей Y_i при известных потенциалах в узлах эквивалентного многополюсника.

Рассмотрим сначала функциональную схему экспериментальной установки (рис. 8), предназначенной для получения данных для решения обратной задачи.

Управление подключением отведений осуществляется блоком управления (БУ) посредством подачи команд управления на адресные входы мультиплексоров и демультиплексоров. Число отведений в многополюснике определяется согласно формуле (5). Но нам необходимо получить столько уравнений, сколько неизвестных параметров в эквивалентном многополюснике. Если не разбивать проводимости в квазирогональных отведениях на две (рис. 6), то число параметров, а следовательно, и число уравнений также определяются по формуле (5). Демультиплексоры DMX1 и DMX2 формируют соответствующие отведения путем

подключения полюсов источника ЭДС E к соответствующим электродам электродного пояса. В результате между электродами формируются электрические проводимости, которые необходимо определить на основе экспериментальных данных, представляющих

собой напряжения (потенциалы), снимаемые с выхода инструментального усилителя, входами которого управляют мультиплексоры MX1 и MX2. На рисунке 8 показана ситуация, когда ко входу инструментального усилителя подключены электроды c и d .

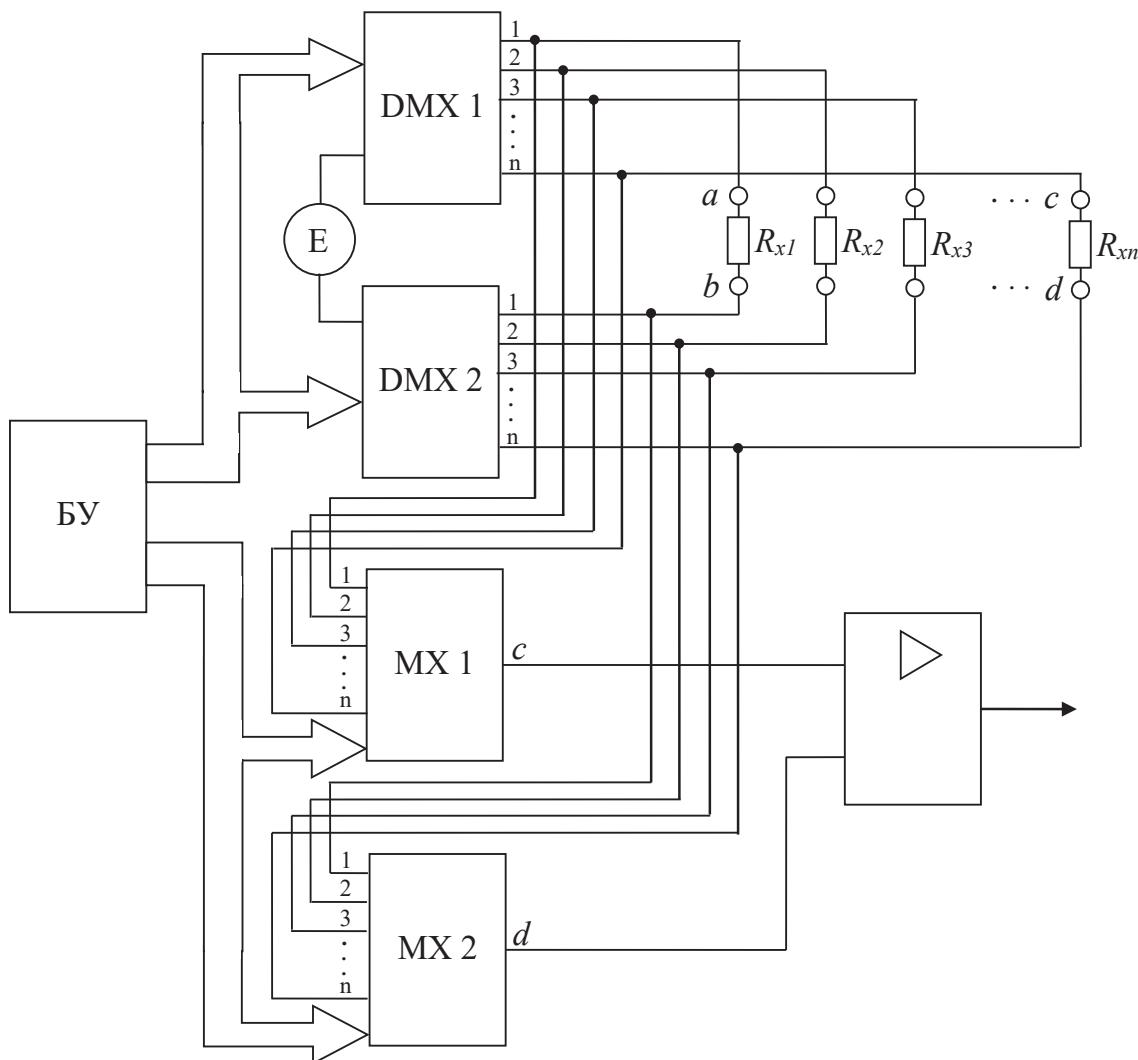


Рис. 8. Функциональная схема экспериментальной установки для решения обратной задачи

Fig. 8. Functional diagram of the experimental setup for solving the inverse problem

Каждому сочетанию выходов демультиплексоров соответствует $N - 2$ сочетаний выходов мультиплексоров (в этом случае надо рассматривать не сочетания электродов, а число полюсов

в эквивалентном многополюснике). Например, при $N = 4$ мы имеем согласно (5) шесть отведений, каждому из которых соответствуют два уравнения. Таким образом, получаем двенадцать

уравнений для определения восьми неизвестных. В силу частого отсутствия точного решения переопределённых систем (при ненулевом шуме) на практике принято вместо него отыскивать вектор, наилучшим образом удовлетворяющий всем уравнениям, т. е. минимизирующий норму невязки системы в какой-нибудь степени. Этой проблеме посвящён отдельный раздел математической статистики – регрессионный анализ. Наиболее часто минимизируют квадрат отклонений от оцениваемого решения. Для этого применяют так называемый метод наименьших квадратов.

Поскольку данная задача является обратной по отношению к типовым задачам расчета электрических цепей, то и уравнения будут иметь другой вид [19]. Таким образом, зная пять значений потенциалов и ток, текущий через схему, мы можем составить системы уравнений для каждого подключения по закону Кирхгофа о сумме токов в узле. Общий вид уравнения для i -го узла будет следующим:

$$\sum G_{ij}(\varphi_i - \varphi_j) = I_i, \quad (10)$$

где $G_{ij} = \frac{1}{R_{ij}}$ – проводимость между узлами i и j ; I_i – алгебраическая сумма токов, подводимых к узлу i (включая ток источника).

В итоге для многополюсника с четырьмя полюсами имеем 30 уравнений, 8 ограничительных неравенств и 8 неизвестных. Для нахождения неизвестных значений воспользуемся блоком MathCAD Given...Find().

Результаты и их обсуждение

Для визуализации биоимпедансной картины сечения грудной клетки было создано соответствующее программное обеспечение (ПО). Сущность алгоритма визуализации, который реализует разработанное ПО, состоит в том, что из электрических сопротивлений в отведениях (пример – рис. 5, в) формируется исходная матрица, у которой рекуррентно, путем интерполяции расширяется размерность вплоть до достижения априорно заданного размера. Затем матрица расширенной размерности представляется в виде изображения тепловой карты.

Интерфейсное окно программы построения тепловой карты состоит из двух основных частей: области ввода данных слева и области отображения графика справа. В левой части находятся восемь полей для ввода значений импеданса, выпадающий список для выбора метода интерполяции и две кнопки: «Применить» и «Сохранить изображение». В правой части изначально будет отображаться шаблонное изображение грудной клетки, если файл default_picture.png доступен (рис. 9). Если файл не найден, появится сообщение об ошибке, но программа продолжит работу.

Для построения тепловой карты необходимо заполнить все восемь полей ввода числами. Поля соответствуют следующим зонам:

- R1, R2, R3, R4 – основные сектора грудной клетки;
- r12, r23, r34, r41 – промежуточные зоны между основными секторами.

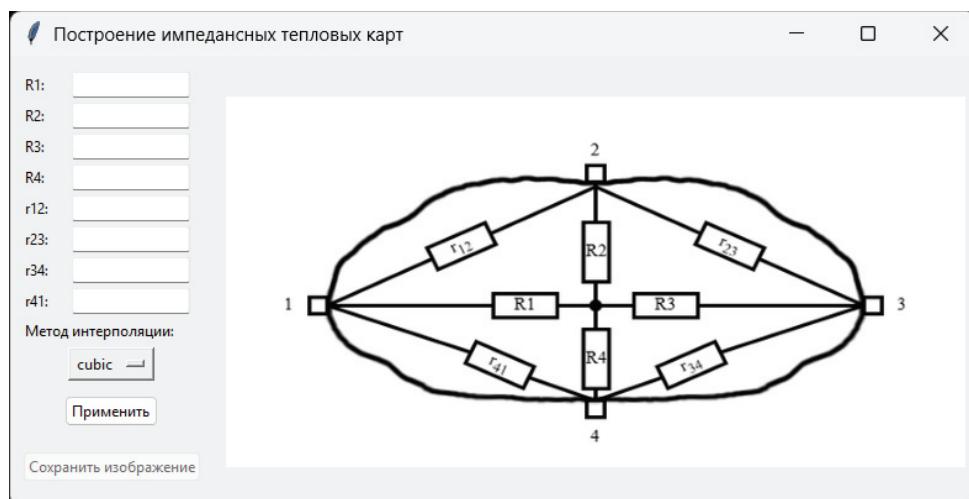


Рис. 9. Окно программы после запуска

Fig. 9. Program window after launch

Если какое-либо поле останется пустым или будет содержать не числовое значение, при нажатии на кнопку «Применить» появится сообщение об ошибке.

Программа предлагает несколько методов интерполяции, доступных через выпадающий список: – cubic, – gaussian, – inverse_multiquadric, – linear, – multiquadric, – quintic, – thin_plate.

По умолчанию выбран метод cubic. Рекомендуется экспериментировать с разными методами, чтобы выбрать наиболее подходящее отображение данных.

После заполнения всех полей и выбора метода пользователь должен нажать кнопку «Применить». Программа выполнит следующие действия:

1. Проверит корректность введённых данных.
2. Добавит четыре дополнительных значения импеданса, рассчитанные как среднее арифметическое между парами уже введённых значений.

3. Сгенерирует «зоны влияния» вокруг каждой точки, создав сетку точек внутри квадратов с центрами в заданных координатах.

4. Выполнит интерполяцию данных с использованием метода RBF и построит тепловую карту.

Тепловая карта будет наложена на изображение шаблона грудной клетки, а справа появится цветовая шкала, отражающая уровень импеданса в килоомах (рис. 10).

После построения тепловой карты кнопка «Сохранить изображение» станет активной. Пользователю надо нажать её, чтобы запустить диалоговое окно сохранения, где можно выбрать место и формат сохранения файла (например, PNG или JPEG). По умолчанию предлагается расширение .png. Если сохранение прошло успешно, появится уведомление с путём к файлу. В случае ошибки будет выведено соответствующее сообщение.

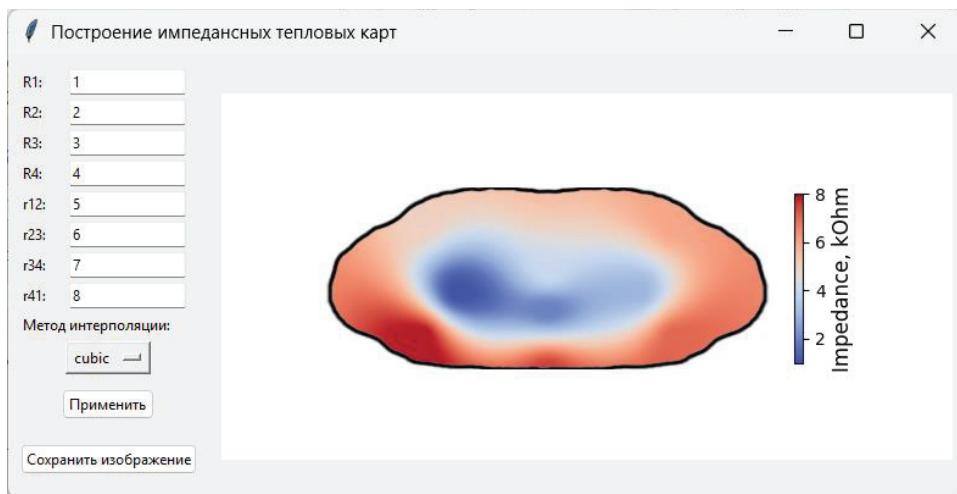


Рис. 10. Интерфейс программы с заполненными полями ввода и построенной тепловой картой

Fig. 10. Program interface with filled input fields and a built heat map

Программа предусматривает обработку следующих ошибок:

- отсутствие файла шаблона грудной клетки (`thermal_map_template.png`) или файла по умолчанию (`default_picture.png`);
- некорректный ввод данных (пустые поля или нечисловые значения);
- ошибки при сохранении изображения (например, недоступная директория или формат файла).

В каждом случае выводится понятное сообщение, помогающее пользователю исправить проблему.

Для тестирования программы были использованы следующие значения импеданса: – R1: 25, – R2: 26, – R3: 27, – R4: 22, – r12: 33, – r23: 36, – r34: 29, – r41: 31.

Эти данные позволяют увидеть наглядное распределение импеданса по грудной клетке с чётко выраженной градиентной тепловой картой (рис. 11).

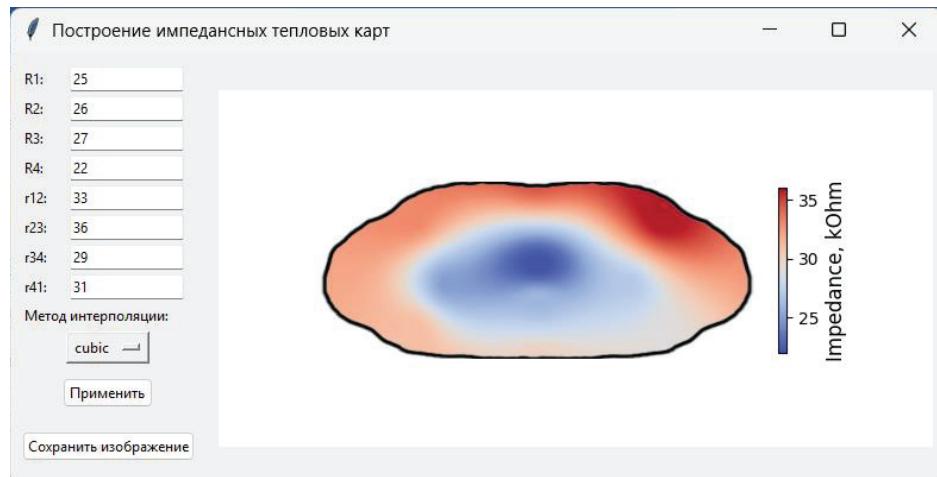


Рис. 11. Пример тепловой карты с тестовыми данными

Fig. 11. Example of a heat map with test data

Для корректной работы программы необходимы следующие библиотеки Python: – tkinter, – matplotlib, – numpy, – scipy, – pillow.

Также должны быть доступны файлы шаблонов: thermal_map_template.png и default_picture.png.

Выводы

1. Предложена модель биоимпеданса грудной клетки, представленная в виде эквивалентного многополюсника. Для определения параметров модели эквивалентного многополюсника предложен двухэтапный алгоритм. На первом этапе методом узловых потенциалов составляются системы линейных алгебраических уравнений для определения потенциалов в узлах многополюсника при подаче напряжения на одну из пар полюсов эквивалентного многополюсника. На втором этапе решается обратная задача, заключающаяся в определении параметров эквивалентного многополюсника посредством решения системы линейных алгебраических уравнений, полученных при последовательной подаче напряжения на отведения эквивалентного многополюсника и измерении напряжений в других отведениях эквивалентного многополюсника. В среде MathCad разработано программное обеспечение для решения прямой задачи.

2. Разработана функциональная схема экспериментальной установки для получения сырых данных для решения обратной задачи. Предложена регрессионная модель для решения обратной задачи в среде MathCad.

3. В ходе исследования была разработана программа для построения тепловых карт распределения импеданса грудной клетки. Эта программа представляет собой мощный инструмент для визуализации распределения импеданса по грудной клетке. Она объединяет в себе удобный графический интерфейс, точную математическую обработку данных и наглядную визуализацию результатов. Программа позволяет медицинским специалистам быстро получить представление о распределении импеданса, что может быть полезно для диагностики и оценки состояния пациента. Гибкость выбора метода интерполяции и возможность сохранения результатов делают программу ценным инструментом в медицинской практике.

Таким образом, предложено комплексное решение, объединяющее передовые методы математической обработки данных и современные подходы к созданию пользовательских интерфейсов, что дает медицинским специалистам мощный инструмент для анализа данных об импедансе грудной клетки.

Список литературы

1. Бородулина Е. А., Яковлева Е. В., Вдоушкина Е. С. Проблемы диагностики заболеваний легких при выявлении симптома «матового стекла» (обзор литературы) // Медицинский альянс. 2022. Т. 10, № 3. С. 54-62. <https://doi.org/10.36422/23076348-2022-10-3-54-62>

2. Мультимодальный классификатор медицинского риска на основе многоэлектродного биоимпедансного преобразователя / А. В. Серебровский, Н. А. Корсунский, А. В. Лях, В. Н. Мишустин, О. В. Шаталова, Л. В. Шульга // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024. Т. 14, № 3. С. 121–143. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-3-121-143>

3. 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>

4. Mueller J.L., Siltanen S. The D-bar method for electrical impedance tomography – demystified // Inverse Problems. 2020. Vol. 36, N 9. P. 093001. <https://doi.org/10.1088/1361-6420/aba2f5>

5. Electrical impedance tomography as a tool for monitoring mechanical ventilation. An introduction to the technique / D. Maciejewski, Z. Putowski, M. Czok, Ł. J. Krzych // Advances in Medical Sciences. 2021. Vol. 66, N 2. P. 388–395. <https://doi.org/10.1016/j.advms.2021.07.010>

6. 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.

7. Шаталова О. В. Интеллектуальные системы мониторинга медицинских рисков с учетом биоимпедансных исследований: монография / Юго-Западный государственный университет. Курск, 2020. 356 с.

8. 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>

9. Биоимпедансная 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>

10. 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>
11. Advanced bioimpedance analysis for infectious disease risk assessment via neural network classifiers / S. Filist, R. T. Al-Kasasbeh, T. G. Gevorkyan, O. M. Al-Habahbeh, O. Shatalova, A. Telfah, E. Starkov, N. A. Korenevskiy, A. Shaqadan, M. B. Namazov, I. Maksim, M. S. Mousa // Physical and Engineering Sciences in Medicine. 2025. Vol. 48. P. 1167–1183. <https://doi.org/10.1007/s13246-025-01575-5>
12. 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>
13. Метод классификации функционального состояния живых систем на основе рекуррентных моделей Войта / А. В. Мирошников, О. В. Шаталова, А. Ю. Новоселов, Н. С. Стадниченко, А. В. Серебровский // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ'2022: труды XV Международной научной конференции с научной молодежной школой им. И. Н. Спиридонова (28–30 июня 2022 г.). Владимир-Сузdal': Графика, 2022. С. 296–300.
14. Шаталова О. В. Итерационная многопараметрическая модель биоимпеданса в экспериментах *in vivo* // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. Т. 9, № 1 (30). С. 26–38.
15. 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.
16. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / А. Г. Курочкин, В. В. Жилин, С. Е. Суржикова, С. А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 3 (31). С. 85–95.
17. Клюшников О. И., Степанов А. В. Теоретические основы электротехники. Екатеринбург: Российский государственный профессионально-педагогический университет, 2006. Т. 7. С. 60–63.
18. Очков В. Ф. Mathcad 14 для студентов и инженеров: русская версия. СПб.: БХВ-Петербург, 2009. 512 с.

19. Denisov A. The Inverse Problem for the Heat Equation in the Case of a Small Heat Capacity Coefficient // Computational Mathematics and Modeling. 2025. N 34 (3). P. 208–216. <https://doi.org/10.1007/s10598-025-09612-4>

References

1. Borodulina E.A., Yakovleva E., Vdoushkina E.S. Problems in diagnostics of lung diseases when detecting the ground glass symptom (literature review). *Meditinskij al'yans = Medical Alliance*. 2022;10(3):54–62. (In Russ.) <https://doi.org/10.36422/23076348-2022-10-3-54-62>
2. Serebrovsky A.V., Korsunsky N.A., Lyakh A.V., Mishustin V.N., Shatalova O.V., Shulga L.V. Multimodal classifier of medical risk based on a multielectrode bioimpedance converter. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Serija: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoje priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2024;14(3):121–143. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-3-121-143>
3. 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. *Modelirovanie, optimizatsiya i informatsionnye tekhnologii = Modeling, Optimization and Information Technology*. 2020;8(4):1–14. (In Russ.) <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2020.31.4.018>
4. Mueller J.L., Siltanen S. The D-bar method for electrical impedance tomography – demystified. *Inverse Problems*. 2020;36(9):093001. <https://doi.org/10.1088/1361-6420/aba2f5>
5. Maciejewski D., Putowski Z., Czok M., Krzych Ł.J. Electrical impedance tomography as a tool for monitoring mechanical ventilation. An introduction to the technique. *Advances in Medical Sciences*. 2021;66(2):388–395. <https://doi.org/10.1016/j.advms.2021.07.010>
6. Miroshnikov A.V., Shatalova O.V., Stadnichenko N.S., Shulga L.V. Classifications of biological objects based on multi-dimensional bioimpedance 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* 2020;10(3/4):29–49. (In Russ.)
7. Shatalova O.V. Intellektual'nye sistemy monitoringa meditsinskikh riskov s uchetom bioimpedansnyh issledovaniy. Intelligent systems for monitoring medical risks considering bioimpedance studies. Kursk: Yugo-Zapadnyi gosudarstvennyi universitet, 2020. P. 356. (In Russ.)
8. 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. Serija: Upravlenie, vychislitel'naja 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>

9. Shatalova O.V., Serebrovsky A.V., Stadnichenko N.S., Novoselov A.Yu., Lyakh A.V. Bioimpedance spectroscopy in classifiers of the functional state of human organs and systems based on hybrid artificial intelligence technologies. *Sistemnyy analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemah = System Analysis and Management in Biomedical Systems.* 2023;22(2):100–113. (In Russ.) <https://doi.org/10.36622/VSTU.2023.22.2.015>

10. 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. *Modelirovanie, optimizatsiya i informatsionnye tekhnologii = Modeling, Optimization and Information Technologies.* 2020;8(4):1–14. (In Russ.) <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2020.31.4.018>

11. Filist S., Al-Kasasbeh R.T., Gevorkyan T.G., Al-Hababbeh O.M., Shatalova O., Tel-fah A., Starkov E., Korenevskiy N.A., Shaqadan A., Namazov M.B., Maksim I., Mousa M.S. Advanced bioimpedance analysis for infectious disease risk assessment via neural network classifiers. *Physical and Engineering Sciences in Medicine.* 2025;48:1167–1183. <https://doi.org/10.1007/s13246-025-01575-5>

12. 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>

13. Miroshnikov A.V., Shatalova O.V., Novoselov A.Yu., Stadnichenko N.S., Serebrovskiy A.V. Method for classification of the functional state of living systems based on recurrent voigt models. In: *Fizika i radioelektronika v meditsine i ekologii PhREME'2022: trudy XV Mezhdunarodnoy nauchnoy konferentsii s nauchnoy molodezhnoy shkoloy im. I.N. Spiridonova = Physics and Radioelectronics in Medicine and Ecology PhREME'22: XV International Scientific Conference with Scientific Youth School named after I.N. Spiridonov, 28–30 June 2022.* Vladimir-Suzdal: Grafika; 2022. P. 296–300. (In Russ.)

14. Shatalova O.V. Iteration multiparameter model of bioimpedance in vivo experiments. *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.* 2019;9(1):26–38. (In Russ.)

15. Filist S.A., Shatalova O.V., Efremov M.A. Hybrid neural network with macro-layers for medical applications. *Neyrokompyutery. Razrabotka i primenie = Journal Neurocomputers*. 2014;6:35–39. (In Russ.)
16. Kurochkin A.G., Zhilin V.V., Surzhikova S.E., Filist S.A. Use of hybrid neural network models for mnogoagentny systems of classification in heterogeneous space of informative signs. *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii = Caspian Journal: Control and High Technologies*. 2015;(3):85–95. (In Russ.)
17. Klyushnikov O.I., Stepanov A.V. Theoretical foundations of electrical engineering. Vol. 7. Ekaterinburg: Rossiiskii gosudarstvennyi professional'no-pedagogicheskii universitet; 2006. P. 60–63. (In Russ.)
18. Ochkov V.F. Mathcad 14 for students and engineers: Russian version. Saint Petersburg: BKhV-Peterburg; 2009. 512 p. (In Russ.)
19. Denisov A. The Inverse Problem for the Heat Equation in the Case of a Small Heat Capacity Coefficient. *Computational Mathematics and Modeling*. 2025;(34):208–216. <https://doi.org/10.1007/s10598-025-09612-4>

Информация об авторах / Information about the Authors

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

Филист Сергей Алексеевич, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры биомедицинской инженерии Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация,
e-mail: SFilist@gmail.com,
Researcher ID: O-4610-2015,
ORCID: 0000-0003-1358-671X

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

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

Sergey A. Filist, Doctor of Sciences (Engineering), Professor, Professor at the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation,
e-mail: SFilist@gmail.com,
Researcher ID: O-4610-2015,
ORCID: 0000-0003-1358-671X

Olga V. Shatalova, Doctor of Sciences (Engineering), Associate Professor, Professor at 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

Башмакова Ирина Алексеевна, кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры электроэнергетики и электротехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: Irina92_2010@mail.ru, ORCID: 0009-0001-1402-7349

Шульга Леонид Васильевич, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры охраны труда и окружающей среды, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: sfilist@gmail.com, ORCID: 0000-0002-6793-7362

Irina A. Bashmakova, Candidate of Sciences (Engineering), Senior Lecturer at the Department of Electrical Power Engineering and Electrical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russia Federation, e-mail: Irina92_2010@mail.ru, ORCID: 0009-0001-1402-7349

Leonid V. Shulga, Doctor of Sciences (Medical), Professor, Professor at the Department of Occupational Safety and Environment, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: sfilist@gmail.com, ORCID: 0000-0002-6793-7362