

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Юго-Западный государственный университет»
(ЮЗГУ)

На правах рукописи

Лях Антон Викторович

МЕТОДЫ БИОИМПЕДАНСНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ В СИСТЕМАХ
ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ
ЗАБОЛЕВАНИЙ ЛЕГКИХ

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Диссертация на соискание учёной степени
кандидата технических наук

Научный руководитель
доктор технических наук, доцент
Шаталова Ольга Владимировна

Курск 2026

Оглавление

Введение.....	4
1 Принципы построения и тенденции развития систем поддержки принятия врачебных решений на основе биоимпедансных исследований при диагностике заболеваний легких	11
1.1 Проблемы диагностики заболеваний легких по результатам рентгенологических исследований.....	11
1.2 Техника электроимпедансной визуализации.....	13
1.3 Электроимпедансная томография.....	18
1.4 Реконструкция сложных проводимостей.....	27
1.5 Методы комплексирования медицинских изображений в системах поддержки врачебных решений.....	29
1.6 Цели и задачи исследования.....	33
2 Многополюсные модели биоимпедансного картирования при диагностике заболеваний легких	35
2.1 Разработка модели биоимпеданса грудной клетки.....	35
2.2 Решение прямой задачи.....	38
2.3 Решение прямой задачи в пакете MathCad.....	41
2.4 Решение обратной задачи на постоянном токе.....	52
2.5 Решение обратной задачи на переменном токе.....	63
2.6 Решение обратной задачи с помощью полносвязной нейронной сети.....	72
2.7 Выводы второго раздела.....	75
3 Разработка структурно-функциональных и алгоритмических решений биоимпедансной визуализации.....	76
3.1 Мультимодальный классификатор риска заболеваний грудной клетки, построенный на методе биоимпедансного картирования.....	78

3.2 Методы моделирования распределённых полей на дискретных сетках.....	82
3.3 Метод визуализации биоимпеданса по его измерениям в отведениях грудной клетки	86
3.4 Выводы третьего раздела.....	92
4 Эксперименты по определению эффективности классификаторов медицинского риска, построенных на основе биоимпедансной и комплексированной визуализации грудной клетки.....	94
4.1 Система поддержки принятия врачебных решений на основе биоимпедансной визуализации грудной клетки.....	94
4.2 Программное обеспечение для синтеза и визуализации тепловых карт.....	98
4.3 Экспериментальные исследования второго и третьего каналов мультимодального классификатора	108
4.4 Выводы четвертого раздела.....	119
Заключение	121
Список сокращений и условных обозначений.....	123
Список литературы	125

Введение

Актуальность исследований. Заболевания лёгких (ЗЛ) распространены очень широко. Дифференциальная диагностика поражений лёгких, особенно в период эпидемического распространения респираторных инфекций, является весьма сложной задачей и окончательные решения принимаются в результате тщательных лабораторных и рентгенологических исследований с использованием компьютерной томографии (КТ). При поступлении пациента в стационар часто отсутствует анамнез, и рентгенологи, и клиницисты делают, так называемые «Систематические ошибки доступности». Эти ошибки в медицине связаны с тенденцией оценивать диагнозы рэндомно в зависимости от эпидемиологической ситуации и недавно обследованных пациентов.

При диагностике респираторных заболеваний в условиях сложной эпидемиологической ситуации для быстрой сортировки больных используется КТ. По данным метаанализа диагностическая чувствительность (ДЧ) КТ в дифференциальной диагностике ЗЛ составила 94%, а диагностическая специфичность (ДС) — 35% (Kim). Следовательно, использование КТ при диагностике ЗЛ может привести к большому количеству ложноположительных (ЛП) результатов. В период эпидемиологической ситуации это приводит к увеличению нагрузки на медицинские службы и снижению уровня оказания медицинской помощи. Поэтому разработка новых инструментальных методов диагностики заболеваний грудной клетки, в том числе и с привлечением моделей искусственного интеллекта и разработки новых моделей медицинской визуализации, является актуальной задачей.

Степень разработанности темы исследования. Электроимпедансная интроскопия (ЭИИ) является одним из перспективных методов диагностики заболеваний грудной клетки (Шаталова О.В., 2020 год, Алексанян Г.К., 2024 год). Основной принцип техники визуализации ЭИИ заключается в подаче тока на одну пару электродов, а затем в измерении генерируемых разностей

поверхностного потенциала на оставшихся электродах. Измерительная система может содержать: 8 электродов (Maltron Sheffield, Великобритания), 16 электродов (PulmoVista, Dreager, Германия), 32 электрода (Timple Enlight, Бразилия, и Swisstom - Elisa 800 VIT, Leowenstein Medical, Германия) или даже 64 электрода (используются экспериментально), соединенных индивидуально или размещенных на эластичном поясе или нетканом жилете, размеры которых подбираются в соответствии с антропометрическими данными пациента. Чтобы минимизировать нарушения импеданса куполом диафрагмы и апикальных отделов легких, электроды ЭИИ должны быть размещены в межреберье IV–V (электроды, размещенные слишком низко: влияние на значение податливости; электроды, размещенные слишком высоко: ложная гиперинфляция, и результаты ЭИИ могут быть совершенно неспецифичными по сравнению с классическими методами КТ-визуализации).

Для оценки риска ЗЛ в настоящее время привлекают искусственный интеллект в виде систем машинного обучения (МО) и глубокого обучения. Категоризация риска ЗЛ - это проблема классификации, которая требует выделения пространства информативных признаков и последующего синтеза модели МО. Особенности классификаторов медицинского риска (МР) были исследованы в работах Н. Wang и др. (2018), М.Ф. Акау, Чжана, А. Onan (2015), Н.А. Корневского и др., где авторы представили модели гибридных классификаторов с различными наборами признаков и использовали методы опорных векторов (Support Vector Machine), нечеткого ближайшего соседа, полносвязные нейронные сети, нечеткую логику принятия решений.

Рядом авторов было доказано, что прогнозы МР, полученные с помощью классификаторов, построенных на различных методах МО, могут быть объединены в виде ансамбля классификаторов в мультимодальный классификатор (ММК), что улучшает общий прогноз МР: L. Rokach (2010), T.G. Dietterich (1997), L. Breiman (1996), С.А. Филист (2020). Для объединения классификаторов в ансамбль классификаторов часто используют технику голосования, заключающуюся в присвоении каждому классификатору рейтинга

или уровня компетенции, полученного на контрольной выборке: S. Dzeroski and V. Zenko (2004), О.В. Шаталова (2021). Однако эта стратегия не использует выборку метаданных, и все классификаторы получают рейтинг, используя одну и ту же контрольную выборку, и тривиальную технику голосования.

Несмотря на то, что предшествующие исследования показали, что ММК значительно улучшают результаты классификации МР (А.В. Мирошников - 2022, М.Б. Мяснянкин – 2022, А.В. Бутусов – 2023, Х.А.Х. Алавси – 2024, А.В. Серебровский – 2025), их использование в системах поддержки принятия врачебных решений (СППВР), построенных на основе методов биоимпедансных исследований, в научной литературе освещено недостаточно, что связано с низким пространственным разрешением этих методов. Поэтому научно-технической задачей данной работы является устранение этого пробела путем разработки технологии многомерной и комплексированной визуализации для ММК, интегрирующего в ансамбль классификаторов зрительный анализатор лица, принимающего решение (ЛПР) и технологии МО и глубокого обучения.

Цель работы. Повышение эффективности диагностики заболеваний лёгких посредством электроимпедансной визуализации с дескрипторами, полученными путем многоканальных биоимпедансных исследований, и технологий комплексирования изображений.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- осуществить анализ методов классификации медицинского риска на основе электроимпедансной визуализации в задачах диагностики заболеваний легких;
- разработать импедансные модели биоматериала, основанные на многозвенных эквивалентных многополюсниках;
- разработать мультимодальный классификатор риска заболеваний легких, основанный на анализе импедансных и комплексированных изображений аксиальных сечений грудной клетки;
- разработать метод визуализации биоимпеданса по его измерениям в отведениях грудной клетки;

- разработать и экспериментально исследовать аппаратно-программное обеспечение, предназначенное для выявления морфологических образований на биоимпедансных и комплексированных изображениях грудной клетки, и основанное на предложенных моделях и алгоритмах.

Научная новизна. В диссертационной работе получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной:

- модель импеданса биоматериала грудной клетки в виде дуального эквивалентного многополюсника, отличающаяся тем, что на первом этапе определяются потенциалы в узлах многополюсника при подаче напряжения на одну из пар его полюсов, а на втором этапе решается обратная задача - определение параметров эквивалентного многополюсника при заданных потенциалах в его узлах, позволяющая представить импеданс эквивалентного многополюсника в виде изображения;

- мультимодальный трехканальный классификатор риска заболеваний легких, отличающийся использованием комплексных методов биоимпедансного анализа и визуализации изображений, позволяющий стратифицировать риск заболеваний легких с диагностической эффективностью до 85%;

- метод визуализации биоимпеданса, основанный на алгоритме «донор-акцептор-донор...», отличающийся рекуррентной схемой интерполяции элементов матрицы, соответствующих сопротивлениям в ветвях эквивалентного многополюсника, позволяющий получить из малокадрового биоимпедансного изображения, изображение заданной размерности, и комплексировать его с соответствующими медицинскими изображениями грудной клетки, полученными другими интроскопическими методами;

- методика формирования дата сет для обучения сверточных нейронных сетей второго и третьего каналов мультимодального классификатора, отличающаяся тем, что в качестве дата сет используют как модельные данные, полученные на фантоме грудной клетки, так и аннотированные данные аксиальных срезов рентгеновской компьютерной томографии, позволяющая использовать в качестве дата сет, как импедансные изображения, моделируемые на фантоме, так и получать изображения

грудной клетки, комплексированные с рентгеновскими томографическими изображениями аксиальных сечений грудной клетки, полученными по результатам, как текущих, так и ретроспективных исследований.

Теоретическая и практическая значимость работы состоит в том, что были предложены новые методы биоимпедансных исследований и представления их результатов, что позволило построить новые структуры ММК, агрегирующих решения моделей МО, глубокого обучения и когнитивных возможностей ЛПР. Разработанные методы, модели, алгоритмы, устройства и соответствующее программное обеспечение составили основу построения ММК МР, апробация которого позволяет рекомендовать его к использованию при ведении больных с заболеваниями легких.

Работа выполнена в рамках реализации программы развития ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет» программы стратегического академического лидерства «Приоритет-2030» и в соответствии с научным направлением Юго-Западного государственного университета «Разработка медико-экологических информационных технологий».

Результаты работы внедрены в образовательный процесс Юго-Западного государственного университета при подготовке магистров по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и прошли испытания в Клиническом Научно-Медицинском центре «Авиценна» г. Курска. Испытания показали целесообразность их использования в системах поддержки принятия решений при диагностике заболеваний легких.

Методы исследований. Для решения поставленных задач использовались методы: теории биотехнических систем медицинского назначения, теоретических основ электротехники, математической статистики, теории нейронных сетей, теории проектирования систем машинного и глубокого обучения. При разработке моделей биоимпеданса грудной клетки использовался математический пакет Mathcad 14. Программа биоимпедансной визуализации написана на языке Python и использует библиотеки tkinter, matplotlib, scipy, numpy. Для реализации свёрточных нейронных сетей использовался фреймворк PyTorch. Экспериментальные

исследования проводились с использованием физической модели грудной клетки, представляющей собой резервуар, наполненный физиологическим раствором, и экспериментального образца электроимпедансного преобразователя.

Положения, выносимые на защиту. 1. Модель импеданса биоматериала грудной клетки, основанная на вычислении параметров дуального эквивалентного многополюсника, позволяет получить двумерные биоимпедансные изображения сечений грудной клетки и обеспечивает дальнейшие их классификацию и комплексирование. 2. Мультиmodalный классификатор риска заболеваний легких, использующий в качестве дескрипторов параметры дуальных эквивалентных многополюсников и двумерные модели представления данных, полученных с их помощью, обеспечивает на комплексированных данных, полученных, как на фантоме, так и на основе ретроспективных исследований, показатели качества классификации на бинарных классах не менее 0,70. 3. Метод визуализации биоимпеданса, основанный на алгоритме «донор-акцептор-донор...», позволяет получить из малокадрового биоимпедансного изображения изображение заданной размерности и агрегировать его с соответствующими медицинскими изображениями грудной клетки, полученными другими интроскопическими методами. 4. Методика формирования дата сет для обучения сверточных нейронных сетей второго и третьего каналов мультиmodalного классификатора, позволяющая моделировать импедансные изображения на фантоме, а также осуществлять комплексирование биоимпедансных изображений грудной клетки с изображениями аксиальных сечений грудной клетки, полученными другими интроскопическими методами.

Степень достоверности и апробация работы. Результаты исследования показали возможность воспроизводимости в разных условиях, согласованность с методами биоимпедансной спектроскопии, теорией искусственных нейронных сетей и машинного и глубокого обучения, а также аналогичными результатами спектроскопии биоимпеданса, которые были получены другими исследователями. Результаты экспериментальных исследований ММК риска ЗЛ не противоречат ранее опубликованным исследовательским данным по теме диссертации.

Основные теоретические положения и научные результаты диссертационной работы излагались, обсуждались, а также получили положительную оценку на 14 Всероссийских и Международных конференциях: «Моделирование и прогнозирование развития отраслей социально-экономической сферы» (Курск – 2023); «Биотехнология и биомедицинская инженерия» (Курск – 2023, 2025); «Проблемы информатики в образовании, управлении, экономике и технике» (Пенза – 2023, 2024); «Нейроинформатика, её приложения и анализ данных» (Красноярск – 2024); «Медицинские приборы и технологии - 2024» (Тула – 2024); «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Рязань – 2024, 2025); «Радиоэлектроника. Проблемы и перспективы развития» (Тамбов – 2024, 2025); «Актуальные проблемы медицинской науки и образования (АПМНО-2024)» (Пенза – 2024); «Медико-экологические информационные технологии – 2025» (Курск – 2025); «Лазерно-информационные технологии (ЛИТ-2025)» (Новороссийск - 2025); на семинарах кафедры биомедицинской инженерии ЮЗГУ (Курск – 2022-2026).

Публикации. Основные результаты исследования отражены в 20 научных работах, из них 5 статей в ведущих рецензируемых научных журналах и один патент на изобретение.

Структура и объем работы. Диссертационная работа состоит из введения, четырех разделов, заключения и списка литературы, включающего 55 отечественных и 100 зарубежных наименований. Работа изложена на 150 страницах машинописного текста, содержит 61 рисунок и 5 таблиц.

1 Принципы построения и тенденции развития систем поддержки принятия врачебных решений на основе биоимпедансных исследований при диагностике заболеваний легких

1.1 Проблемы диагностики заболеваний легких по результатам рентгенологических исследований

ЗЛ распространены очень широко. Среди самых частых патологий дыхательной системы можно выделить:

- пневмонию;
- рак легких;
- хроническую обструктивную болезнь легких;
- туберкулез;
- астму;
- бронхиты.

Дифференциальная диагностика ЗЛ, особенно в период эпидемического распространения респираторных инфекций, является весьма сложной задачей и окончательные решения принимаются в результате тщательных рентгенологических исследований с использованием КТ [2]. При поступлении пациента в инфекционный госпиталь часто отсутствует анамнез и рентгенологи и клиницисты делают, так называемые «Систематические ошибки доступности» [3]. Эти ошибки в медицине связаны с тенденцией оценивать диагнозы как более или менее вероятные в зависимости от эпидемиологической ситуации и недавно обследованных пациентов.

При диагностике респираторных заболеваний в условиях сложной эпидемиологической ситуации для быстрой сортировки больных используется КТ [90]. По данным метаанализа [113] диагностическая чувствительность КТ в дифференциальной диагностике ЗЛ составила 94%, а специфичность — 35% [112]. Эти результаты указывают на то, что использование КТ грудной клетки может

привести к большому количеству ложноположительных результатов, увеличению медицинских расходов и рабочей нагрузки, увеличению тревожности пациентов.

При КТ-исследовании симптом (или паттерн) «матовое стекло» (МС) (англ. ground-glass opacities, GGO) встречается при очень многих заболеваниях легких и не является специфичным. Субстрат паттерна — заполнение альвеол жидкостью с образованием пеноподобной субстанции. На КТ плотности по типу МС определяются как нежные альвеолярные плотности, на фоне которых сохраняется визуализация сосудов легких [9]. Заболевания, сопровождающиеся симптомом МС, различны по этиологии, патогенезу. Рассмотрим особенности наиболее распространенных и актуальных в настоящее время заболеваний, диагностируемых посредством КТ грудной клетки.

Вирусы являются наиболее распространенными причинами инфекций дыхательных путей. Наиболее распространенным патогеном, вызывающим вирусную пневмонию, является вирус гриппа [114]. Клинические признаки и симптомы вирусной пневмонии часто разнообразны и зависят от иммунного статуса хозяина [121]. Спектр результатов КТ, встречающихся при различных легочных вирусных заболеваниях, включает четыре основные категории:

- 1) паттерн МС;
- 2) затемнения по типу «дерево в почках»;
- 3) утолщение междольковой перегородки;
- 4) утолщение бронхиальной и/или бронхиолярной стенки [125].

Дифференциальную диагностику вирусной пневмонии в первую очередь осуществляют с интерстициальной пневмонией, вызванной дрожжеподобным грибом *Pneumocystis jirovecii* (пневмоцистная пневмония (ПП)) [3, 134, 155]. КТ-картина характеризуется неспецифичностью, наличием зон МС, преимущественно в прикорневой и средней зонах [3, 104, 142, 153].

Симптом МС часто может определяться при онкологической патологии легочной ткани. Интерпретация симптома МС как раннего признака рака легкого на компьютерных томограммах также требует дальнейшего изучения [6, 105].

Хотя рентгенодиагностика ЗЛ показывает, что КТ органов грудной клетки стала основным диагностическим критерием поражения легких, тем не менее, выделения различий между ЗЛ при визуализации легочной ткани является сложной задачей и при высокой ДЧ обнаружения изменения легочной ткани обладает низкой ДС в дифференциальной диагностике. Для повышения качества диагностики и исключения ложноположительных результатов одним из перспективных направлений является развитие методов биоимпедансной визуализации биоматериала грудной клетки. Использование комбинации клинических и визуализационных данных, в том числе путем комбинации различных методов визуализации, может существенно повысить точность диагноза.

1.2 Техника электроимпедансной визуализации

ЭИИ - это метод визуализации, при котором пациент или объект исследуется с помощью безвредных 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 из-за приложения к электродам тока низкой амплитуды и частоты. На рисунке 1.1 показано, как получают биоимпедансное изображение [126].



Рисунок 1.1 - Здоровый человек с 23 электродами по окружности грудной клетки [126]

Для L электродов используются $(L-1)$ линейно независимых диаграмм направленности тока, которые составляют один кадр в наборе данных, и отображение Дирихле-Неймана будет вычислено, как описано ниже.

Задача ЭИИ моделируется уравнением проводимости,

$$\nabla \cdot (\gamma(x, y) \nabla u(x, y)) = 0, \quad (x, y) \in \Omega, \quad (1.1)$$

где Ω обозначает двумерную односвязную область, u - электрический потенциал, а $\gamma = \sigma + i\omega\varepsilon$ - комплексная проводимость области, где σ - проводимость среды, ε - диэлектрическая проницаемость, а ω - временная угловая частота приложенной электромагнитной волны. Полагаем, что γ является действительным, а неизвестным параметром является проводимость. Подача известного напряжения f на границу области соответствует граничному условию Дирихле

$$u(x, y) = f(x, y), \quad (x, y) \in \partial\Omega, \quad (1.2)$$

где $\partial\Omega$ - граница области. Измерение результирующего распределения плотности тока j на границе соответствует знанию граничного условия Неймана

$$\gamma(x, y) \frac{\partial u}{\partial \nu}(x, y) = j(x, y) \quad (x, y) \in \partial\Omega, \quad (1.3)$$

где ν - 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 обозначается как $\Lambda\gamma$.

Основной принцип техники визуализации ЭИИ заключается в подаче тока на одну пару электродов, а затем в измерении генерируемых разностей поверхностного потенциала на оставшихся электродах (рисунок 1.2) [119].

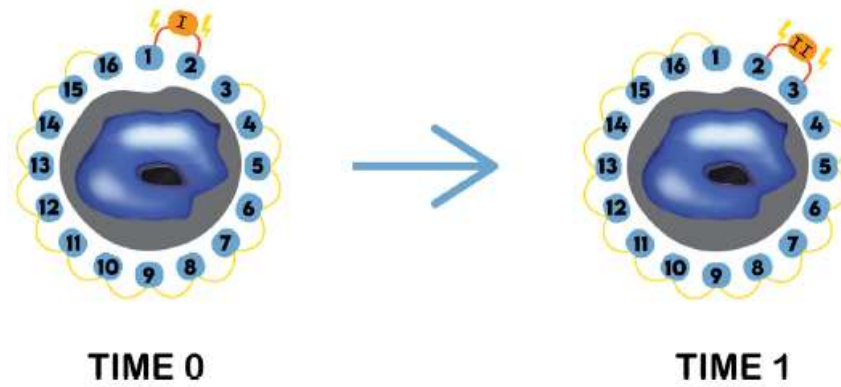


Рисунок 1.2 - Символическое изображение 16 электродов, размещенных на груди, и метода их измерения с течением времени: пара электродов, размещенных рядом друг с другом, генерирует электрический ток, который затем измеряется всеми другими парами электродов [119]

Измерительная система может содержать: 8 электродов (Maltron Sheffield МК 3.5, Великобритания), 16 электродов (PulmoVista, Dreager, Германия), 32 электрода (Timple Enlight, Бразилия, и Swisstom - Elisa 800 VIT, Leowenstein Medical, Германия) или даже 64 электрода (используются экспериментально), соединенных индивидуально или размещенных на эластичном поясе или нетканом жилете, размеры которых подбираются в соответствии с антропометрическими данными пациента (рисунок 1.3) [119].



Рисунок 1.3 - Примеры электроимпедансных томографов: справа: мобильный PulmoVista, Dreager, Германия; слева: электроимпедансный томограф, интегрированный с Elisa 800 VIT, Leowenstein Medical, Германия [119]

Чтобы минимизировать нарушения импеданса куполов диафрагмы и апикальных отделов легких, электроды ЭИИ должны быть размещены в межреберье IV–V (электроды, размещенные слишком низко: влияние на значение податливости; электроды, размещенные слишком высоко: ложная гиперинфляция) [119]. Тогда становится ясно, почему результаты ЭИИ могут быть совершенно неспецифичными по сравнению с классическими методами визуализации 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 результирующее напряжение измеряется всеми остальными электродами (рисунок 1.2). 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 краевой фильтрации устраняет большинство возникающих артефактов (например, функцию 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 (рисунок 1.4).

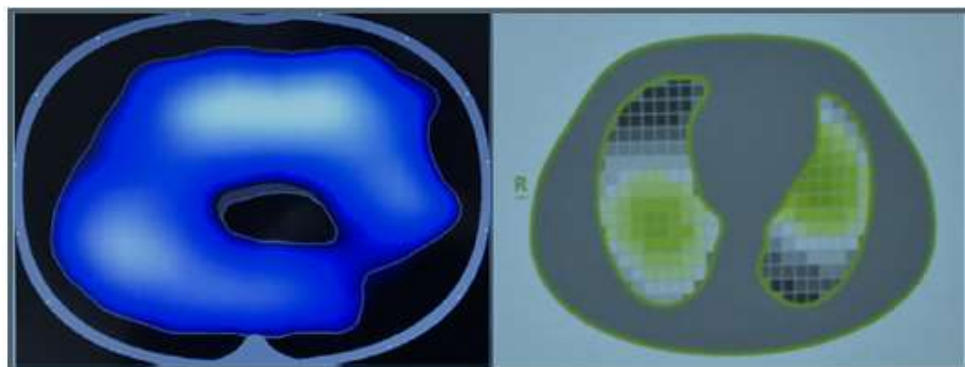


Рисунок 1.4 - Пиксели различной интенсивности, представляющие изменения импеданса в отдельных областях легких: слева: светло-голубой цвет обозначает хорошо вентилируемые области, а темно-синий — плохо вентилируемые области; справа: зеленые пиксели обозначают хорошо вентилируемые области, а серые пиксели обозначают плохо вентилируемые области [119]

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 (рисунок 1.5).

Дизайн вида экрана представлен в каудально-краниальной оси (как при классических КТ-сканированиях), поэтому правая сторона экрана представляет собой левую сторону пациента [119]. Чтобы понять клиническую природу электроимпедансной томографии (ЭИТ), 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.

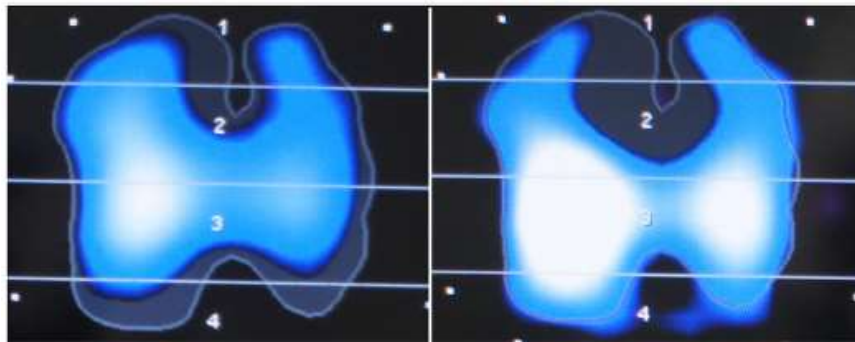


Рисунок 1.5 - Слева: регионы, разделенные на четыре слоя (области интереса, ROI). Справа: представление процентной доли каждого слоя в отношении вклада в вентиляцию (PulmoVista, Drerager, Германия) [119]

При ограниченной или отсутствующей области раздувания устройство не регистрирует изменения импеданса и изображение ЭИТ 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 ARDS. Это вызвано изменением биомеханических свойств и возможным утолщением альвеолярной перегородки, что затрудняет прохождение электрического тока.

1.3 Электроимпедансная томография

ЭИТ — это неинвазивная, недорогая и быстрая технология визуализации, которая может применяться для обнаружения распределения проводимости поперечного сечения объекта, такого как промышленная труба и грудная клетка человека [148]. В зависимости от свойств среды применения ЭИТ можно в основном разделить на следующие два каталога: разностная (динамическая) ЭИТ и абсолютная (статическая) ЭИТ. Разностная ЭИТ используется для реконструкции изменения распределения проводимости с помощью двух наборов измерений в разное время или на разных частотах, что популярно в медицинской визуализации и применяется при мониторинге дыхания. Абсолютная ЭИТ используется для реконструкции абсолютного распределения проводимости с помощью одного набора текущих измерений и одного набора эталонных измерений. Это конечная цель ЭИТ, но с учетом некоторых ограничений [148].

При абсолютной визуализации требуются эталонные напряжения, которые могут быть определены из эталонного домена. Для построения эталонного домена можно использовать эталонную модель на платформе моделирования или построить эталонный домен путем заполнения измеряемого сосуда чистым фоновым веществом [148].

Процесс ЭИТ состоит из двух основных моделей: прямой и обратной. Прямая модель используется для расчета матрицы чувствительности и определения измерений напряжения из распределения проводимости. Обратная

модель используется для реконструкции распределения проводимости из матрицы чувствительности и измерений напряжения.

Математическая модель ЭИТ может быть выражена как

$$U = f(\sigma, I), \quad (1.4)$$

где $f(\sigma, I)$ представляет собой прямую модель, которая отображает распределение проводимости σ и тока I в граничный вектор напряжения U .

Соотношение между изменением распределения проводимости $\Delta\sigma$ и изменением граничного напряжения ΔU может быть выражено как

$$\Delta U = J\Delta\sigma, \quad (1.5)$$

где J — матрица чувствительности, которая может быть рассчитана в прямой модели.

Для абсолютной визуализации сначала получается опорная система U_{ref} в качестве базовой линии в области, в которой проводимость распределена равномерно. Затем измеряются граничные напряжения в измеряемой области. Изменение напряжения можно рассчитать по формуле

$$\Delta U = U - U_{ref}. \quad (1.6)$$

Затем распределение абсолютной проводимости $\Delta\sigma$ можно восстановить, решив следующую задачу

$$\Delta\sigma = J^{-1} \Delta U. \quad (1.7)$$

Наиболее простое решение (1.7) — использовать транспонированную матрицу чувствительности J^T вместо недоступной J^{-1} как

$$\Delta \hat{\sigma} = J^T \Delta U. \quad (1.8)$$

Для восстановления распределения проводимости опорные напряжения необходимо получить прямым измерением или оценкой в соответствии с известными данными.

Для исследования закона изменения опорных измерений на платформе моделирования используют 16-электродный датчик ЭИТ, как показано на рисунке 1.6(a) [148].

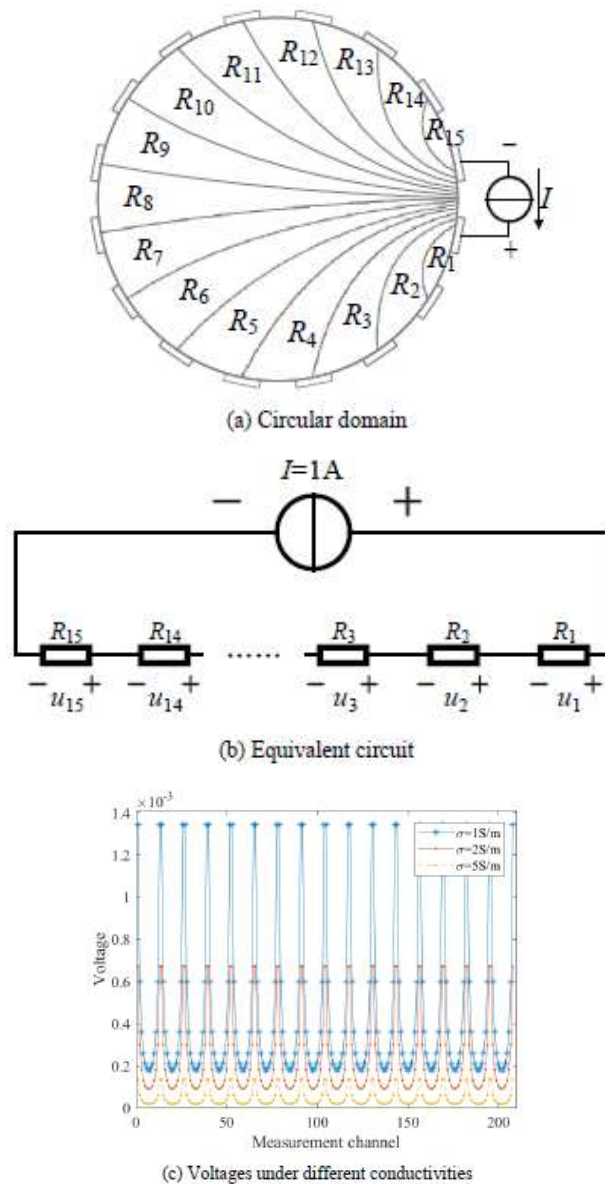


Рисунок 1.6 - Схема и характеристики однородного поля на платформе моделирования используют 16-электродный датчик ЭИТ [148]

Радиус составляет 1 м; электроды размещены равномерно; инжестируемый ток I составляет 1 А; распределение проводимости равномерное. В этой круговой области, когда ток инжестируется в пару электродов, поле можно разделить на 15 областей измерения эквипотенциальными линиями.

В этом поле каждая чувствительная область может быть эквивалентна резистору R_i , а эквивалентная схема показана на рисунок 1.6(b), где напряжение чувствительной области i равно u_i . Согласно закону Ома, напряжение u_i можно рассчитать как

$$u_i = IR_i. \quad (1.9)$$

Связь любых двух наборов опорного напряжения при различных фоновых проводимостях можно выразить как

$$U_{\text{ref1}} \sigma_1 = U_{\text{ref2}} \sigma_2, \quad (1.10)$$

где U_{ref1} и U_{ref2} представляют два опорных вектора, когда фоновые проводимости равны σ_1 и σ_2 , соответственно.

Эта связь подтверждается на рисунке 1.6(c), на котором показаны измерения при $\sigma=1$ См/м, 2 См/м, 5 См/м. Видно, что закон изменения набора напряжений соответствует соотношению в (1.10).

Кроме того, опорная система и признак опорного набора можно выразить как

$$U_{\text{ref}} = \lambda U_{\text{nref}}, \quad (1.11)$$

$$f(U_{\text{ref}}) = \lambda f(U_{\text{nref}}), \quad (1.12)$$

где $f(U)$ представляет оператор признака, который отображает вектор напряжения в значение признака; U_{nref} — нормализованный опорный вектор, характеристика

которого равна 1; а λ называется опорным параметром, который представляет собой отношение проводимостей U_{nref} и U_{ref} .

Согласно определению U_{nref} , значение λ равно характеристике опорного напряжения, заданной как

$$\lambda = f(U_{ref}). \quad (1.13)$$

Согласно (1.11) и (1.12), U_{ref} можно рассчитать через

$$U_{ref} = f(U_{ref}) U_{nref}. \quad (1.14)$$

Проблема абсолютной визуализации зависит от способа оценки значения признака набора опорного напряжения через известные условия. Перед исследованием следует в первую очередь изучить допустимое смещение опорных напряжений, чтобы оценить предполагаемое значение признака.

Чтобы проверить влияние опорного смещения, строятся два вида распределения проводимости, как показано на рисунке 1.7, которые представляют модель пузырька и модель пар легких, соответственно.

Перед реконструкцией необходимо получить опорные напряжения в соответствующем однородном поле.

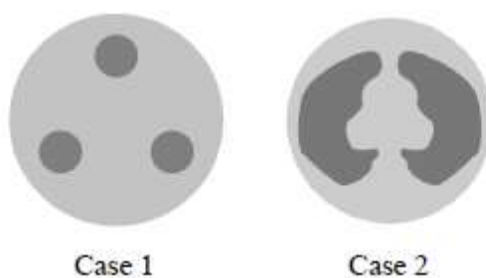


Рисунок 1.7 - Модели распределения проводимости для исследования допустимых отклонений [148]

Смещения с пропорциями от -5% до 5% добавляются в опорные напряжения, а преобразованный набор напряжений описывается как

$$U'_{\text{ref}} = (1 + \beta)U_{\text{ref}}, \quad (1.15)$$

где β — пропорция смещения.

Для оценки этих изображений применяется коэффициент корреляции, который определяется как

$$E_{CC} = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{\sigma}_i - \bar{\sigma})(\sigma_i - \bar{\sigma}')}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (\hat{\sigma}_i - \bar{\sigma})^2 \sum_{i=1}^n (\sigma_i - \bar{\sigma}')^2}}, \quad (1.16)$$

где $\hat{\sigma}$ — вектор проводимости, а σ — вектор проводимости реальной модели; $\hat{\sigma}_i$ и σ_i — i -е элементы $\hat{\sigma}$ и σ соответственно; $\bar{\sigma}$ и $\bar{\sigma}'$ — средние значения $\hat{\sigma}$ и σ , соответственно; и n — общее количество элементов. Этот метод используется для оценки всех реконструированных изображений [148].

Измеренная информация в реальном времени передается в опорную оценку как

$$f(U) \approx f(U_{\text{ref}}). \quad (1.17)$$

Измерения моделей на рисунке 1.7 показаны на рисунке 1.8.

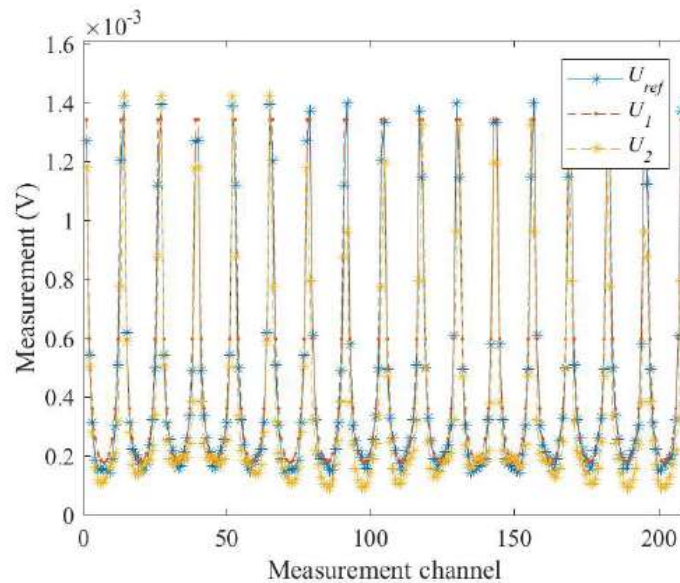


Рисунок 1.8 – Результаты измерения моделей на рисунке 1.7 [148]

Рассматриваются три характеристики: среднее значение, диапазон и средний диапазон, которые соответственно вычисляются через

$$\text{average}(U) = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m u_i, \quad (1.18)$$

$$\text{range}(U) = \max(U) - \min(U), \quad (1.19)$$

$$\text{midrange}(U) = \frac{\max(U) + \min(U)}{2}. \quad (1.20)$$

К факторам, влияющим на измеренные напряжения, относятся: положение объекта, пропорция объекта и пропорция проводимости объекта и фона. Сосредоточившись на факторе положения объекта, строится модель с одним объектом, как показано на рисунке 1.9, где d представляет собой расстояние между центрами объекта и круговой области. Радиус объекта составляет 0,2 м, а проводимость составляет 2 См/м.

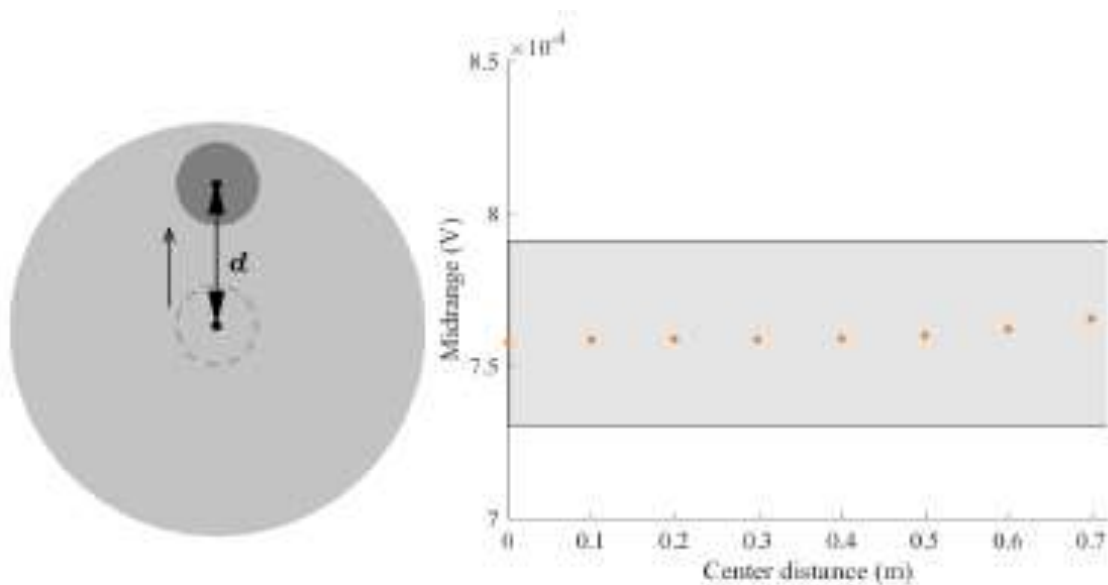


Рисунок 1.9 - Проверка среднего диапазона с положением объекта [148]

Перемещая объект из центра в граничную область, получаются измерения в разных положениях объекта. Значения среднего диапазона показаны на рисунке 1.9, где серая область представляет собой смещение допуска. Видно, что при перемещении отдельного объекта в поле изменения значений среднего диапазона незначительны, и все данные находятся в области смещения.

Согласно проводимостям основных тканей тела [148], коэффициент проводимости составляет менее 100 и более 0,01 при частотах, изменяющихся от 10 кГц до 10 МГц. Более того, коэффициент обычно составляет более 100 или менее 0,01 в промышленном применении. Учитывая общие коэффициенты проводимости в приложениях, измерения получаются с различными проводимостями объекта, в 0.00001, 0.001, 0.1, 2.5, 10, 20, 50, 100, ..., 10000 раз больше фоновой проводимости, а фоновая проводимость устанавливается как 1 См/м.

Средние значения показаны на рисунке 1.10.

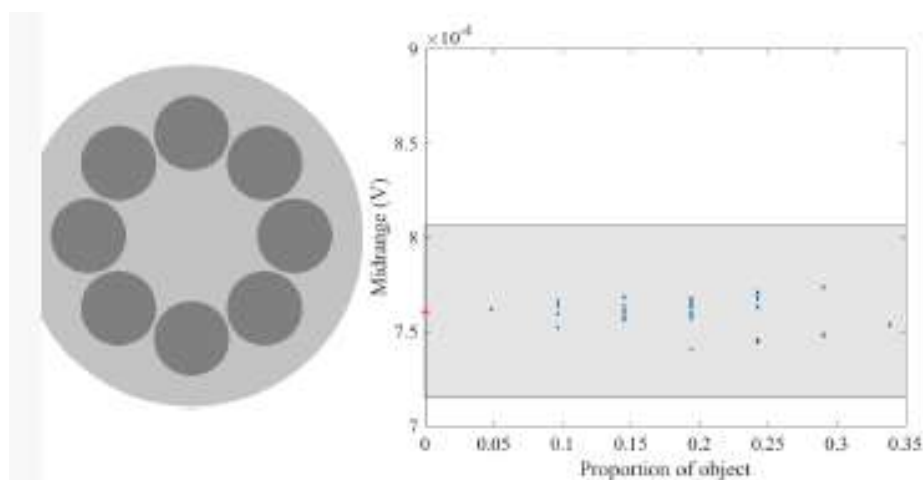


Рисунок 1.10 - Проверка среднего диапазона с пропорцией объекта [148]

В целом, средний диапазон является стабильной характеристикой переноса и может быть выбран в качестве оператора функции. Набор эталонных измерений можно оценить через

$$\hat{U}_{ref} = f(U)U_{nref}, \quad (1.21)$$

где

$$f(U) = \frac{\max(U) + \min(U)}{2} \quad (1.22)$$

На основе вышеприведенного анализа процесс абсолютной визуализации показан на рисунке 1.11 и выражается следующим образом.

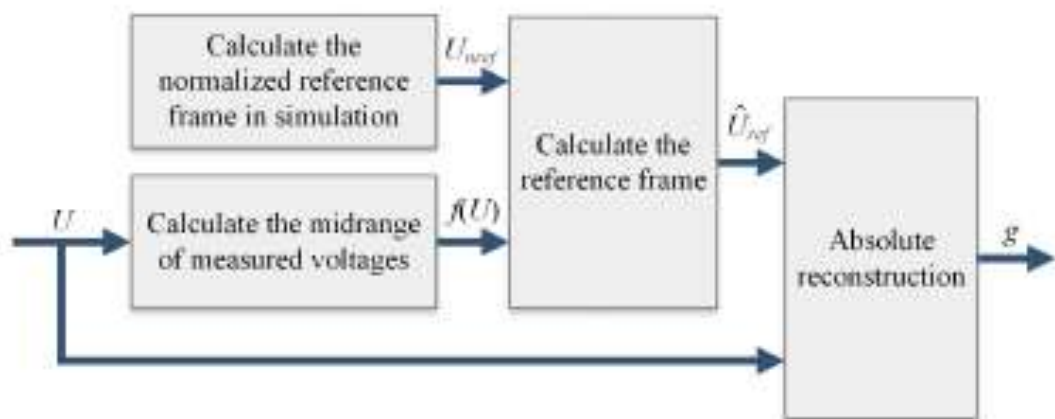


Рисунок 1.11 - Процесс абсолютной визуализации [148]

Шаг 1. Рассчитайте в модели нормализованную систему отсчета U_{nref} (средний диапазон которого 1 В).

Шаг 2. Рассчитайте среднее значение $f(U)$ (1.22).

Шаг 3. Оцените систему отсчета \hat{U}_{ref} (1.21).

Шаг 4. Восстановите распределение абсолютной проводимости.

Таким образом, можно получить распределение абсолютной проводимости без необходимости в измерительных эталонных напряжениях.

Более того, нормализованная система отсчета не будет изменена, если контур чувствительной области и положение электрода пропорциональны, поэтому ее можно определить при изготовлении датчика.

1.4 Реконструкция сложных проводимостей

Итерационные методы включают пространственные априорные параметры в алгоритм реконструкции в виде штрафного члена функционала затрат, который является регуляризационным членом в алгоритме реконструкции. Для метода D-bar преобразование рассеяния искажается при наличии шума, а усечение в k -плоскости упорядочивает реконструкцию. Метод включения пространственных ориентиров для восстановления утраченной, но заранее известной информации был представлен в [126].

Идея состоит в том, чтобы вычислить преобразование рассеяния для пространственного априора в большей области в k -плоскости из прямой задачи и использовать его для добавления преобразования рассеяния, вычисленного на основе данных. Это реализуется путем определения преобразования кусочного рассеяния

$$\mathbf{t}_{\text{pw}}(k) = \mathbf{t}_{R_1, R_2}(k) := \begin{cases} \mathbf{t}(k), & |k| \leq R_1, \\ \mathbf{t}_{\text{pr}}(k), & R_1 < |k| \leq R_2, \\ 0, & |k| > R_2. \end{cases} \quad (1.23)$$

При работе с экспериментальными данными выбор значений электропроводности для предшествующих значений может быть серьезной проблемой. В работе [59] был предложен метод оптимизации, в котором кусочно-постоянные значения проводимости для пространственного объекта выбираются таким образом, чтобы обеспечить наилучшее соответствие преобразованию рассеяния, вычисленному на основе данных измерений при $|k| \leq R_1$. Эффективность этого метода была продемонстрирована на разностных изображениях, экспериментальных данных резервуара в [63]. На рисунке 1.12 из [63] показан результат применения этого метода к данным, собранным в заполненной физиологическим раствором емкости с сердцем и легкими на агаре.

Этот метод был использован на данных о пациенте с муковисцидозом, собранных в ходе исследования, описанного в [126].

Ткани человека обладают емкостью, поэтому комплексная часть диэлектрической проницаемости в уравнении (1.1) отлична от нуля. Следовательно, диэлектрическая проницаемость позволяет получить дополнительное изображение, которое может быть полезно в клинической практике. Изображение диэлектрической проницаемости может помочь различить эти два условия (рисунок 1.13).

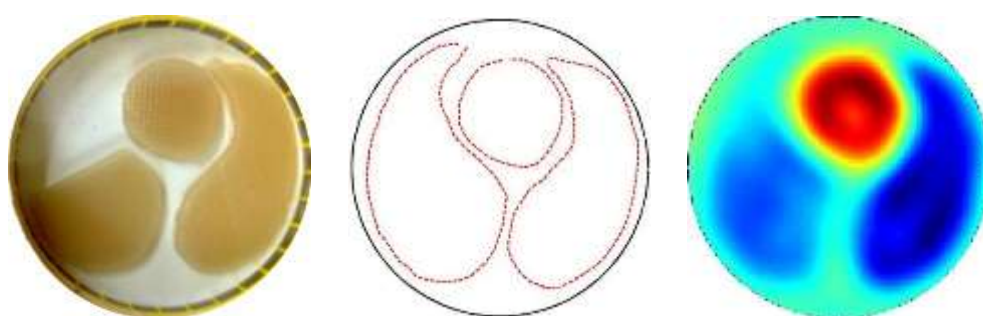


Рисунок 1.12 - Слева: Фотография резервуара с имитацией сердца и легких, изготовленных из агара, с повреждением легкого слева. В центре: Границы пространственного изображения. Справа: Реконструкция с $R1 = 5$, $R2 = 10$, $\alpha = 1,0$ [63]

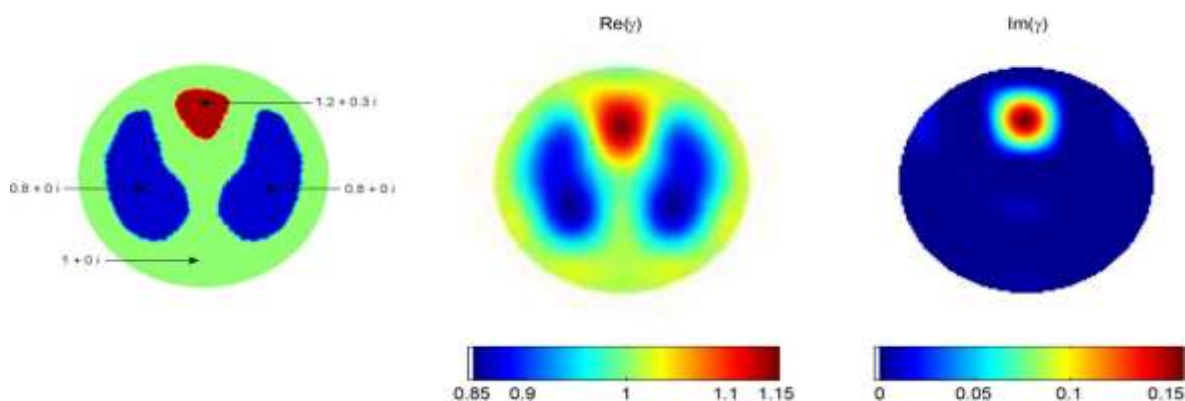


Рисунок 1.13 - Слева: идеальное распределение диэлектрической проницаемости.

Обратите внимание, что диэлектрическая проницаемость легких совпадает с диэлектрической проницаемостью фона, и поэтому в воображаемом компоненте реконструкции должно быть видно только сердце. Центр: Реконструкция действительной части (проводимости). Справа: Реконструкция мнимой части (диэлектрической проницаемости). Реконструкция основана на данных без помех [63]

Если проводимость анизотропна, то обратная задача о проводимости не имеет однозначного решения. Однако деформацию анизотропной проводимости можно рассчитать с помощью метода D-bar.

Предположим, что внутри пациента или объекта исследования есть область интереса - ROI, где требуется более высокое качество изображения. Затем можно расположить электроды определенным образом и использовать конформные карты. Область измерения может быть сначала отображена на единичном диске, а затем ROI может быть увеличен с помощью другой конформной карты [126].

1.5 Методы комплексирования медицинских изображений в системах поддержки врачебных решений

Основное внимание при биоимпедансной визуализации уделено методам визуализации, которые позволяют преобразовать данные о сопротивлении тканей в графические модели, отражающие пространственное распределение импеданса. В [36] представлена биотехническая система, предназначенная для анализа прекардиальных сигналов и построения импедансных карт грудной клетки. Исследование проводилось на моделях грудной клетки с использованием сенсорных датчиков, регистрирующих биоэлектрические сигналы. Эксперименты включали сравнение различных алгоритмов обработки данных для повышения точности отображения аномалий, таких как опухоли или воспалительные процессы. Авторы применили методы интерполяции и фильтрации сигналов для устранения шума, а также разработали программный модуль для построения двумерных импедансных карт. Для визуализации использовались тепловые градиенты, где цветом обозначался уровень сопротивления тканей. Программное обеспечение позволило выявлять локальные изменения импеданса, связанные с патологиями сердечно-сосудистой системы, что подтверждается сравнением с клиническими данными пациентов [36].

Для повышения эффективности диагностики ЗЛ часто используют анализ нескольких изображений. Изображения могут классифицироваться как по отдельности, с последующей агрегацией решения соответствующих классификаторов, так и комплексироваться на входе одного классификатора. Основная причина сложностей, возникающих при обучении таких систем МО, заключается в том, что обучающее множество содержит обычно только несколько примеров, соответствующих каждому заболеванию из дифференциально-диагностического ряда. Это делает применение имеющихся систем в реальной медицинской практике проблематичным. В то же время, опытный рентгенолог во многих случаях может обнаружить и безошибочно интерпретировать патологию на снимке. Ситуация, связанная с редкими случаями, аналогична обучению на одном примере (one-shot learning), для которого одним из алгоритмов обучения является сиамская нейронная сеть (СНС), которая является предшественницей мультимодальных методов [38].

При построении СППВР, основанных на комплексировании методов интроскопии, исходят из того, что каждый метод, кроме достоинств, имеет определённые ограничения, которые может компенсировать другой метод, со своими определёнными ограничениями. В ряде работ для повышения эффективности классификации используют мультиканальные (многоканальные) классификаторы [28, 29, 30, 31, 38, 39, 40, 41]. В [38] для построения многоканального классификатора был использован трехканальный классификатор. На рисунке 1.14 представлена его структурная схема на этапе обучения.

В первом канале для классификации гистограмм, используется глубокий лес. Эти пять гистограмм представляют векторы признаков малой размерности, которые описывают внутреннюю структуру морфологического образования (поверхность и окружение).

Второй канал использует СНС, состоящую из простых нейронных сетей, обученных на парах гистограмм. Третий канал использует сиамскую нейронную сеть, состоящую из CNN, обученных на парах «вырезанных» 3D объектов на снимках рентгеновской компьютерной томографии (РКТ). Результирующий

диагноз определяется, исходя из комбинирования вероятностей того или иного диагноза, полученных для каждого канала, и исходя из корректности классификации на тестирующих примерах.

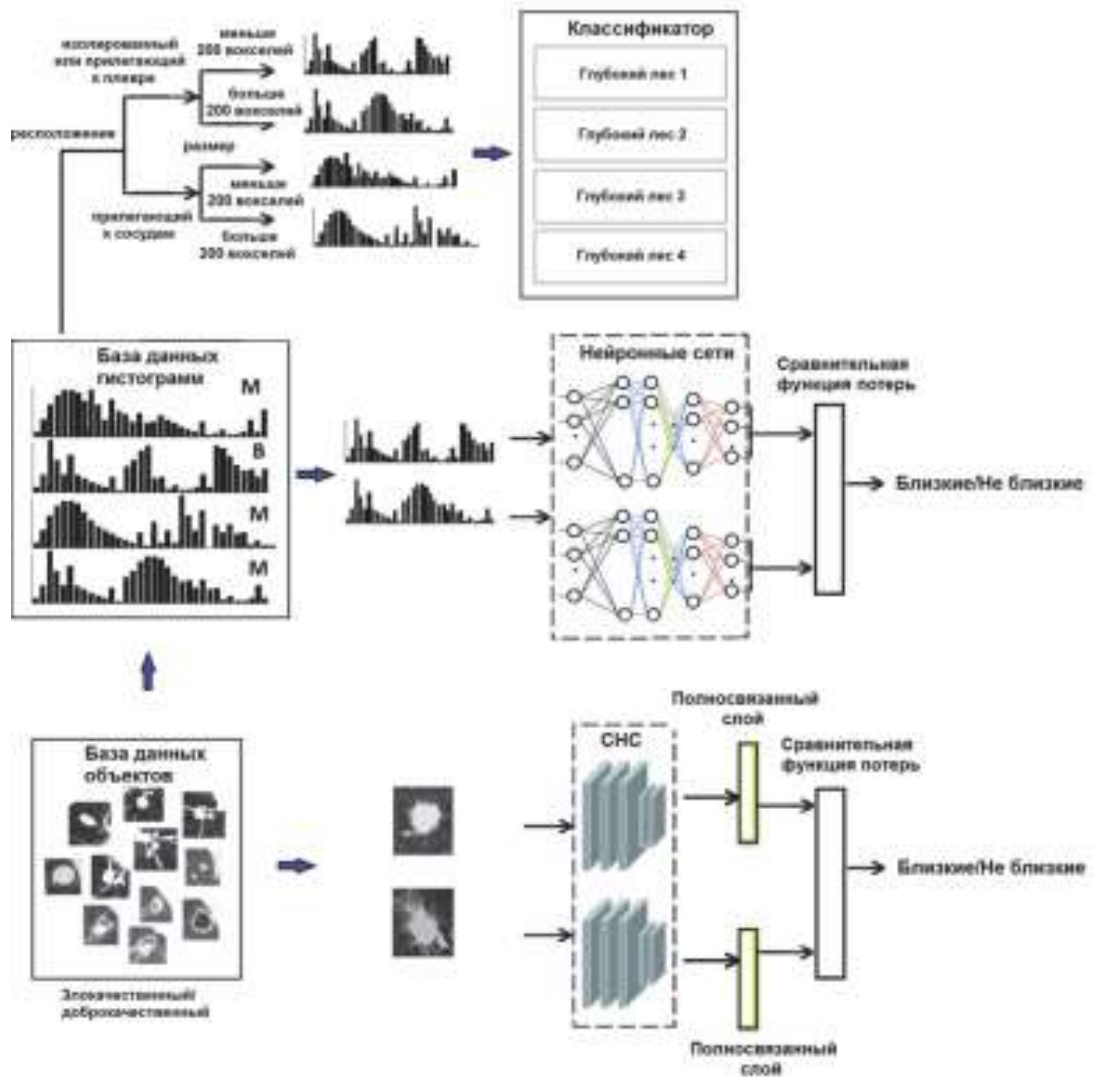


Рисунок 1.14 — Структура трёхканальной системы комплексирования методов интроскопических исследований [38]

Известно, что радиометрические методы позволяют извлекать детальную фенотипическую информацию. Они могут сочетаться с технологиями глубокого обучения, что позволяет разработать более точные неинвазивные методы для диагностики ЗЛ, тем самым способствуя персонализированным стратегиям лечения и в конечном итоге улучшая исходы для пациентов [36]. На рисунке 1.15

представлен процесс формирования и объединения векторов радиомических и глубоких сверточных признаков.

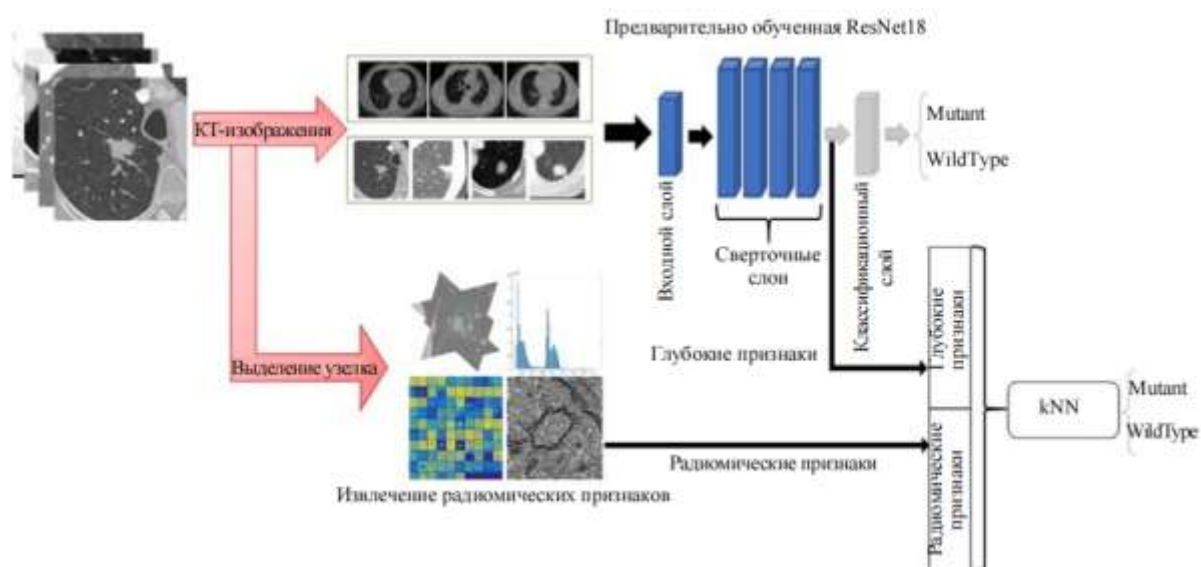


Рисунок 1.15 - Комплексование радиомических признаков со снимками рентгеновской компьютерной томографии [36]

Объединенный вектор признаков затем поступает на вход метода k ближайших соседей (k-nearest neighbors algorithm – kNN) для определения патологических морфологических образований. Таким образом, модель извлекает выгоду как из высокоуровневых абстрактных представлений, полученных ResNet18, так и из клинически значимых понятий, предоставляемых радиомическими признаками. Логика этого подхода заключается в использовании дополняющих друг друга сильных сторон глубокого обучения и радиомики, тем самым повышая прогностическую производительность классифицирующей модели [36].

Таким образом, системы МО с многоканальной и многомодальной структурой сочетают в себе известные методы классификации и алгоритмы глубокого обучения. В них используется компактное представление признаков в виде дескрипторов, что позволяет реализовать достаточно простые методы классификации, простые полносвязные нейронные сети с включением CNN

различной архитектуры, которые используют непосредственно 3D изображения КТ для обучения и классификации.

1.6 Цели и задачи исследования

Проведённый анализ состояния исследований в области биоимпедансной визуализации показал, что в настоящее время весьма широко используются для классификации МР методы ЭИТ и методы электроимпедансного картирования (ЭИК).

Для электроимпедансной визуализации в идеале на основе ЭИТ и ЭИК можно формировать трехмерные изображения, чтобы точно определить не только доброкачественный или злокачественный статус опухоли, но и ее местоположение. Использование 3D ЭИТ и ЭИК может не только улучшить локализацию опухоли для облегчения биопсии, но и помочь отсеять ЛП результаты, вызванные артефактами, такими как повреждения кожи, кости и т.д. Однако для этого необходима системы ЭИТ и 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.

Таким образом, научно-техническая задача исследования состоит в том, чтобы разработать инструменты, которые можно систематически использовать для обеспечения успешного получения и классификации биоимпедансных изображений в условиях неопределенности модели.

Цель работы. Повышение эффективности диагностики заболеваний лёгких посредством электроимпедансной визуализации с дескрипторами, полученными

путем многоканальных биоимпедансных исследований, и технологий комплексирования изображений.

Для достижения цели поставлены следующие задачи:

- осуществить анализ методов классификации медицинского риска на основе электроимпедансной визуализации в задачах диагностики заболеваний легких;

- разработать импедансные модели биоматериала, основанные на многозвенных эквивалентных многополюсниках;

- разработать мультимодальный классификатор риска заболеваний легких, основанный на анализе импедансных и комплексированных изображений аксиальных сечений грудной клетки;

- разработать метод визуализации биоимпеданса по его измерениям в отведениях грудной клетки;

- разработать и экспериментально исследовать аппаратно-программное обеспечение, предназначенное для выявления морфологических образований на биоимпедансных и комплексированных изображениях грудной клетки, и основанное на предложенных моделях и алгоритмах.

2 Многополюсные модели биоимпедансного картирования при диагностике заболеваний легких

2.1 Разработка модели биоимпеданса грудной клетки

Биоимпедансный анализ (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 состояния [15, 19].

Биоимпедансный анализ основан на свойстве биологических тканей по-разному проводить электрический ток [17]. Мышечная ткань, содержащая много воды и электролитов, обладает низким сопротивлением (импедансом), тогда как жировая ткань, являясь плохим проводником, имеет высокий импеданс. Принцип работы заключается в следующем:

- Через тело пропускают слабый электрический ток (обычно 50–800 мкА, частота 5–1000 кГц).
- Измеряется сопротивление тканей (импеданс).
- На основе полученных данных и антропометрических показателей (рост, вес, возраст, пол) рассчитываются:
 - процент жировой массы,
 - количество тощей (мышечной) массы,
 - общая вода в организме,
 - уровень основного обмена веществ.

Целью данного исследования является усовершенствование методов БИА для диагностики ЗЛ. Дескрипторы для классификаторов МР формируются на основе моделей множества отведений с последующими определением параметров этих моделей. 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 [29] и получаем возможность интегрировать объективные и субъективные решения в гибридном классификаторе [30].

Дескрипторы для классификаторов МР формировались путем использования результатов импедансной спектроскопии в квазиортогональных отведениях, посредством которой получают две амплитудно-фазово-частотные характеристики (АФЧХ), на основании которых получаем модели биоимпеданса [17, 18].

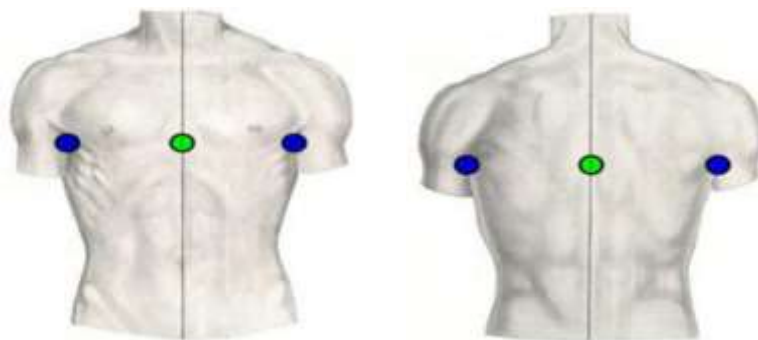


Рисунок 2.1 - Трехмерные проекции, иллюстрирующие принцип формирования квазиортогональных отведений

В [16] 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 [17, 18, 49]. Параметры звеньев Войта определялись из решений системы нелинейных алгебраических уравнений, полученных из экспериментальных АФЧХ отведений посредством использования итерационных алгоритмов. Параметры этих моделей использовались как дескрипторы для обучаемых классификаторов МР.

Используя рисунок 2.1 с иллюстрацией расположения электродов на грудной клетке, можем предложить модель биоматериала грудной клетки в виде

многополюсника (рисунок 2.2). При этом полюсов у многополюсника будет столько, сколько электродов содержит электродный пояс на рисунке 2.1. Используя рисунок 2.1 можем ввести понятие квазиортогонального отведения. При этом под отведением будем понимать электрическую цепь, содержащую электродную пару из электродного пояса. Если оси двух электродных пар взаимно перпендикулярны, то такие отведения назовем квазиортогональными.

Если получить метод или алгоритм, согласно которому мы можем определить величины резисторов в многополюсной модели рисунок 2.2, то их величины можно будет использовать в качестве дескрипторов для обучаемых нейронных сетей, выполняющих функции классификатора МР.

Более того, если сечение под электродами в горизонтальной плоскости на рисунке 2.1 рассматривать в качестве области определения некоторой двумерной функции значений проводимости $Y(x,y)$, а вычисленные значения сопротивлений $R_1, R_2, R_3, R_4, R_5, R_6, R_7, R_8$ (рисунок 2.2) 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 (рисунок 2.2), 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.

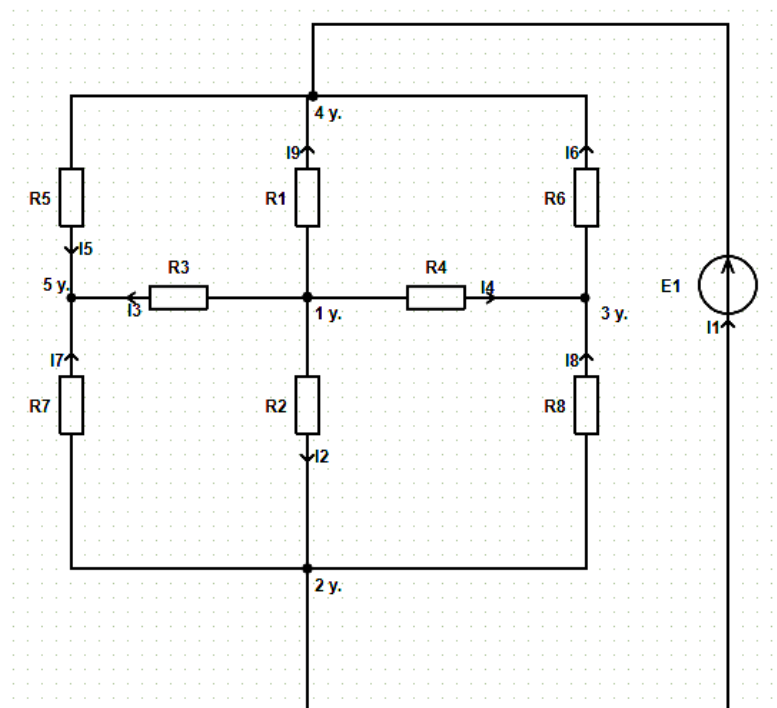


Рисунок 2.2 – Пример электрической схемы многополюсника с пятью полюсами и двумя квазиортогональными отведениями

Метод определения проводимостей эквивалентного многополюсника разобьём на две задачи. Первую задачу назовем прямой, вторую обратной.

2.2 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 2.2. Каждое подключение источника ЭДС к одному из отведений позволяет составить систему линейных алгебраических уравнений, которые могут быть составлены, например, согласно методу узловых потенциалов [10]. Число систем алгебраических уравнений L определяется числом отведений,

доступных в многополюснике, то есть это число сочетаний из числа полюсов N в многополюснике по два

$$L = C_N^2 = \frac{N!}{2!(N-2)!}. \quad (2.1)$$

В каждой системе алгебраических уравнений число уравнений составит $N-2$. Здесь надо отметить, что узел 1 на рисунке 2.2 мы не учитываем, поэтому N всегда четное. Хотя теоретически потенциал в этом узле может быть вычислен при допущениях, представленных на рисунке 2.2, 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 [10].

Метод базируется на первом законе Кирхгофа (законе токов), который гласит, что алгебраическая сумма токов в узле равна нулю. Основные шаги метода [10]:

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, который 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

$$\sum_{i=1}^n I_i = 0, \quad (2.2)$$

где n – число звеньев, примыкающих к узлу φ .

Ток в звене i определяется согласно закону Ома для участка цепи

$$I_i = \frac{\varphi_i - \varphi + E_i}{R_i} + J_i, \quad (2.3)$$

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

$$\varphi \cdot \sum_{i=1}^n Y_i - \sum_{i=1}^n (\varphi_i \cdot Y_i) = \sum_{i=1}^n (E_i \cdot Y_i + J_i). \quad (2.4)$$

Уравнение (2.4) 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.

2.3 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 [22].

Также можно выделить следующие особенности в Mathcad, благодаря которым его можно эффективно использовать для решения поставленной задачи:

1. Естественная математическая нотация. Уравнения записываются в стандартной математической форме, что упрощает их восприятие и снижает вероятность ошибок. Например, система уравнений может быть введена так же, как на бумаге, без необходимости использования специализированного синтаксиса.

2. Интерактивность. Изменение исходных данных автоматически приводит к пересчету всех зависимых выражений. Это особенно полезно, если учитывать тот факт, что в ходе выполнения работы предстоит иметь дело с шестью системами, каждая из которых отличается друг от друга. В итоге, нет необходимости изменять значения выражений для каждой отдельной системы, это всё можно сделать разом для всех систем.

3. Универсальность. В одном файле можно разместить сколько угодно различных графиков, систем уравнений, текстовых листов и т.д.

4. Удобство ввода. В Mathcad достаточно легко можно ввести те или иные матрицы и векторы, которые требуются для расчёта систем уравнений через

функцию «lsolve». То же самое можно сказать про удобство любых переменных, текста и так далее.

Изначально, была идея решения систем уравнений с помощью «Find», но, в ходе решения систем, было выявлено, что в данном случае эта функция не может посчитать значения потенциалов узлов, не до конца ясно, что могло стать причиной подобного исхода, но, тем не менее, так как в ходе решения стало ясно, что предстоит иметь дело только с линейными системами, то отлично подошла другая функция – «lsolve» (рисунок 2.3).

$$A := \begin{bmatrix} \left(\frac{1}{R2} + \frac{1}{R4} + \frac{1}{R3} + \frac{1}{R1}\right) & \frac{-1}{R3} & \frac{-1}{R4} \\ \frac{-1}{R4} & \left(\frac{1}{R4} + \frac{1}{R6} + \frac{1}{R7}\right) & 0 \\ \frac{-1}{R3} & 0 & \left(\frac{1}{R3} + \frac{1}{R7} + \frac{1}{R5}\right) \end{bmatrix}$$

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi2}{R2} + \frac{\varphi4}{R1} \\ \frac{\varphi2}{R7} + \frac{\varphi4}{R6} \\ \frac{\varphi2}{R7} + \frac{\varphi4}{R5} \end{pmatrix}$$

$$\underline{x} := \text{lsolve}(A, B)$$

$$\begin{array}{lll} \underline{\varphi1} := x_0 & \underline{\varphi3} := x_1 & \underline{\varphi5} := x_2 \\ \varphi1 = 54.186 & \varphi3 = 54.4 & \varphi5 = 60.743 \end{array}$$

Рисунок 2.3 – Пример решения системы с помощью функции lsolve

Данная функция имеет решение системы уравнения следующего вида:

$$A * X = B, \quad (2.5)$$

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 (рисунок 2.4).

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 №3

$$\varphi_3 \cdot \left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_8} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_4} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_6} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_8} = 0$$

Уравнения для узла №5

$$\varphi_5 \cdot \left(\frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_7} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_3} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_5} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_7} = 0$$

Рисунок 2.4 – Пример оформления уравнений для узлов с неизвестным потенциалом

Все необходимые значения сопротивлений задаются в самом начале документа MathCad. Для удобства координации можно использовать команду Ctrl+F, чтобы легче было ориентироваться в расчётах (рисунок 2.5). В конечном итоге, было составлено 6 систем уравнений (рисунки 2.6 ... 2.11), которые рассчитывают узловые потенциалы в четырёх узлах.

Для навигации по документу, можно использовать сочетание клавиш Ctrl+F

Для этого нужно набрать один из следующих запросов:

Напряжение между узлами 5 и 3

Напряжение между узлами 4 и 2

Напряжение между узлами 3 и 4

Напряжение между узлами 5 и 4

Напряжение между узлами 2 и 3

Напряжение между узлами 5 и 2

Рисунок 2.5 – Памятка для упрощенного поиска той или иной системы уравнений

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:

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

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

Рисунок 2.6 – Система уравнений, когда напряжение установлено между узлами 5 и 3

Напряжение между узлами 4 и 2

Примем потенциал узла 2 равным нулю (заземлим)

$$\varphi_2 := 0 \quad \varphi_4 := 100$$

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 №3

$$\varphi_3 \cdot \left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_8} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_4} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_6} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_8} = 0$$

Уравнения для узла №5

$$\varphi_5 \cdot \left(\frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_7} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_3} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_5} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_7} = 0$$

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

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi_2}{R_2} + \frac{\varphi_4}{R_1} \\ \frac{\varphi_2}{R_7} + \frac{\varphi_4}{R_6} \\ \frac{\varphi_2}{R_7} + \frac{\varphi_4}{R_5} \end{pmatrix} \quad \underline{x} := \text{lsolve}(A, B)$$

Итоговые значения узловых потенциалов:

$$\varphi_1 := x_0 \quad \varphi_3 := x_1 \quad \varphi_5 := x_2$$

$$\varphi_1 = 54.186 \quad \varphi_2 := 0 \quad \varphi_3 = 54.4 \quad \varphi_4 := 100 \quad \varphi_5 = 60.743$$

Рисунок 2.7 - Система уравнений, когда напряжение установлено между узлами 4 и 2

Напряжение между узлами 2 и 3

Примем потенциал узла 2 равным нулю (заземлим)

$$\varphi_2 := 0 \quad \varphi_3 := 100$$

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 №4

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

Уравнения для узла №5

$$\varphi_5 \cdot \left(\frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_7} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_3} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_5} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_7} = 0$$

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

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi_2}{R_2} + \frac{\varphi_3}{R_4} \\ \frac{\varphi_3}{R_6} \\ \frac{\varphi_2}{R_7} \end{pmatrix} \quad \underline{x} := \text{Isolve}(A, B)$$

Итоговые значения узловых потенциалов:

$$\varphi_1 := x_0 \quad \varphi_4 := x_1 \quad \varphi_5 := x_2$$

$$\varphi_1 = 54.876 \quad \varphi_2 := 0 \quad \varphi_3 := 100 \quad \varphi_4 = 65.105 \quad \varphi_5 = 44.823$$

Рисунок 2.8 - Система уравнений, когда напряжение установлено между узлами 2 и 3

Напряжение между узлами 3 и 4

Примем потенциал узла 3 равным нулю (заземлим)

$$\varphi_3 := 0 \quad \varphi_4 := 100$$

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 №5

$$\varphi_5 \cdot \left(\frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_7} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_3} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_5} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_7} = 0$$

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

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi_4}{R_1} + \frac{\varphi_3}{R_4} \\ \frac{\varphi_3}{R_8} \\ \frac{\varphi_4}{R_5} \end{pmatrix} \quad x := \text{Isolve}(A, B)$$

Итоговые значения узловых потенциалов:

$$\varphi_1 := x_0 \quad \varphi_2 := x_1 \quad \varphi_5 := x_2$$

$$\varphi_1 = 47.876 \quad \varphi_2 = 33.061 \quad \varphi_3 := 0 \quad \varphi_4 := 100 \quad \varphi_5 = 67.945$$

Рисунок 2.9 - Система уравнений, когда напряжение установлено между узлами 3 и 4

Напряжение между узлами 5 и 4

Примем потенциал узла 5 равным нулю (заземлим)

$$\varphi_5 := 0 \quad \varphi_4 := 100$$

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 №3

$$\varphi_3 \cdot \left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_8} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_4} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_6} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_8} = 0$$

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

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi_5}{R_3} + \frac{\varphi_4}{R_1} \\ \frac{\varphi_5}{R_7} \\ \frac{\varphi_4}{R_6} \end{pmatrix} \quad \underline{x} := \text{Isolve}(A, B)$$

Итоговые значения узловых потенциалов:

$$\varphi_1 := x_0 \quad \varphi_2 := x_1 \quad \varphi_3 := x_2$$

$$\varphi_1 = 53.939 \quad \varphi_2 = 42.654 \quad \varphi_3 = 62.078 \quad \varphi_4 := 100 \quad \varphi_5 := 0$$

Рисунок 2.10 - Система уравнений, когда напряжение установлено между узлами 5 и 4

Напряжение между узлами 5 и 2

Примем потенциал узла 5 равным нулю (заземлим)

$$\varphi_5 := 0 \quad \varphi_2 := 100$$

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 №3

$$\varphi_3 \cdot \left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_8} \right) - \varphi_1 \cdot \frac{1}{R_4} - \varphi_4 \cdot \frac{1}{R_6} - \varphi_2 \cdot \frac{1}{R_8} = 0$$

Уравнения для узла №4

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

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

$$B := \begin{pmatrix} \frac{\varphi_2}{R_2} + \frac{\varphi_5}{R_3} \\ \frac{\varphi_2}{R_8} \\ \frac{\varphi_5}{R_5} \end{pmatrix} \quad \underline{x} := \text{lsolve}(A, B)$$

Итоговые значения узловых потенциалов:

$$\varphi_1 := x_0 \quad \varphi_3 := x_1 \quad \varphi_4 := x_2$$

$$\varphi_1 = 50.864 \quad \varphi_2 := 100 \quad \varphi_3 = 65.332 \quad \varphi_4 = 33.89 \quad \varphi_5 := 0$$

Рисунок 2.11 - Система уравнений, когда напряжение установлено между узлами 5 и 2

Рассмотрим поведение модели при переменном токе. В первую очередь упростим схему. Также импеданс биообъектов (БО) помимо резистивных свойств демонстрирует и емкостные [5], потому добавим в модель конденсаторы (рисунок 2.12).

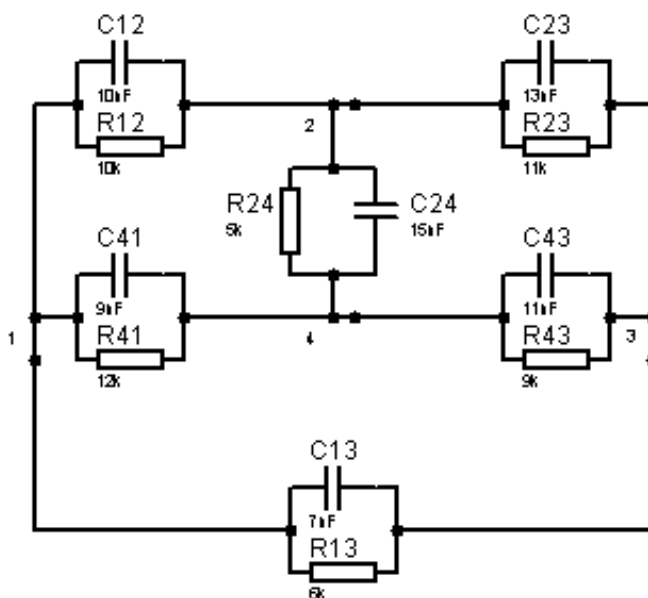


Рисунок 2.12 – Пример модели с внесенными изменениями

В качестве генератора используем источник тока 0,001 А с частотами 0, 1, 10, 100, 1000 и 10000 Гц. Варианты подключения представлены на рисунке 2.13.

Варианты подключения будут следующие:

1. От узла 1 к узлу 3,
2. От узла 2 к узлу 4,
3. От узла 2 к узлу 3,
4. От узла 1 к узлу 2,
5. От узла 1 к узлу 4,
6. От узла 4 к узлу 3.

Узла № 5 по сравнению с предыдущей моделью нет, потому все значения потенциалов на узлах известны.

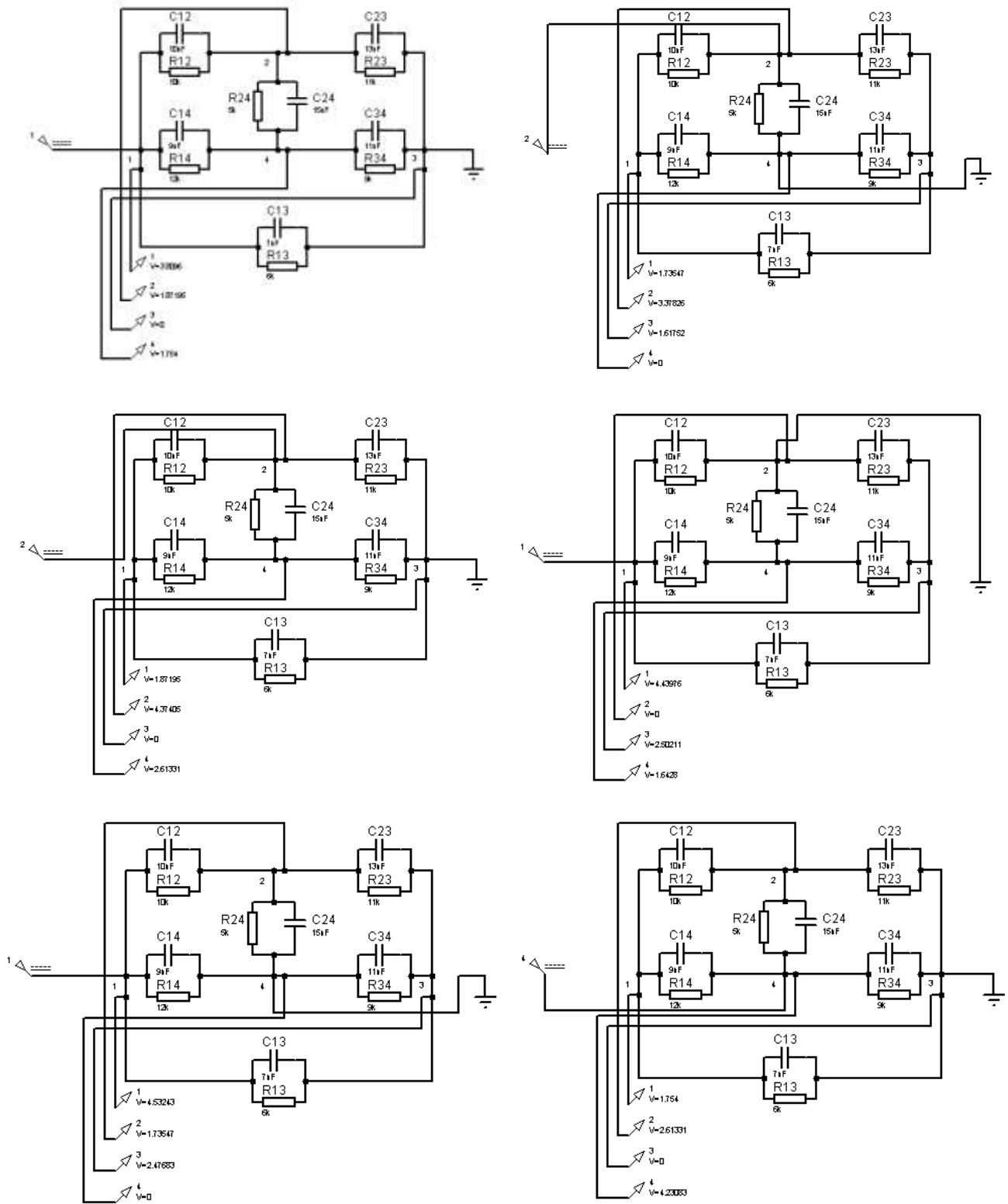


Рисунок 2.13 – Варианты подключения генератора

Таким образом, используя предложенную биоимпедансную модель, для классификации биоматериала можем построить модель 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 при приложении к одному из отведений известного напряжения.

2.4 Решение обратной задачи на постоянном токе

Для решения обратной задачи необходимо получить экспериментальные данные, к которым относятся потенциалы в узлах эквивалентного многополюсника. Таким образом, необходимо решить системы алгебраических уравнений (2.4) относительно неизвестных проводимостей Y_i при известных потенциалах в узлах эквивалентного многополюсника.

Рассмотрим сначала функциональную схему экспериментальной установки (рисунок 2.14), предназначенной для получения данных для решения обратной задачи. Число отведений в многополюснике определяется согласно формуле (2.1). Но нам необходимо получить столько уравнений, сколько неизвестных параметров в эквивалентном многополюснике. Если не разбивать проводимости в квазиортогональных отведениях на две, как это показано на рисунке 2.2, то число параметров, а, следовательно, и число уравнений также определяется по формуле (2.1).

Демультимплексоры DMX 1 и DMX 2 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 мультимплексоры MX 1 и MX 2.

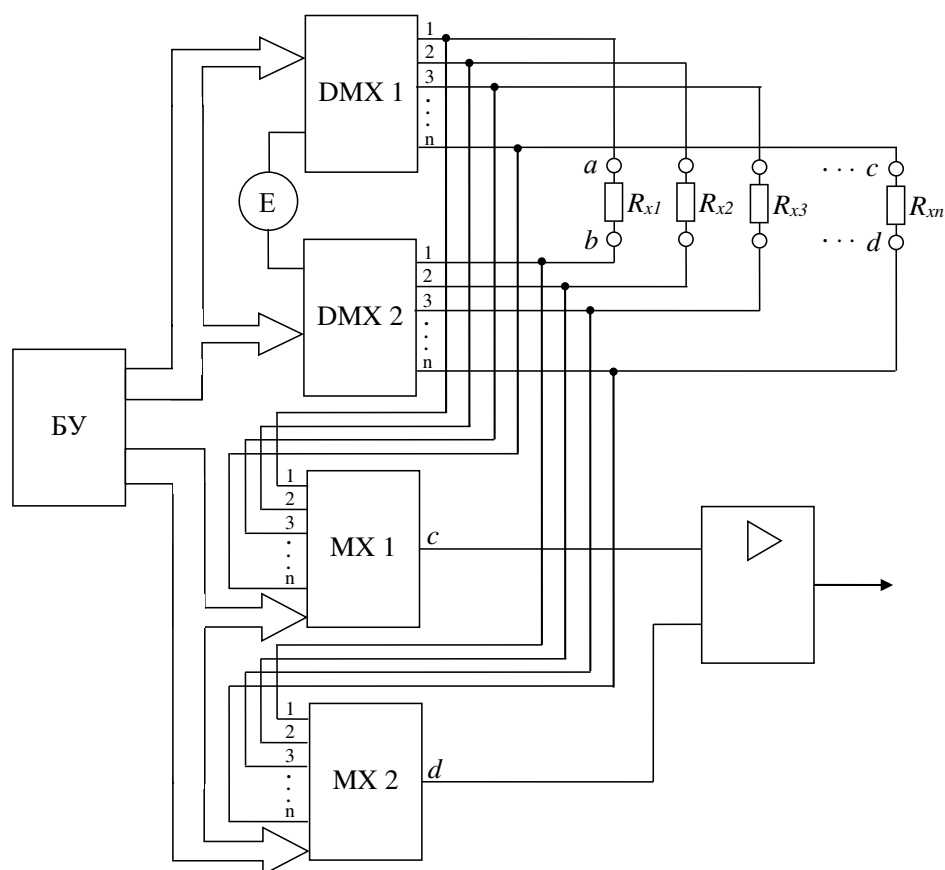


Рисунок 2.14 – Функциональная схема экспериментальной установки для решения обратной задачи

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 (2.1) 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 не нулевом шуме), на практике принято вместо него отыскивать вектор, наилучшим образом удовлетворяющий всем уравнениям, то есть 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.

Для моделирования импеданса грудной клетки была предложена модель (рисунок 2.15).

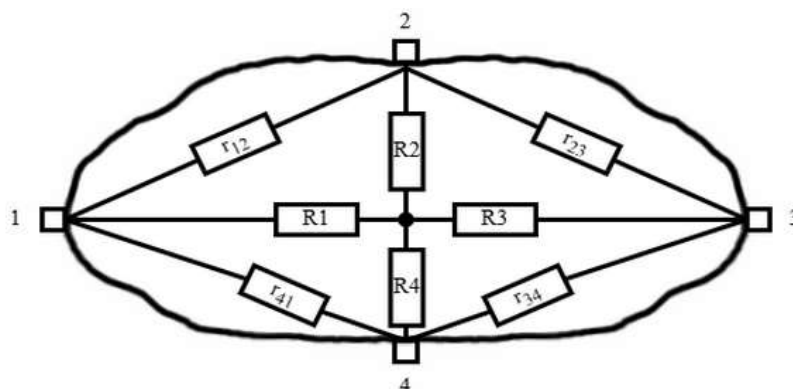


Рисунок 2.15 – Расположение электродов и сопротивлений грудной клетки

Для нужд представления методов расчета сопротивлений модели перенесем схему в Proteus и зададим какие-либо сопротивления (рисунок 2.16).

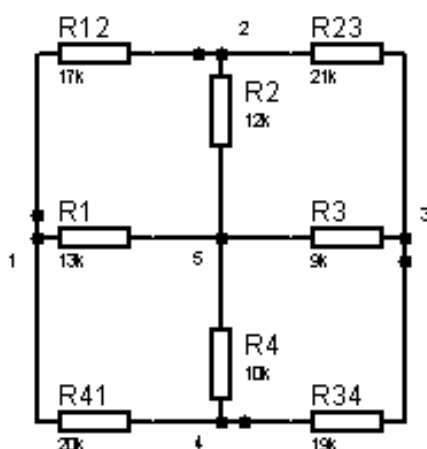


Рисунок 2.16 – Реализация модели в Proteus с заданными сопротивлениями

К заданной нами схеме есть 6 вариантов подключения источника тока:

1. От узла 1 к узлу 3,
2. От узла 2 к узлу 4,
3. От узла 2 к узлу 3,
4. От узла 1 к узлу 2,
5. От узла 1 к узлу 4,

6. От узла 4 к узлу 3.

Проиллюстрируем эти подключения (рисунок 2.17).

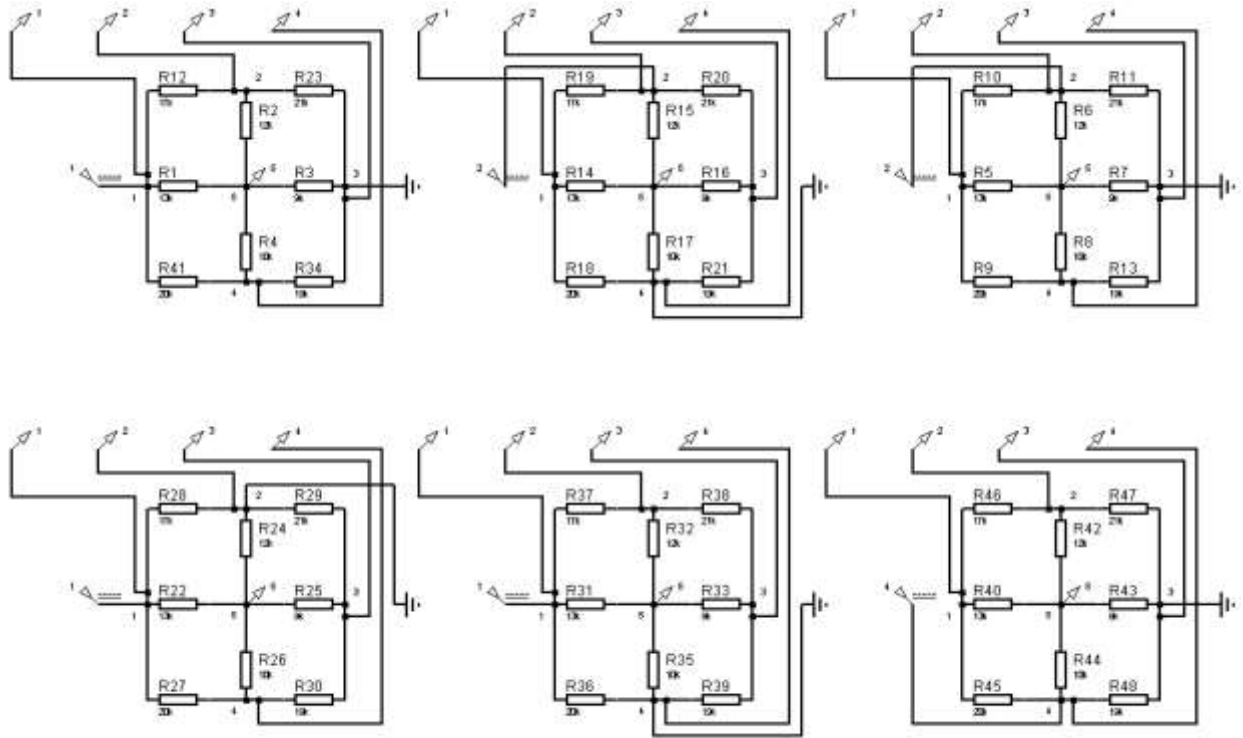


Рисунок 2.17 – Вариации подключения источника тока

Измерив потенциалы при каждом подключении, получим следующие значения φ_{ij} , где i – номер опыта, j – номер узла:

$\varphi_{11} := 10.1745$	$\varphi_{12} := 5.14838$	$\varphi_{13} := 0$	$\varphi_{14} := 4.75232$
$\varphi_{21} := 5.24018$	$\varphi_{22} := 10.23302$	$\varphi_{23} := 4.84412$	$\varphi_{24} := 0$
$\varphi_{31} := 5.14838$	$\varphi_{32} := 8.55005$	$\varphi_{33} := 0$	$\varphi_{34} := 3.16395$
$\varphi_{41} := 8.42781$	$\varphi_{42} := 0$	$\varphi_{43} := 3.40167$	$\varphi_{44} := 4.99004$
$\varphi_{51} := 8.67794$	$\varphi_{52} := 5.24018$	$\varphi_{53} := 3.25575$	$\varphi_{54} := 0$
$\varphi_{61} := 4.75232$	$\varphi_{62} := 3.16395$	$\varphi_{63} := 0$	$\varphi_{64} := 8.00807$

Источник тока был настроен так, чтобы он создавал ток 0,001 А. Окно настройки источника показано на рисунке 2.18.

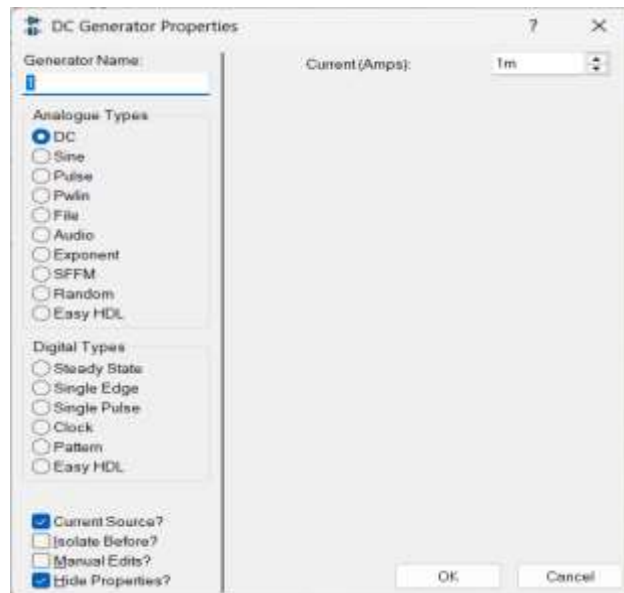


Рисунок 2.18 – Окно настройки генератора

Также в схеме присутствует 5-й узел, которым соединяются резисторы R1, R2, R3, R4. Физического доступа к данному узлу нет, потому мы рассчитаем его потенциал как среднее между прочими четырьмя:

$$\varphi_{15} := \text{mean}(\varphi_{11}, \varphi_{12}, \varphi_{13}, \varphi_{14}) = 5.019$$

$$\varphi_{25} := \text{mean}(\varphi_{21}, \varphi_{22}, \varphi_{23}, \varphi_{24}) = 5.079$$

$$\varphi_{35} := \text{mean}(\varphi_{31}, \varphi_{32}, \varphi_{33}, \varphi_{34}) = 4.216$$

$$\varphi_{45} := \text{mean}(\varphi_{41}, \varphi_{42}, \varphi_{43}, \varphi_{44}) = 4.205$$

$$\varphi_{55} := \text{mean}(\varphi_{51}, \varphi_{52}, \varphi_{53}, \varphi_{54}) = 4.293$$

$$\varphi_{65} := \text{mean}(\varphi_{61}, \varphi_{62}, \varphi_{63}, \varphi_{64}) = 3.981$$

Поскольку данная задача является обратной по отношению к типовым задачам расчета электрических цепей, то и уравнения будут иметь другой вид [87]. 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 будет следующим (2.6) для i -го узла:

$$\sum G_{ij}(\varphi_i - \varphi_j) = I_i, \quad (2.6)$$

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).

Для каждого конкретного случая система будет выглядеть следующим образом:

ОПЫТ 1 1 к 3

$$(\varphi_{15} - \varphi_{11})G_1 + (\varphi_{12} - \varphi_{11})G_{12} + (\varphi_{14} - \varphi_{11})G_{41} + I = 0$$

$$(\varphi_{15} - \varphi_{12})G_2 + (\varphi_{11} - \varphi_{12})G_{12} + (\varphi_{13} - \varphi_{12})G_{23} = 0$$

$$(\varphi_{15} - \varphi_{13})G_3 + (\varphi_{14} - \varphi_{13})G_{34} + (\varphi_{12} - \varphi_{13})G_{23} - I = 0$$

$$(\varphi_{15} - \varphi_{14})G_4 + (\varphi_{13} - \varphi_{14})G_{34} + (\varphi_{11} - \varphi_{14})G_{41} = 0$$

$$(\varphi_{11} - \varphi_{15})G_1 + (\varphi_{12} - \varphi_{15})G_2 + (\varphi_{13} - \varphi_{15})G_3 + (\varphi_{14} - \varphi_{15})G_4 = 0$$

ОПЫТ 2 2 к 4

$$(\varphi_{25} - \varphi_{21})G_1 + (\varphi_{22} - \varphi_{21})G_{12} + (\varphi_{24} - \varphi_{21})G_{41} = 0$$

$$(\varphi_{25} - \varphi_{22})G_2 + (\varphi_{21} - \varphi_{22})G_{12} + (\varphi_{23} - \varphi_{22})G_{23} + I = 0$$

$$(\varphi_{25} - \varphi_{23})G_3 + (\varphi_{24} - \varphi_{23})G_{34} + (\varphi_{22} - \varphi_{23})G_{23} = 0$$

$$(\varphi_{25} - \varphi_{24})G_4 + (\varphi_{23} - \varphi_{24})G_{34} + (\varphi_{21} - \varphi_{24})G_{41} - I = 0$$

$$(\varphi_{21} - \varphi_{25})G_1 + (\varphi_{22} - \varphi_{25})G_2 + (\varphi_{23} - \varphi_{25})G_3 + (\varphi_{24} - \varphi_{25})G_4 = 0$$

ОПЫТ 3 2 к 3

$$(\varphi_{35} - \varphi_{31})G_1 + (\varphi_{32} - \varphi_{31})G_{12} + (\varphi_{34} - \varphi_{31})G_{41} = 0$$

$$(\varphi_{35} - \varphi_{32})G_2 + (\varphi_{31} - \varphi_{32})G_{12} + (\varphi_{33} - \varphi_{32})G_{23} + I = 0$$

$$(\varphi_{35} - \varphi_{33})G_3 + (\varphi_{34} - \varphi_{33})G_{34} + (\varphi_{32} - \varphi_{33})G_{23} - I = 0$$

$$(\varphi_{35} - \varphi_{34})G_4 + (\varphi_{33} - \varphi_{34})G_{34} + (\varphi_{31} - \varphi_{34})G_{41} = 0$$

$$(\varphi_{31} - \varphi_{35})G_1 + (\varphi_{32} - \varphi_{35})G_2 + (\varphi_{33} - \varphi_{35})G_3 + (\varphi_{34} - \varphi_{35})G_4 = 0$$

ОПЫТ 4 1 к 2

$$(\varphi_{45} - \varphi_{41})G_1 + (\varphi_{42} - \varphi_{41})G_{12} + (\varphi_{44} - \varphi_{41})G_{41} + I = 0$$

$$(\varphi_{45} - \varphi_{42})G_2 + (\varphi_{41} - \varphi_{42})G_{12} + (\varphi_{43} - \varphi_{42})G_2 - I = 0 = 0$$

$$(\varphi_{45} - \varphi_{43})G_3 + (\varphi_{44} - \varphi_{43})G_{34} + (\varphi_{42} - \varphi_{43})G_{23} = 0$$

$$(\varphi_{45} - \varphi_{44})G_4 + (\varphi_{43} - \varphi_{44})G_{34} + (\varphi_{41} - \varphi_{44})G_{41} = 0$$

$$(\varphi_{41} - \varphi_{45})G_1 + (\varphi_{42} - \varphi_{45})G_2 + (\varphi_{43} - \varphi_{45})G_3 + (\varphi_{44} - \varphi_{45})G_4 = 0$$

ОПЫТ 5 1 к 4

$$(\varphi_{55} - \varphi_{51})G_1 + (\varphi_{52} - \varphi_{51})G_{12} + (\varphi_{54} - \varphi_{51})G_{41} + I = 0$$

$$(\varphi_{55} - \varphi_{52})G_2 + (\varphi_{51} - \varphi_{52})G_{12} + (\varphi_{53} - \varphi_{52})G_{23} = 0$$

$$(\varphi_{55} - \varphi_{53})G_3 + (\varphi_{54} - \varphi_{53})G_{34} + (\varphi_{52} - \varphi_{53})G_{23} = 0$$

$$(\varphi_{55} - \varphi_{54})G_4 + (\varphi_{53} - \varphi_{54})G_{34} + (\varphi_{51} - \varphi_{54})G_{41} - I = 0$$

$$(\varphi_{51} - \varphi_{55})G_1 + (\varphi_{52} - \varphi_{55})G_2 + (\varphi_{53} - \varphi_{55})G_3 + (\varphi_{54} - \varphi_{55})G_4 = 0$$

ОПЫТ 6 4 к 3

$$(\varphi_{65} - \varphi_{61})G_1 + (\varphi_{62} - \varphi_{61})G_{12} + (\varphi_{64} - \varphi_{61})G_{41} = 0$$

$$(\varphi_{65} - \varphi_{62})G_2 + (\varphi_{61} - \varphi_{62})G_{12} + (\varphi_{63} - \varphi_{62})G_{23} = 0$$

$$(\varphi_{65} - \varphi_{63})G_3 + (\varphi_{64} - \varphi_{63})G_{34} + (\varphi_{62} - \varphi_{63})G_{23} - I = 0$$

$$(\varphi_{65} - \varphi_{64})G_4 + (\varphi_{63} - \varphi_{64})G_{34} + (\varphi_{61} - \varphi_{64})G_{41} + I = 0$$

$$(\varphi_{61} - \varphi_{65})G_1 + (\varphi_{62} - \varphi_{65})G_2 + (\varphi_{63} - \varphi_{65})G_3 + (\varphi_{64} - \varphi_{65})G_4 = 0$$

Также добавим условия для проводимостей:

$$G_1 > 0 \quad G_{12} > 0$$

$$G_2 > 0 \quad G_{23} > 0$$

$$G_3 > 0 \quad G_{34} > 0$$

$$G_4 > 0 \quad G_{41} > 0$$

Итого мы имеем 30 уравнений, 8 неравенств и 8 неизвестных. Для нахождения неизвестных значений воспользуемся блоком Mathcad Given...Find().

В системе Mathcad блок Given...Find() представляет собой мощный инструмент для численного решения систем уравнений, сочетающий простоту использования с гибкостью подходов к различным типам задач. Этот блок

реализует итерационные алгоритмы, которые позволяют находить корни уравнений или системы уравнений, даже если они нелинейны или содержат сложные зависимости. Его ключевая особенность заключается в автоматическом выборе метода решения в зависимости от типа системы, что делает его универсальным для широкого круга задач [27].

Особый интерес вызывает поведение блока Given...Find() при работе с переопределенными системами уравнений, то есть системами, в которых количество уравнений превышает количество неизвестных. Такие системы часто возникают в прикладных задачах, например, при обработке экспериментальных данных или при построении регрессионных моделей. Если система является несовместной (то есть не существует точного решения, удовлетворяющего всем уравнениям одновременно), Mathcad автоматически переключается на метод наименьших квадратов (МНК).

МНК минимизирует сумму квадратов невязок (разностей между левыми и правыми частями уравнений), обеспечивая наилучшее приближение к решению в смысле минимальной ошибки. Это позволяет находить «наиболее вероятное» решение, даже если точное совпадение невозможно. Например, при аппроксимации данных прямой линией или кривой, когда измерения содержат погрешности, МНК дает оптимальную оценку параметров модели [71].

Данный блок позволяет проводить численные и символьные вычисления, в нашем случае воспользуемся численным методом [143]. Для этого зададим начальные приближения для проводимостей:

$$\begin{array}{llll} G1 := 0.0001 & G3 := 0.0001 & G12 := 0.0001 & G34 := 0.0001 \\ G2 := 0.0001 & G4 := 0.0001 & G23 := 0.0001 & G41 := 0.0001 \end{array}$$

После выполнения расчетов получим вектор проводимостей G:

Given

$\underline{G} := \text{Find}(G1, G2, G3, G4, G12, G23, G34, G41)$

Далее пересчитаем полученные проводимости в сопротивления R:

$$\underline{R} := \frac{1}{\underline{G}} = \begin{pmatrix} 1.097 \times 10^4 \\ 1.104 \times 10^4 \\ 1.097 \times 10^4 \\ 1.104 \times 10^4 \\ 1.874 \times 10^4 \\ 2.007 \times 10^4 \\ 1.671 \times 10^4 \\ 2.083 \times 10^4 \end{pmatrix}$$

Рассчитаем среднюю величину ошибки расчета сопротивлений резисторов ε по формуле (2.7):

$$\varepsilon = \frac{\sum_{n=1}^N |R_{\text{эсп}_n} - R_{\text{теор}_n}|}{\sum_{n=1}^N R_{\text{эсп}_n}} \cdot 100\%, \quad (2.7)$$

где $R_{\text{эсп}_n}$ – заданное нами сопротивление n -го резистора, $R_{\text{теор}_n}$ – рассчитанное по системе уравнений сопротивление n -го резистора, N – число резисторов в цепи, $n = 1, 2, \dots, N$.

Для того, чтобы рассчитать ошибку, введем вектор RT сопротивлений, использованных в Proteus:

$$RT := \begin{pmatrix} 13000 \\ 12000 \\ 9000 \\ 10000 \\ 17000 \\ 21000 \\ 19000 \\ 20000 \end{pmatrix}$$

Применив формулу (2.7), получим ошибку в 10%:

$$\varepsilon_{\text{avg}} := \frac{\sum |RT - R|}{\sum RT} \cdot 100 = 9.736$$

Ошибку в 10% можно считать хорошим результатом с учетом сложности задачи (некорректной по Адамару, то есть малые ошибки в данных могут приводить к большим ошибкам в решении), шумов измерений и ограничений модели [154]. Также в литературе упоминается, что в задачах ЭИТ типичные ошибки восстановления проводимости составляют от 5% до 20% в зависимости от метода и качества данных [13].

В качестве альтернативной метрики используем относительное среднеквадратическое отклонение (RRMSE) σ согласно формуле (2.8):

$$\sigma = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (R_{\text{эскп}_n} - R_{\text{теор}_n})^2}}{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (R_{\text{эскп}_n})^2}}, \quad (2.8)$$

где $R_{\text{эскп}_n}$ – заданное нами сопротивление n -го резистора, $R_{\text{теор}_n}$ – рассчитанное по системе уравнений сопротивление n -го резистора, N – число резисторов в цепи, $n = 1, 2, \dots, N$.

Применив формулу (2.8), получим следующий результат:

$$\sigma := \frac{\sqrt{\frac{1}{\text{length}(R)} \cdot \sum (R - RT)^2}}{\sqrt{\frac{1}{\text{length}(R)} \cdot \sum RT^2}} \cdot 100 = 9.987$$

Полученный результат в 10% указывает на высокую точность модели даже при наличии потенциальных шумов или упрощений в схеме. Также RRMSE широко применяется в научных исследованиях и позволяют сравнивать результаты с литературными данными [133].

Таким образом, была решена задача восстановления сопротивлений в электрической схеме, моделирующей грудную клетку для импедансной томографии. На основе измеренных потенциалов узлов составлена система уравнений по законам Кирхгофа. Для оценки точности результатов использованы две метрики: средняя абсолютная относительная ошибка $\varepsilon = 10\%$ и относительная среднеквадратичная ошибка $\sigma = 10\%$.

Эти значения указывают на высокую точность решения, что соответствует литературным данным для подобных задач. Несмотря на некорректность обратной задачи (чувствительность к шумам и упрощениям модели), достигнутый уровень ошибки демонстрирует работоспособность применённого подхода. Полученные данные свидетельствуют о перспективности использования численных методов и оптимизации параметров схемы для повышения точности в задачах биомедицинской диагностики.

2.5 Решение обратной задачи на переменном токе

Также, как и при решении прямой задачи на переменном токе, для решения обратной задачи на переменном токе используем эквивалентную схему импеданса БО, представленную на рисунке 2.12. В качестве генератора используем источник тока 0,001 А с частотами 0, 1, 10, 100, 1000 и 10000 Гц. Варианты подключения представлены на рисунке 2.13. Узла № 5 по сравнению с предыдущей моделью нет, поэтому все значения потенциалов на узлах известны.

При частоте, равной 0 Гц, емкостное сопротивление конденсаторов стремится к бесконечности, потому фактически в модели остаются только резисторы, а на месте конденсаторов формируются разрывы цепи. Применив закон Кирхгофа о сумме токов, получим уравнения:

$$\begin{aligned}(\varphi_2 - \varphi_1) \cdot G_{12} + (\varphi_3 - \varphi_1) \cdot G_{13} + (\varphi_4 - \varphi_1) G_{14} &= 0 \\(\varphi_1 - \varphi_2) \cdot G_{12} + (\varphi_3 - \varphi_2) \cdot G_{23} + (\varphi_4 - \varphi_2) G_{24} &= 0 \\(\varphi_1 - \varphi_3) \cdot G_{13} + (\varphi_2 - \varphi_3) \cdot G_{23} + (\varphi_4 - \varphi_3) G_{34} &= 0 \\(\varphi_1 - \varphi_4) \cdot G_{14} + (\varphi_2 - \varphi_4) \cdot G_{24} + (\varphi_3 - \varphi_4) G_{34} &= 0\end{aligned}$$

где $G_i = \frac{1}{R_i}$ – проводимость i -го резистора, φ_j – потенциал j -го узла цепи.

Такая система уравнений получится для каждого подключения, итого будем иметь 6 систем по 4 уравнения, то есть 24 уравнения. Неизвестных в данном случае 6, система переопределена. Метод Given ... Find() из Mathcad позволяет решать переопределенные системы [22, 27].

Решив систему, получим следующие значения сопротивлений:

$$\underline{R} := \frac{1}{G} = \begin{pmatrix} 9.997 \times 10^3 \\ 1.101 \times 10^4 \\ 8.996 \times 10^3 \\ 1.2 \times 10^4 \\ 6 \times 10^3 \\ 5 \times 10^3 \end{pmatrix},$$

где G – полученный в результате решения системы уравнений вектор проводимостей. Введем вектор исходных сопротивлений RT :

$$RT := \begin{pmatrix} 10000 \\ 11000 \\ 9000 \\ 12000 \\ 6000 \\ 5000 \end{pmatrix}$$

Рассчитаем среднюю величину ошибки расчета сопротивлений резисторов ε по формуле (2.9):

$$\varepsilon = \frac{\sum_{n=1}^N |R_{\text{эсп}n} - R_{\text{теор}n}|}{\sum_{n=1}^N R_{\text{эсп}n}} \cdot 100\%, \quad (2.9)$$

где $R_{\text{эсп}n}$ – заданное нами сопротивление n -го резистора, $R_{\text{теор}n}$ – рассчитанное по системе уравнений сопротивление n -го резистора, N – число резисторов в цепи, $n = 1, 2, \dots, N$.

Применив формулу (2.9), получим:

$$\varepsilon_{\text{www}} = \frac{\sum |\overrightarrow{RT} - R|}{\sum RT} \cdot 100 = 0.03$$

Рассчитаем среднеквадратическое отклонение σ согласно формуле (2.10).

$$\sigma = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (R_{\text{эскп}_n} - R_{\text{теор}_n})^2}}{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (R_{\text{эскп}_n})^2}} \cdot 100\%, \quad (2.10)$$

где $R_{\text{эскп}_n}$ – заданное нами сопротивление n -го резистора, $R_{\text{теор}_n}$ – рассчитанное по системе уравнений сопротивление n -го резистора, N – число резисторов в цепи, $n = 1, 2, \dots, N$.

Применив формулу (2.10), получим:

$$\sigma = \frac{\sqrt{\frac{1}{\text{длина}(R)} \cdot \sum (R - RT)^2}}{\sqrt{\frac{1}{\text{длина}(R)} \cdot \sum RT^2}} \cdot 100 = 0.036$$

Обе метрики демонстрируют чрезвычайно высокий уровень точности расчетов сопротивлений и свидетельствуют о пригодности использования рассчитанных значений сопротивлений для дальнейших вычислений.

Зная сопротивления резисторов, приступим к расчету емкостей. В данном случае достаточно будет одного подключения, например, узла 1 к узлу 3, поскольку мы используем многочастотное измерение. При измерении потенциалов узлов получим, следующий график (рисунок 2.19).

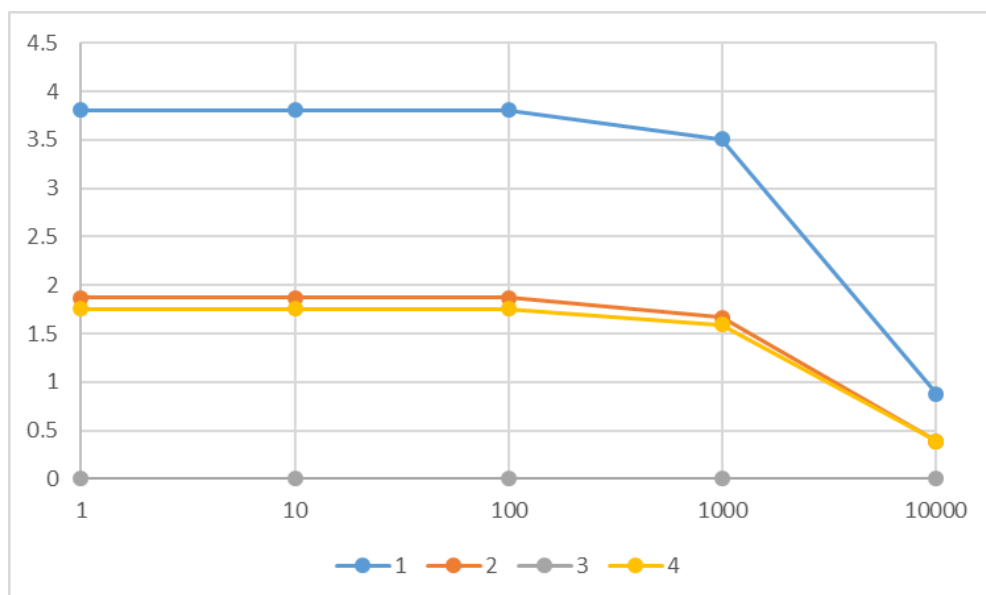


Рисунок 2.19 – АЧХ потенциалов узлов модели на частотах 1...10000 Гц
(в вольтах)

Измерив потенциалы на интересующих нас значениях частоты, получим таблицу 2.1.

Таблица 2.1 – Значения потенциалов узлов

Частота, Гц	φ1, В	φ2, В	φ3, В	φ4, В
1	2	3	4	5
1	3,8096	1,8720	0	1,7542
10	3,8096	1,8719	0	1,7540
100	3,8061	1,8694	0	1,7520
1000	3,5059	1,6672	0	1,5895
10000	0,8794	0,3871	0	0,3916

Применим уравнения, схожие с уравнениями для расчета проводимостей резисторов:

$$\begin{aligned}
(\varphi_2 - \varphi_1) \cdot Y_{12} + (\varphi_3 - \varphi_1) \cdot Y_{13} + (\varphi_4 - \varphi_1) Y_{14} &= 0 \\
(\varphi_1 - \varphi_2) \cdot Y_{12} + (\varphi_3 - \varphi_2) \cdot Y_{23} + (\varphi_4 - \varphi_2) Y_{24} &= 0 \\
(\varphi_1 - \varphi_3) \cdot Y_{13} + (\varphi_2 - \varphi_3) \cdot Y_{23} + (\varphi_4 - \varphi_3) Y_{34} &= 0 \\
(\varphi_1 - \varphi_4) \cdot Y_{14} + (\varphi_2 - \varphi_4) \cdot Y_{24} + (\varphi_3 - \varphi_4) Y_{34} &= 0
\end{aligned}$$

В данном случае проводимость определяется следующим образом (выражение (2.11)):

$$Y = \frac{1}{R} + j \cdot \omega \cdot C \quad (2.11)$$

Подставив (2.11) в уравнения, получим:

$$\begin{aligned}
\frac{(\varphi_2 - \varphi_1)}{R_{12}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{12} + \frac{(\varphi_3 - \varphi_1)}{R_{13}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_3 - \varphi_1) \cdot C_{13} + \frac{(\varphi_4 - \varphi_1)}{R_{14}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_1) \cdot C_{14} &= 0 \\
\frac{(\varphi_1 - \varphi_2)}{R_{12}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{12} + \frac{(\varphi_3 - \varphi_2)}{R_{23}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_3 - \varphi_2) \cdot C_{23} + \frac{(\varphi_4 - \varphi_2)}{R_{24}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_2) \cdot C_{24} &= 0 \\
\frac{(\varphi_1 - \varphi_3)}{R_{13}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{13} + \frac{(\varphi_2 - \varphi_3)}{R_{23}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_3) \cdot C_{23} + \frac{(\varphi_4 - \varphi_3)}{R_{34}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_3) \cdot C_{34} &= 0 \\
\frac{(\varphi_1 - \varphi_4)}{R_{14}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{14} + \frac{(\varphi_2 - \varphi_4)}{R_{24}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_3) \cdot C_{24} + \frac{(\varphi_3 - \varphi_4)}{R_{34}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_3) \cdot C_{34} &= 0
\end{aligned}$$

Поскольку мы используем подключение от узла 1 к узлу 3, добавится ток источника:

$$\begin{aligned}
\frac{(\varphi_2 - \varphi_1)}{R_{12}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{12} + \frac{(\varphi_3 - \varphi_1)}{R_{13}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_3 - \varphi_1) \cdot C_{13} + \frac{(\varphi_4 - \varphi_1)}{R_{14}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_1) \cdot C_{14} + I &= 0 \\
\frac{(\varphi_1 - \varphi_2)}{R_{12}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{12} + \frac{(\varphi_3 - \varphi_2)}{R_{23}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_3 - \varphi_2) \cdot C_{23} + \frac{(\varphi_4 - \varphi_2)}{R_{24}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_2) \cdot C_{24} &= 0 \\
\frac{(\varphi_1 - \varphi_3)}{R_{13}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{13} + \frac{(\varphi_2 - \varphi_3)}{R_{23}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_3) \cdot C_{23} + \frac{(\varphi_4 - \varphi_3)}{R_{34}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_3) \cdot C_{34} - I &= 0 \\
\frac{(\varphi_1 - \varphi_4)}{R_{14}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_1) \cdot C_{14} + \frac{(\varphi_2 - \varphi_4)}{R_{24}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_2 - \varphi_3) \cdot C_{24} + \frac{(\varphi_3 - \varphi_4)}{R_{34}} + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot (\varphi_4 - \varphi_3) \cdot C_{34} &= 0
\end{aligned}$$

Итого, получим 5 систем по 4 уравнения – 20 уравнений. Неизвестных 6, система переопределена.

Избавимся от комплексности системы:

$$\begin{aligned}
 (\varphi_{12} - \varphi_{11}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{12}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{12})^2} + (\varphi_{13} - \varphi_{11}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{13}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{13})^2} + (\varphi_{14} - \varphi_{11}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{14}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{14})^2} + I &= 0 \\
 (\varphi_{11} - \varphi_{12}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{12}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{12})^2} + (\varphi_{13} - \varphi_{12}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{23}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{23})^2} + (\varphi_{14} - \varphi_{12}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{24}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{24})^2} &= 0 \\
 (\varphi_{11} - \varphi_{13}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{13}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{13})^2} + (\varphi_{12} - \varphi_{13}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{23}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{23})^2} + (\varphi_{14} - \varphi_{13}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{34}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{34})^2} - I &= 0 \\
 (\varphi_{11} - \varphi_{14}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{14}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{14})^2} + (\varphi_{12} - \varphi_{14}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{24}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{24})^2} + (\varphi_{13} - \varphi_{14}) \cdot \sqrt{\left(\frac{1}{R_{34}}\right)^2 + (2 \cdot \pi \cdot f_1 \cdot C_{34})^2} &= 0
 \end{aligned}$$

Решив систему, получим следующие значения емкостей:

$$C = \begin{pmatrix} 7.952 \times 10^{-9} \\ 1.042 \times 10^{-8} \\ 6.173 \times 10^{-9} \\ 5.134 \times 10^{-9} \\ 1.027 \times 10^{-8} \\ 1.632 \times 10^{-8} \end{pmatrix}$$

Сравним с исходными значениями:

$$C_T := \begin{pmatrix} 10 \cdot 10^{-9} \\ 13 \cdot 10^{-9} \\ 11 \cdot 10^{-9} \\ 9 \cdot 10^{-9} \\ 7 \cdot 10^{-9} \\ 15 \cdot 10^{-9} \end{pmatrix}$$

Переделаем выражения для метрик из (2.9) и (2.10) под данный случай:

$$\varepsilon = \frac{\sum_{n=1}^N |C_{\text{эскп}_n} - C_{\text{теор}_n}|}{\sum_{n=1}^N C_{\text{эскп}_n}} \cdot 100\%, \quad (2.12)$$

$$\sigma = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (C_{\text{эскп}_n} - C_{\text{теор}_n})^2}}{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N (C_{\text{эскп}_n})^2}} \cdot 100\%, \quad (2.13)$$

где $C_{\text{эскп}_n}$ – заданная нами емкость n -го конденсатора, $C_{\text{теор}_n}$ – рассчитанная по системе уравнений емкость n -го конденсатора, N – число конденсаторов в цепи, $n = 1, 2, \dots, N$.

Применив (2.12) и (2.13), получим:

$$\varepsilon_{\text{www}} := \frac{\sum |\text{CT} - \text{C}|}{\sum \text{CT}} \cdot 100 = 27.551$$

$$\sigma_{\text{www}} := \frac{\sqrt{\frac{1}{\text{длина(C)}} \cdot \sum (\text{C} - \text{CT})^2}}{\sqrt{\frac{1}{\text{длина(C)}} \cdot \sum \text{CT}^2}} \cdot 100 = 28.735$$

Считающаяся в иных случаях высокой, в контексте биоимпедансной томографии, где измерения часто подвержены шуму и неопределенности в моделировании тканей, такая ошибка может быть допустимой, но требует уточнения методов измерения и моделирования.

Рассчитав наборы резисторов и конденсаторов, мы получили отклонения в 1% и 29% соответственно. Для того, чтобы вынести финальный вердикт о пригодности модели построим графики Коула [32, 50], для каждой ветви модели.

Выражение для импеданса ветви:

$$Z_{i,j} = \frac{R_j}{1 + 2 \cdot \pi \cdot f_i \cdot C_j^2 \cdot R_j^2} + \frac{-2 \cdot \pi \cdot 1i \cdot f_i \cdot C_j \cdot R_j^2}{1 + 2 \cdot \pi \cdot f_i \cdot C_j^2 \cdot R_j^2}, \quad (2.14)$$

где Z – матрица импедансов, R_j – j -ое сопротивление в модели, C_j – j -ая емкость в модели, f_i – i -ая частота тока, подаваемого на модель, $1i$ – мнимая единица.

Применив (2.14), получим матрицы значений исходных ZT графиков Коула и рассчитанных Z (рисунки 2.20, 2.21):

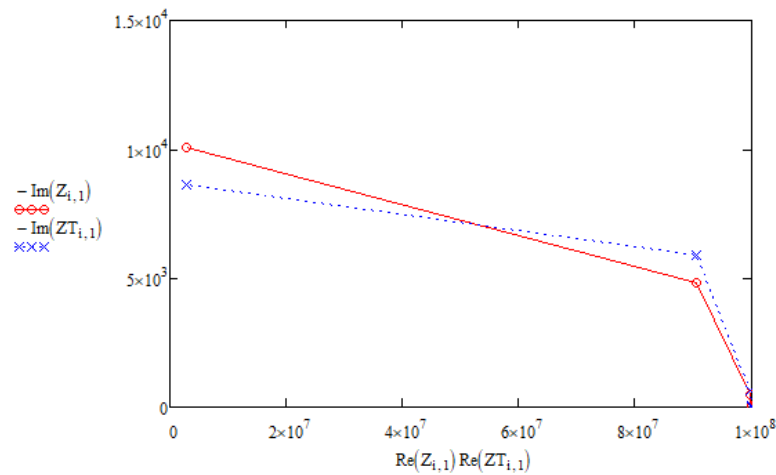


Рисунок 2.20 – Пример графика Коула для ветви 1-2 модели

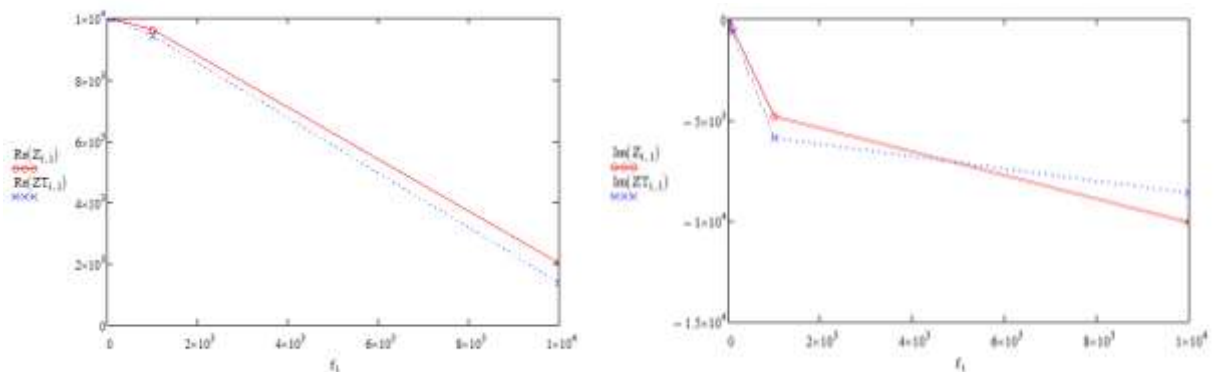


Рисунок 2.21 – Зависимости реальной и мнимой частей импеданса ветви 1-2 модели от частоты

$$Z_{i,j} := \frac{R_j}{1 + (f_i)^2 2\pi (C_j)^2 (R_j)^2} + \frac{i \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_i \cdot C_j (R_j)^2}{1 + (f_i)^2 2 \cdot \pi \cdot (R_j)^2 \cdot (C_j)^2}$$

$$ZT_{i,j} := \frac{RT_j}{1 + (f_i)^2 2\pi (CT_j)^2 (RT_j)^2} + \frac{i \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_i \cdot CT_j (RT_j)^2}{1 + (f_i)^2 2 \cdot \pi \cdot (RT_j)^2 \cdot (CT_j)^2}$$

Рассчитаем среднеквадратическое отклонение между Z и ZT для каждой ветви:

$$\sigma_{i,j} := \frac{\sqrt{\sum_i (|Z_{i,j} - ZT_{i,j}|)^2}}{\sqrt{\sum_i (|ZT_{i,j}|)^2}} \cdot 100$$

$$\sigma = \begin{pmatrix} 7.862 \\ 7.921 \\ 18.391 \\ 18.625 \\ 9.187 \\ 2.74 \end{pmatrix}$$

, ИТОГО для всех ветвей

Рассчитаем финальное отклонение для всех импедансных диаграмм как среднее значение отклонений для каждой диаграммы:

$$\sigma := \text{mean}(\sigma)$$

$$\sigma = 10.788$$

Полученное значение 10% указывает на удовлетворительную согласованность между исходными и рассчитанными значениями импедансов параллельных RC-цепей схемы. В данном случае такая погрешность считается приемлемой, особенно если измерения проводятся в условиях шума или в случае упрощенной модели [11].

В целом, результат демонстрирует хорошее совпадение между теорией и экспериментом, но существует потенциал для его улучшения. Для этого рекомендуется углубленный анализ фазовых характеристик, применение адаптивных алгоритмов и проверка модели на учет всех взаимосвязей в схеме.

2.6 Решение обратной задачи с помощью полносвязной нейронной сети

Решение прямой задачи позволило создать базу данных моделей многополюсников для решения обратной задачи с помощью полносвязной нейронной сети (ПНС). Для решения обратной задачи необходим классификатор, на вход которого подается вектор дескрипторов, получаемый посредством обработки биоимпедансных исследований [15, 29, 32], а с его выходов считываются параметры эквивалентного многополюсника. Схема формирования базы данных для обучения ПНС в модуле решения обратной задачи представлена на рисунке 2.22.

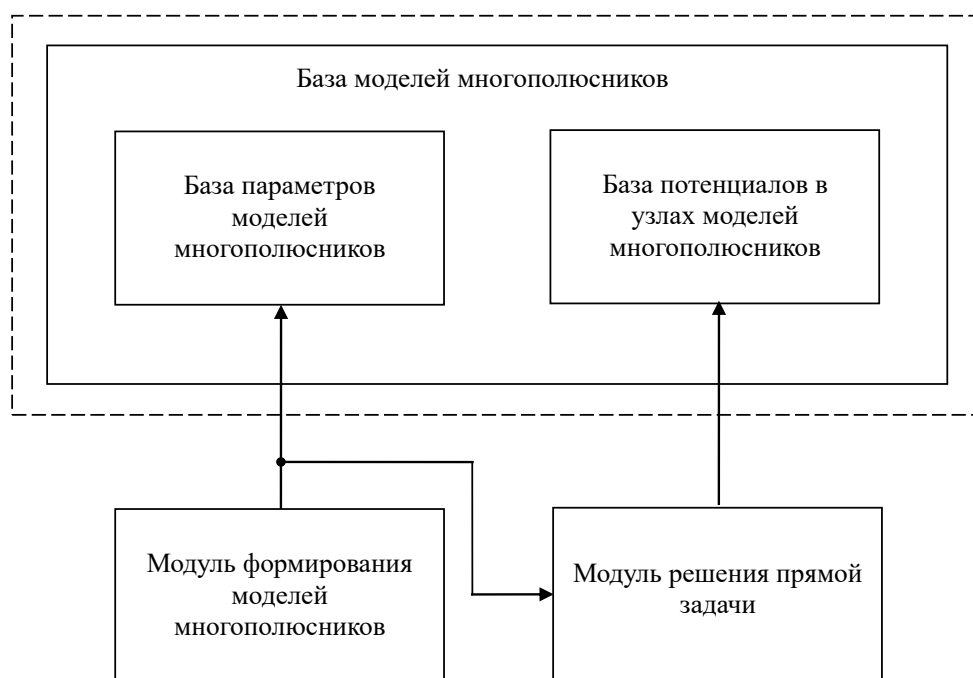


Рисунок 2.22 – Схема формирования базы данных для обучения полносвязной нейронной сети для модуля решения обратной задачи

Для формирования модели многополюсника необходимо ввести значения числа его полюсов. После этого компьютерная программа в диалоговом режиме предлагает пользователю возможные его структуры, то есть число компонент

звеньев и их связи в его структуре. Затем необходимо задать числовые значения соответствующих параметров, что обеспечивается генератором случайных чисел. Эти процедуры обеспечивает модуль формирования моделей многополюсника (рисунок 2.22).

Отметим, что база моделей многополюсника должна быть структурирована по числу полюсов многополюсников и пассивных компонентов, входящих в многополюсники. Модуль решения прямой задачи может выбирать из базы параметров моделей многополюсников соответствующие параметры и путем решения прямой задачи определять потенциалы на электродах в различных конфигурациях включения источника питания согласно (2.1) и рисункам 2.13 и 2.17.

Для решения обратной задачи используем ПНС, обученную по результатам решения прямой задачи. На вход ПНС подаются потенциалы, измеренные на электродах электродного пояса, а на выходе ПНС получаем параметры эквивалентного многополюсника, которые могут быть использованы, как в качестве дескрипторов в решающем модуле, так и для построения биоимпедансного изображения аксиального сечения грудной клетки. На рисунке 2.22 представлена структурная схема работы ПНС в режиме формирования параметров модели многополюсника. На ее входы подаются потенциалы на электродах, полученные в различных конфигурациях подключения их к источнику питания.

На рисунке 2.23 представлена структурная схема работы ПНС в режиме обучения. Для обучения используется база потенциалов в узлах моделей многополюсников и база параметров моделей многополюсников. При ее обучении база потенциалов используется в качестве независимых переменных, а база параметров моделей – в качестве Цели. При этом запись параметров многополюсника в базе параметров моделей многополюсника должна строго соответствовать записи потенциалов в базе потенциалов в узлах моделей многополюсников.

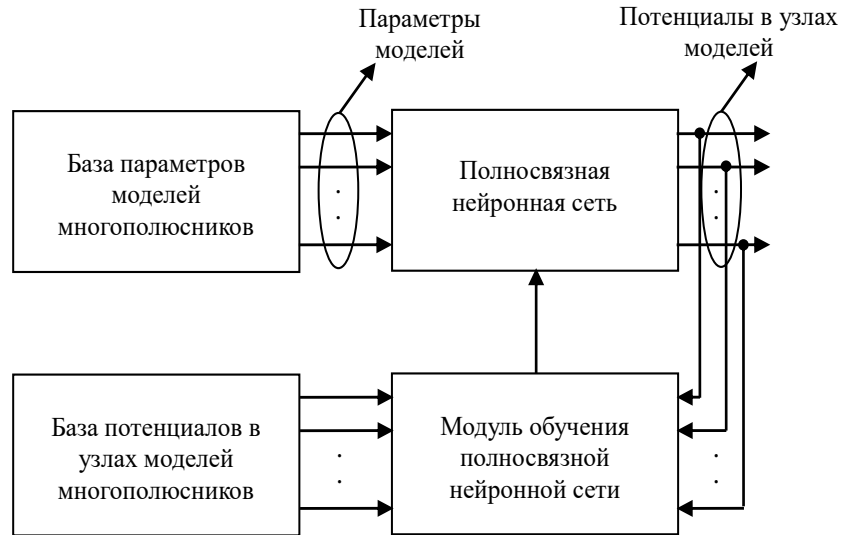


Рисунок 2.23 – Схема обучения полносвязной нейронной сети

В целом, пара соответствующих записей в базе моделей многополюсника и базе потенциалов моделей многополюсников формируют аналог таблицы экспериментальных данных «независимые переменные» - «Цель», предназначенной для обучения ПНС.

После обучения ПНС позволяет решить обратную задачу, используя непосредственно данные, поступающие с биоимпедансного анализатора. На рисунке 2.24 представлена структурная схема работы ПНС при решении обратной задачи.

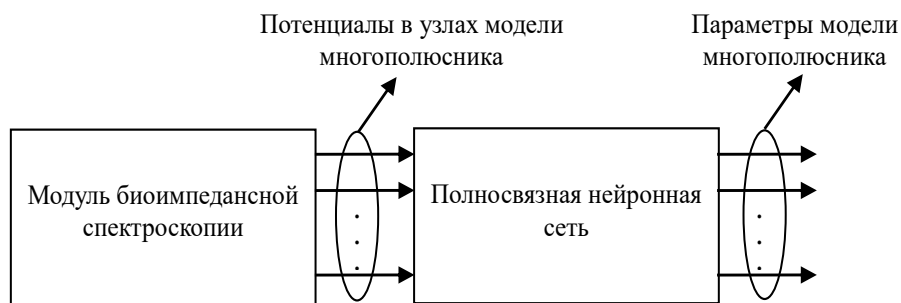


Рисунок 2.24 – Схема решения обратной задачи

На вход ПНС подаются потенциалы эквивалентного многополюсника, определенные посредством многоэлектродного биоимпедансного преобразователя [29]. Посредством переключения отведений на входе ПНС формируется вектор

дескрипторов, после формирования которого на выходе формируется вектор параметров многополюсника.

2.7 Выводы второго раздела

1. Разработана модель импеданса биоматериала грудной клетки в виде дуального эквивалентного многополюсника, позволяющая представить импеданс эквивалентного многополюсника в виде изображения.

2. 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 узлы эквивалентного многополюсника и измерении напряжений в других узлах эквивалентного многополюсника.

3. В среде Mathcad разработано программное обеспечение для решения прямой и обратной задач, экспериментальные исследования которого показали удовлетворительную точность при решении прямой и обратной задач.

4. Разработана функциональная схема экспериментальной установки для получения сырых данных для решения обратной задачи.

5. Для решения обратной задачи предложено использовать ПНС, обученную по результатам решения прямой задачи. На вход ПНС подаются потенциалы, измеренные на электродах электродного пояса, а на выходе ПНС получаем параметры эквивалентного многополюсника, которые могут быть использованы, как в качестве дескрипторов в решающем модуле, так и для построения биоимпедансного изображения аксиального сечения грудной клетки.

3 Разработка структурно-функциональных и алгоритмических решений биоимпедансной визуализации

Разработка СППВР на основе МО для принятия медицинских решений требует методологии моделирования живых организмов. Для создания этих систем необходимо получить набор дескрипторов — независимых входных переменных, которые помогают идентифицировать функциональное состояние (FS) живого объекта и предсказывать его будущее [8, 38-44, 48].

Биоимпеданс привлекает внимание как ценный инструмент для диагностики и прогнозирования FS живых систем. Хотя он служит релевантным предиктором изменений в FS, он не предоставляет информацию об изменениях импеданса по отдельным компонентам и сегментам. Для устранения этого ограничения используются многочастотные и многомерные методы зондирования [49].

Разработка нейронной сети для мультимодального классификатора МР включает определение ее архитектуры и оптимизацию параметров на основе методов, управляемых данными. Хотя нейронные сети являются мощным инструментарием для стратификации данных, им часто не хватает интерпретируемости, и они требуют больших наборов данных. Напротив, системы нечеткой логики, которые повышают интерпретируемость и управляют неопределенностью, требуют экспертных знаний в области знаний и систем управления. Этот гибридный подход, объединяющий медицинские и технические знания, более сложен и менее доступен по сравнению с широко используемыми нейронными сетями [61, 91, 92, 93].

БИА появился как многообещающий метод выявления заболеваний органов грудной клетки, таких как рак и респираторные заболевания. Исследования показали, что патологические ткани демонстрируют существенно разные значения биоимпеданса по сравнению с нормальными тканями. Этот подход позволяет создать экспериментальную группу — например, пациентов с пневмонией и лиц без этой патологии — обучить систему МО на полученном наборе данных и

впоследствии использовать эту систему МО для классификации заболевания в указанной категории.

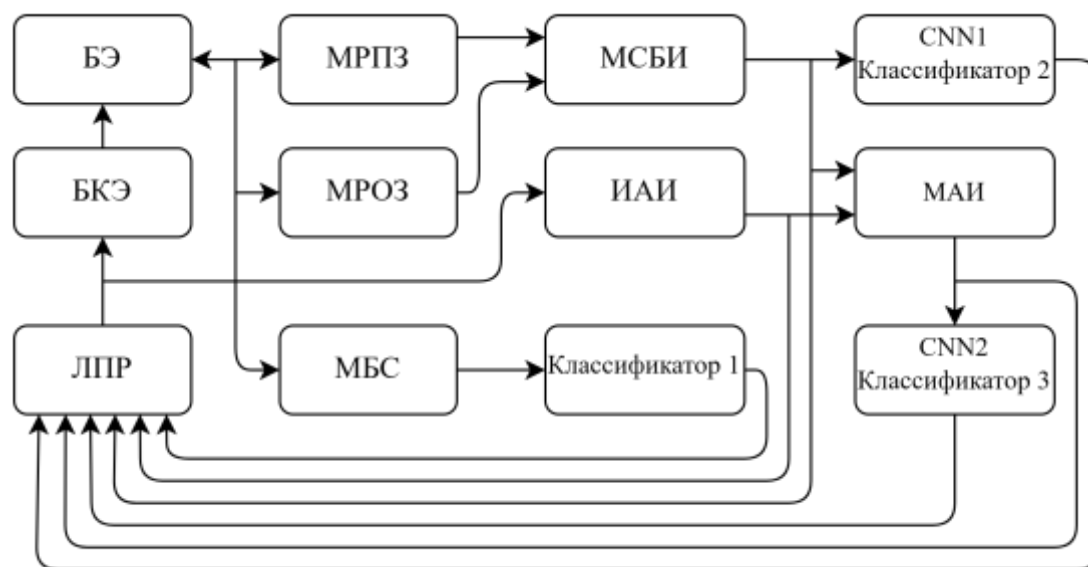
БИА неинвазивен, не требует ионизирующего излучения и обеспечивает высокое временное разрешение. Кроме того, его относительно недорогое портативное оборудование делает его пригодным, как для скрининга, так и для мониторинга в режиме реального времени, особенно для пациентов, которых нельзя легко транспортировать в другие отделения больницы, например, в отделения интенсивной терапии. Несмотря на свои преимущества, БИА имеет ограничения, включая более низкое пространственное разрешение, чем у других методов, низкую чувствительность к определенным явлениям и высокую чувствительность к несовершенствам оборудования. Тем не менее, исследования в этой области продолжают расти [18].

Пандемия COVID-19 ускорила применение и разработку технологии БИА, особенно в ответ на возросшую потребность в удаленном мониторинге. Переход к носимым беспроводным устройствам позволяет осуществлять непрерывный мониторинг здоровья даже во время повседневной деятельности, усиливая роль БИА как «системы раннего оповещения» при обнаружении отклонений.

Недавние исследования привели к разработке автоматических систем для классификации риска ЗЛ. Эта задача требует извлечения информативных признаков и применения метода классификации. Однако один классификатор не может охватить все признаки, необходимые для обнаружения ЗЛ. Для решения этой проблемы все чаще используются ансамбли классификаторов [15, 40]. Хотя использование ансамблей классификаторов показало улучшенные результаты, их применение в СППВР для биоимпедансной диагностики ЗЛ недостаточно изучено, поэтому материалы этого раздела направлены для преодоления этих трудностей в применении БИА для оценки риска ЗЛ.

3.1 Мультимодальный классификатор риска заболеваний грудной клетки, построенный на методе биоимпедансного картирования

Метод классификации риска ЗЛ следует мультимодальному подходу, основанному на биоимпедансной спектроскопии. Этот подход включает построение нескольких моделей классификаторов, которые используют различные методы классификации и методы формирования дескрипторов, а их выходные данные затем объединяются для повышения точности классификации [33, 38, 39, 61]. В предлагаемой модели ММК для классификации риска ЗЛ используются три отдельных информационных канала, каждый из которых соответствует одному из трех используемых методов классификации. Структура этих информационных каналов в ММК показана на рисунке 3.1.



БЭ – блок электродов; БКЭ – блок коммутации электродов; ЛПР – лицо, принимающее решение; МРПЗ – модуль решения прямой задачи; МРОЗ - модуль решения обратной задачи; МБС – модуль биоимпедансной спектроскопии; МСБИ – модуль синтеза биоимпедансного изображения; ИАИ – источник альтернативного изображения; CNN – сверточная нейронная сеть; МАИ – модуль агрегации изображений

Рисунок 3.1 - Структурная схема мультимодального классификатора риска заболеваний легких

Для получения необработанных данных БИА используется один или несколько электродных поясов. На рисунке 3.2а представлено схематическое изображение грудной клетки с горизонтальными сечениями, иллюстрирующее размещение трех электродных поясов. На рисунке 3.2б представлена схема размещения электродов на электродном поясе при использовании восьми электродов для формирования отведений.

ММК рисунок 3.1 включает три классификатора МР. Классификатор 1 построен на основе биоимпедансной спектроскопии. Методы построения таких классификаторов освещены в ряде источников [17, 29] и здесь подробно не рассматриваются.

Классификаторы 2 и 3 основаны на использовании CNN1 и CNN2, то есть входными данными для них являются изображения [55]. Для классификатора 2 изображения синтезируются в модуле синтеза биоимпедансных изображений (МСБИ). При этом в МСБИ изображения синтезируются, как для получения обучающих выборок, так и для настройки CNN. Нужно отметить, что единственное, что объединяет классификатор 1 с двумя другими классификаторами, это общие сырые данные.

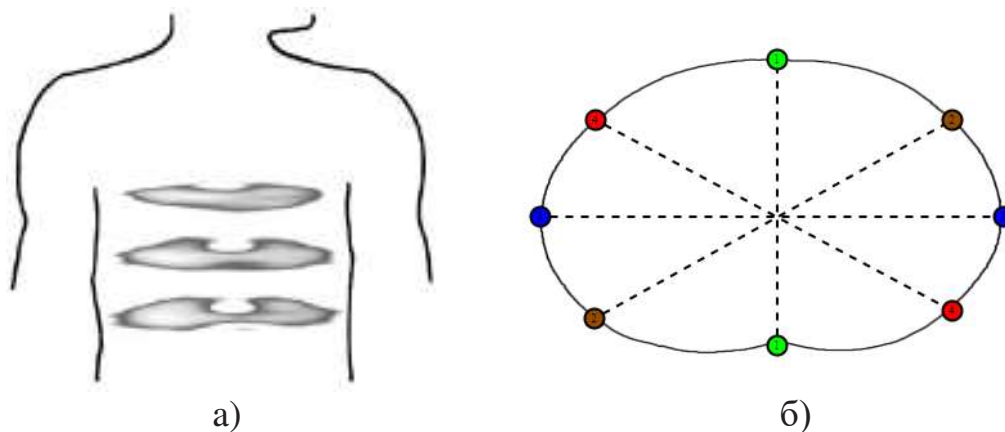


Рисунок 3.2 - Топология размещения электродов на грудной клетке

Структура CNN1 представлена на рисунке 3.3а и заимствована из [31]. CNN1 состоит из двух свёрточных слоев, предназначенная для классификации малокадровых биоимпедансных изображений грудной клетки на два класса.

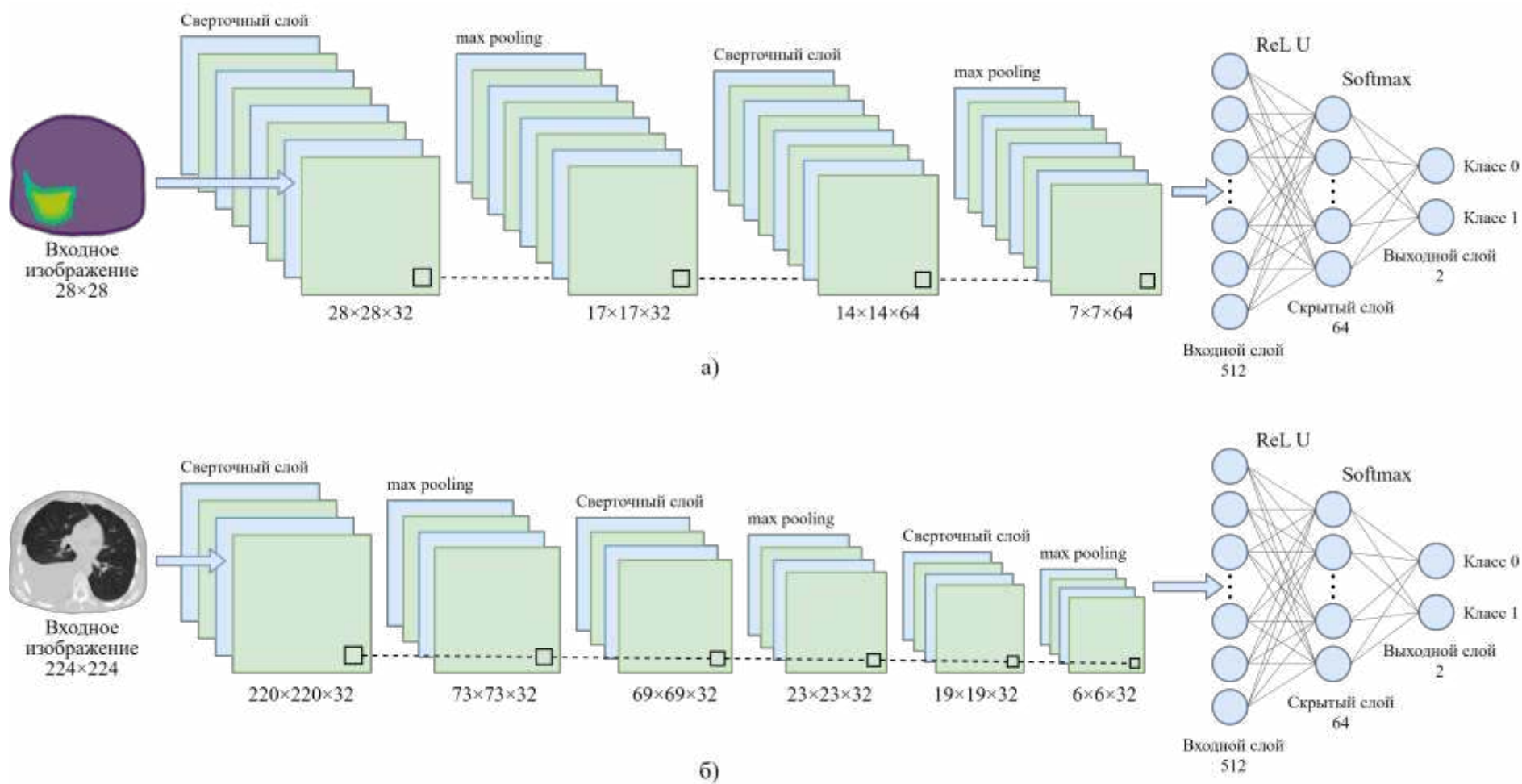


Рисунок 3.3 - Структура сверточных нейронных сетей во втором (а) и третьем (б) каналах мультимодального классификатора

Такая структура CNN1 позволяет работать с малокадровыми изображениями. Для его синтеза использовался PyTorch. Для настройки CNN1 могут использоваться как реальные изображения, полученные путем биоимпедансного исследования грудной клетки и решения обратной задачи в модуле решения обратной задачи (МРОЗ), так и изображения, полученные путём математического моделирования многополюсников, полученные посредством решения прямой задачи в модуле решения прямой задачи (МРПЗ) (этот модуль формирует дескрипторы для обучения CNN1) и решения обратной задачи в модуле МРОЗ, который формирует дескрипторы для контрольных выборок CNN1.

У CNN2 на входе имеем полнокадровое изображение размером 224x224 пикселя, определяемым размером КТ-снимка. Структура CNN2 состоит из трех сверточных слоев и полносвязной нейронной сети на выходе и представлена на рисунке 3.3б. Структура CNN2 заимствована из [21]. Для CNN1 и CNN2 были использованы полносвязные нейронные сети с идентичной структурой.

На вход CNN2 поступают комплексированные изображения, которые получают в модуле агрегации изображений (МАИ). МАИ агрегирует аксиальные биоимпедансные изображения грудной клетки и аксиальные изображения, полученные посредством РКТ. Эти изображения хранятся в источнике альтернативных изображений (ИАИ). ЛПР, посредством соответствующего программного обеспечения (ПО), может выбрать подходящий срез томограммы грудной клетки, изменять конфигурацию ММК путём установки соответствующих кодов на входе блока коммутации электродов (БКЭ), анализировать результаты классификации различных классификаторов, а также изучать непосредственно изображения на входах CNN1 и CNN2.

3.2 Методы моделирования распределённых полей на дискретных сетках

При биоимпедансных исследованиях посредством топологической структуры электродов, представленной на рисунке 3.2, получаем биоимпедансную модель в виде сосредоточенных резисторов, представленную на рисунке 3.4.

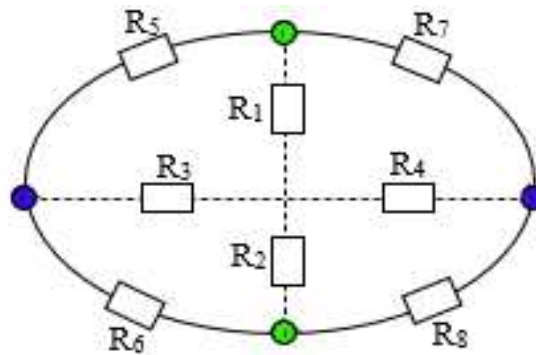


Рисунок 3.4 – Модель импеданса грудной клетки в виде восьми сосредоточенных резисторов

Так как сосредоточенных сопротивлений недостаточно для получения полноценной импедансной картины, то эти сопротивления необходимо «размыть» по изображению с высоким разрешением, чтобы иметь возможность сопоставить его с изображениями, полученными посредством РКТ или другими методами интроскопических исследований.

Классическим математическим инструментом описания процессов выравнивания и распространения величин в пространстве являются уравнения диффузии (теплопроводности). В простейшем скалярном случае для поля $u(x, y, t)$, зависящего от пространственных координат x, y и псевдовремени t , диффузия описывается уравнением [26]:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = D \Delta u, \quad (3.1)$$

где $D > 0$ — коэффициент диффузии, а Δ — оператор Лапласа, представляющий сумму вторых производных по пространственным переменным. Такое уравнение выражает идею стремления локальных значений к выравниванию с окружением: изменение величины во времени пропорционально кривизне поля в данной точке.

Для численного моделирования непрерывная область дискретизируется регулярной решёткой с шагами $\Delta x, \Delta y$. Значение функции в узле с индексами (i, j) обозначают как $u_{i,j}^n$, где верхний индекс n соответствует номеру временного шага. Пространственные производные заменяются конечными разностями, а временная производная аппроксимируется односторонней схемой Эйлера вперёд. В двумерном случае получается разностная схема вида [6]:

$$u_{i,j}^{n+1} = u_{i,j}^n + \lambda(u_{i+1,j}^n + u_{i-1,j}^n + u_{i,j+1}^n + u_{i,j-1}^n - 4u_{i,j}^n), \quad (3.2)$$

где $\lambda = \frac{D\Delta t}{(\Delta x)^2}$ при равных шагах по координатам.

Правая часть (3.2) представляет собой дискретный лапласиан, аналог второго пространственного дифференцирования. При достаточно малом λ и большом числе шагов данная схема аппроксимирует эволюцию непрерывного диффузионного процесса.

Важную роль в таких моделях играют граничные условия. В практических задачах используются различные их типы: фиксированные (Дирихле), когда значения на границе жёстко заданы; неявно теплоизолированные (Неймана), когда производная по нормали к границе равна нулю; периодические, когда противоположные стороны области «сшиваются» между собой. Выбор граничных условий существенно влияет на поведение решения: например, при теплоизоляции поток через границу отсутствует, а при периодичности структура поля «зацикливается». В дискретных реализациях это реализуется через способы расширения массива данных (отражение, повторение, обнуление и т.п.), что напрямую влияет на характер диффузии около краёв решётки [26].

Альтернативная, но эквивалентная точка зрения на диффузию основана на свёртке с гладким ядром. Наиболее распространённым выбором является двумерное гауссово ядро [12]:

$$G_{\sigma}(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right), \quad (3.3)$$

где параметр σ определяет радиус действия сглаживания. Применение гауссова фильтра к полю значений эквивалентно решению уравнения теплопроводности за интервал «времени», пропорциональный σ^2 . С практической точки зрения это удобно: операция свёртки хорошо оптимизирована в численных библиотеках, а изменение σ позволяет напрямую управлять степенью и «глубиной» сглаживания. В дискретном виде гауссов фильтр реализуется как линейный оператор, который заменяет значение узла на взвешенное среднее его окружения с весами, зависящими от расстояния.

При численном решении диффузионных задач важна не только форма результирующего поля, но и сохранение его интегральных характеристик. Если u интерпретируется как плотность массы, нагрузки, вероятности или иного ресурса, то естественным требованием является сохранение полной суммы:

$$S^n = \sum_{i,j} u_{i,j}^n. \quad (3.4)$$

на всех шагах n . Идеальные непрерывные модели с соответствующими граничными условиями это свойство имеют, однако в дискретной реализации из-за численных ошибок и особенностей обработки границ сумма может плавать. Один из практических подходов предполагает явное восстановление баланса после каждого шага. Пусть после применения диффузионного оператора получено

поле с суммой S^{n+1} . Тогда вводится глобальная поправка δ , одинаковая для всех узлов:

$$\delta = \frac{S^0 - S^{n+1}}{N}, u_{i,j}^{n+1} \leftarrow u_{i,j}^{n+1} + \delta, \quad (3.5)$$

где S^0 — исходная сумма, N — общее число узлов. Такой приём возвращает суммарное значение к исходному и позволяет рассматривать диффузию как «перераспределение без потерь» [6].

Во многих прикладных задачах сетка содержит выделенные точки, для которых важно не только то, как они «растворяются» в окружении, но и то, как долго они сохраняют своё влияние. Это могут быть реальные точки измерений, граничные датчики, вершины конструкций или иные «узлы-источники». В стандартной диффузионной схеме такие узлы подчиняются тем же правилам сглаживания, что и остальные. Чтобы подчеркнуть их роль, применяют модифицированные операторы обновления. Например, значение в ключевых узлах после шага вычислений можно дополнительно смешивать со значением до шага:

$$u_{i,j}^{n+1} \leftarrow \alpha u_{i,j}^n + (1 - \alpha) u_{i,j}^{n+1}, \quad (3.6)$$

где $\alpha \in (0,1)$ — параметр «жесткости» узла. При малых α узел быстро подстраивается под окружение, при больших — дольше сохраняет свою первоначальную величину и выступает локальным центром, от которого распространяется влияние. Такая модификация превращает классическую диффузию в модель с явно заданными источниками и позволяет гибко управлять вкладом отдельных точек в итоговое распределение.

Преимущество диффузионных подходов состоит в том, что каждая итерация имеет понятную физическую интерпретацию и может быть визуализирована в виде последовательности карт распределения. Параметр σ (или λ) задаёт

интенсивность и дальноедействие сглаживания, число шагов — «время» развития процесса, граничные условия — характер взаимодействия с краями области. Благодаря этому методы на основе уравнений диффузии особенно удобны для построения учебных и исследовательских программных комплексов, позволяющих интерактивно изучать влияние параметров модели и конфигурации ключевых узлов на форму формируемого поля.

3.3 Метод визуализации биоимпеданса по его измерениям в отведениях грудной клетки

Разработанный метод визуализации позволяет повысить разрешение биоимпедансного изображения для комплексирования его с изображениями тех же анатомических структур, полученными другими методами визуализации.

На рисунке 3.2а представлено схематическое изображение грудной клетки с горизонтальными сечениями, иллюстрирующее размещение трех электродных поясов. На рисунке 3.4 представлена эквивалентная схема распределения импеданса на одном электродном поясе при использовании четырех электродов для формирования отведений.

Сущность алгоритма визуализации, реализующего предлагаемый метод, состоит в том, что из электрических сопротивлений в отведениях (пример рисунок 3.4) формируется исходная матрица, у которой рекуррентно, путем интерполяции, расширяется размерность вплоть до достижения априорно заданного размера. Затем матрица расширенной размерности представляется в виде изображения.

В качестве примера будем рассматривать случай с двумя квазиортогональными отведениями, согласно четырехэлектродной схемы, представленной на рисунке 3.4. Морфизм сопротивлений в элементы матрицы представлен на рисунке 3.5.

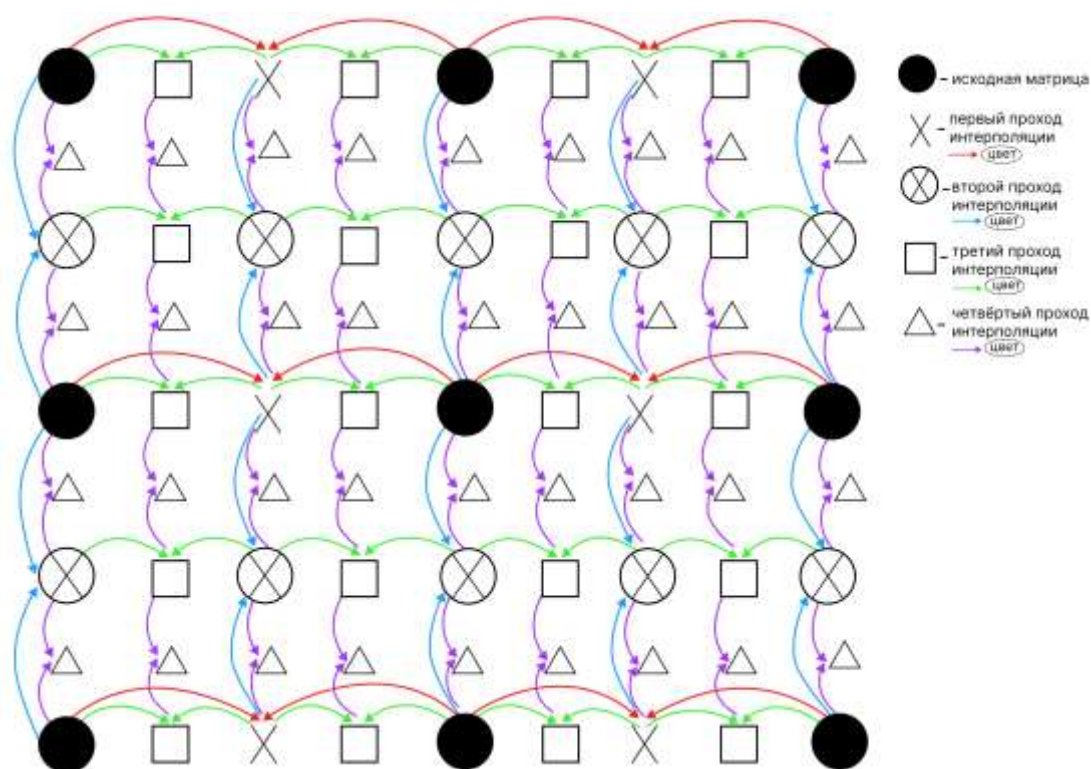


Рисунок 3.5 - Схема метода морфизма размерности исходной матрицы изображения

Сопровителения $R_1 \dots R_8$, представленные на рисунке 3.4, определяют элементы матрицы размером 3×3 . Схема алгоритма визуализации биоимпеданса, реализующая схему морфизма размерности исходной матрицы изображения, представлена на рисунке 3.6. Она включает четыре основных последовательно выполняемых процедуры: процедуру переноса исходного массива M с размером $M \times M$ в массив $M_1 \times M_1$ с размером $(2M-1) \times (2M-1)$ (эта процедура выполняется в блоке 5; процедуру интерполяции массива $M_1 \times M_1$, которая выполняется в блоке 6; процедуру переноса массива M_1 в массив M (блок 7) и процедуру визуализации (блок 9).

В блоке 1 задается конечная размерность массива изображения $N \times N$. В блоке 2 вводятся сопротивления биоимпеданса, полученные в шести отведениях с помощью четырехэлектродной схемы. Эти сопротивления определяют элементы матрицы, расположенные по периметру. Эти элементы заштрихованы на рисунке 3.5. При этом центральный элемент матрицы не определён. Процедура определения этого элемента выполняется в блоке 3.

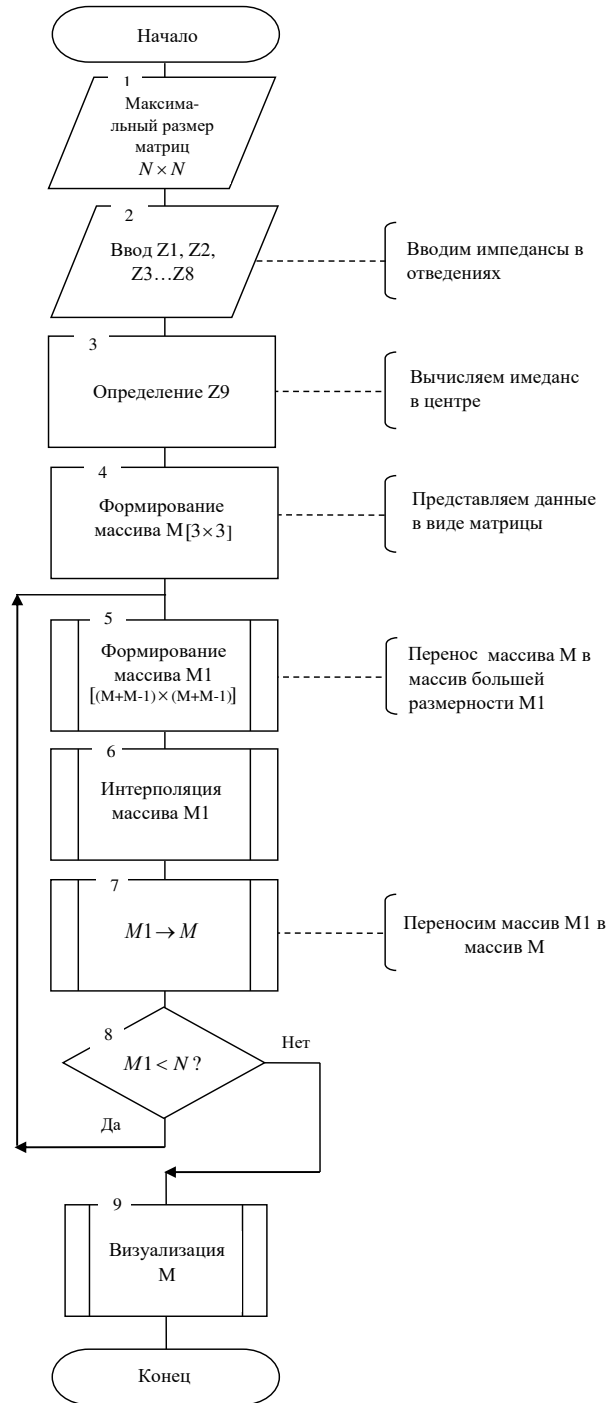


Рисунок 3.6 – Схема алгоритма визуализации элементов биоимпедансного изображения

Блоки 5, 6, 7, и 8 осуществляют рекуррентный процесс перехода от матрицы изображения размером 3×3 к матрице изображения размером $N \times N$. В блоке 9 реализуется процедура визуализации матрицы размером $N \times N$.

Схема алгоритма расширения матрицы размером $M \times M$ до размера $(2M-1) \times (2M-1)$ приведена на рисунке 3.7 (блок 5 на рисунке 3.6). Процедура вставляет нулевые значения в чётных строках и нулевые значения в чётных столбцах. В нечётные строки в нечётные столбцы переносятся значения из матрицы исходной размерности. Отметим, что эта процедура выполняется столько раз, сколько раз трансформируется размерность матрицы изображения.

Процедура интерполяции элементов биоимпедансного изображения основана на получении из исходной матрицы размерностью $M \times M$ матрицы размером $(2M-1) \times (2M-1)$. Согласно схеме рисунка 3.5, между каждым элементом исходной матрицы помещается дополнительный элемент, а сами соседние элементы - доноры должны быть уменьшены на величину вклада в реципиент. Таким образом, согласно линейной интерполяции, элемент в новом j -м столбце матрицы изображения определяется по формуле

$$b_{ij} = \frac{b_{i,j-1} + b_{i,j+1}}{2}, \quad (3.7)$$

где $b_{i,j-1}$ и $b_{i,j+1}$ – числовые значения элементов в соседних столбцах интерполируемого столбца.

Согласно схеме морфизма матриц и физическому смыслу, появление нового элемента - реципиента не должно привести к увеличению сопротивления биообъекта, поэтому можем записать

$$b_{i,j-1} + b_{i,j+1} = k(b_{i,j-1} + b_{i,j+1} + (b_{i,j-1} + b_{i,j+1})/2), \quad (3.8)$$

где k -коэффициент, учитывающий этот факт.

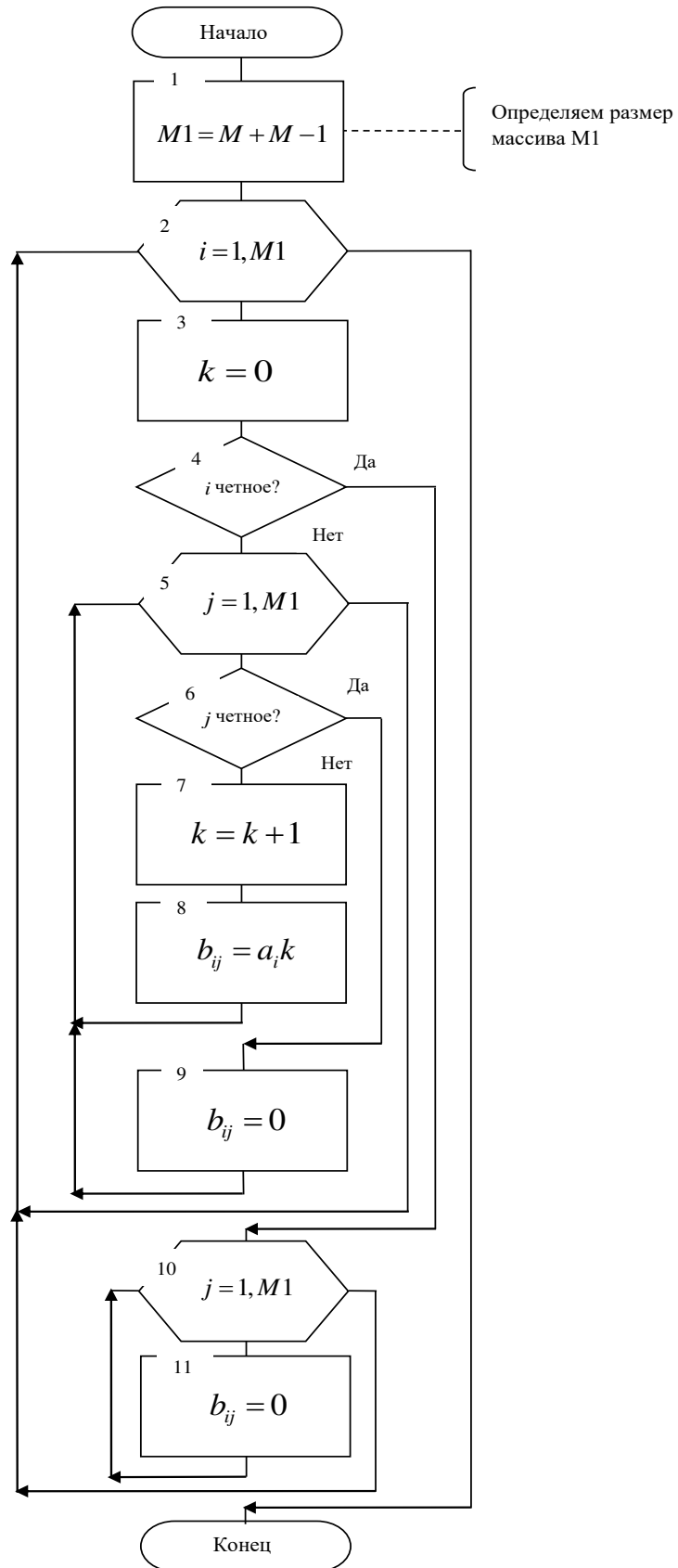


Рисунок 3.7 – Схема алгоритма переноса массива M в массив $M1$

После несложных преобразований уравнения (3.8) получим, что $k=2/3$. С учетом того, что доноры должны быть уменьшены в k раз, (3.7) примет вид

$$b_{ij} = \frac{2(b_{i,j-1} + b_{i,j+1})}{6}.$$

Процедура интерполяции, приводящая к расширению исходной матрицы размером $M \times M$ до размера $(2M-1) \times (2M-1)$, работает таким образом, что вначале осуществляется интерполяция в нечетных строках исходной матрицы. При этом интерполируются только элементы в четных столбцах согласно формулам (3.7) и (3.8). Интерполяция по столбцам осуществляется посредством просмотра элементов матрицы по столбцам и просмотра j -го столбца по строкам в цикле. При этом интерполяция осуществляется только в четных строках по формулам (3.7) и (3.8).

Изучая схему морфизма (рисунок 3.5), приходим к выводу, что она не позволяет определить девятый элемент матрицы, расположенный в центре исходной матрицы и соответствующий элементу a_5 . Для его определения предложен алгоритм, предусматривающий уменьшение восьми известных элементов на некоторую часть, пропорциональную их близости в евклидовом пространстве к искомому элементу. При этом полагалось, что расстояние между элементами матрицы в строках и в столбцах равно единице, а между диагональными элементами - $\sqrt{2}$.

Принимая соответствие между элементами матрицы на рисунке 3.5 и сопротивлений на рисунке 3.4: $a_1=R5$, $a_2=R1$, $a_3=R7$, $a_4=R3$, $a_6=R4$, $a_7=R6$, $a_8=R2$, $a_9=R8$, можем определить элемент a_5 по формуле

$$a_5 = \frac{1}{8} \cdot \frac{7}{8} \cdot \left[(R1 + R2 + R3 + R4) + \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot (R5 + R6 + R7 + R8) \right]. \quad (3.9)$$

Первый множитель в знаменателе (3.9) соответствует числу элементов – доноров, из которых формируется a_5 . Множитель $7/8$ выравнивает значения доноров и реципиентов после интерполяции. В общем случае этот множитель равен $(N-1)/N$, где N – число элементов – доноров.

После нахождения элемента a_5 все элементы-доноры необходимо уменьшить на величину вклада в элемент-реципиент следующим образом:

$$a_{11} = a_1 - \frac{7 \cdot a_1}{64 \cdot \sqrt{2}} ; a_{21} = a_2 - \frac{7 \cdot a_2}{64} ; a_{31} = a_3 - \frac{7 \cdot a_3}{64 \cdot \sqrt{2}} ; a_{41} = a_4 - \frac{7 \cdot a_4}{64} ;$$

$$a_{61} = a_6 - \frac{7 \cdot a_6}{64} ; a_{71} = a_7 - \frac{7 \cdot a_7}{64 \cdot \sqrt{2}} ; a_{81} = a_8 - \frac{7 \cdot a_8}{64} ; a_{91} = a_9 - \frac{7 \cdot a_9}{64 \cdot \sqrt{2}} .$$

Новые элементы исходной матрицы обозначены двузначным индексом, при этом первая цифра в индексе обозначает номер элемента в матрице, а вторая – номер модификации этого элемента.

3.4 Выводы третьего раздела

1. Разработан трехканальный мультимодальный классификатор риска заболеваний легких, отличающийся использованием комплексных методов биоимпедансного анализа и визуализации гибридных изображений, полученных различными методами медицинской интроскопии, позволяющий использовать классификаторы на основе машинного и глубокого обучения для определения риска заболеваний лёгких.

2. Предложены структуры сверточных нейронных сетей во втором и третьем каналах мультимодального классификатора, обеспечивающих классификацию биоимпедансных и комплексированных изображений, а также процедуры их

обучения, позволяющие использовать дата сет, полученный как на реальных, так и на модельных данных, адаптированных к реальным данным.

3. Разработан метод биоимпедансной визуализации, основанный на алгоритме «донор-акцептор-донор...», предназначенный для визуализации биоимпеданса по его измерениям в отведениях, электроды которых расположены в аксиальных сечениях грудной клетки, позволяющий из моделей многополюсников электрических сопротивлений в отведениях грудной клетки формировать исходную матрицу изображения, у которой рекуррентно, путём интерполяции, расширяется размерность вплоть до достижения априорно заданного размера.

4 Эксперименты по определению эффективности классификаторов медицинского риска, построенных на основе биоимпедансной и комплексированной визуализации грудной клетки

4.1 Система поддержки принятия врачебных решений на основе биоимпедансной визуализации грудной клетки

Структурная схема СППВР представлена на рисунке 4.1. СППВР построена таким образом, чтобы иметь возможность анализировать медицинские изображения, как посредством интеллектуальных моделей классификаторов, так и непосредственно ЛПР. В СППВР анализируются три таких изображения: биоимпедансное, изображения КТ и комплексированные изображения.

Первое изображение синтезируется посредством формирования многополюсника, который является импедансной моделью аксиального сечения грудной клетки. Для формирования этой модели с последующей её визуализацией, в структуру СППВР введены блоки 1, 2, 4, 5, 8 и 9. Непосредственно модель многополюсника - импедансная модель, получается посредством решения обратной задачи, то есть вычисления параметров многополюсника по электрическим потенциалам, снятым с электродной системы при различных комбинациях включения электродов в электрическую цепь. Решение этой задачи было подробно рассмотрено в разделах 2.4 и 2.5. При практической реализации решения обратной задачи использовалась ПНС (блок 1, рисунок 4.1). На вход нейронной сети подаются потенциалы, снимаемые с электродов (количество входов определяется числом электродов согласно формуле (2.1)). На выходе нейронной сети имеем номинальные значения параметров звеньев многополюсника.

Для формирования дата сет этой нейронной сети используем модуль решения прямой задачи и модуль формирования моделей многополюсника. Принцип работы модуля решения прямой задачи подробно рассмотрен в разделах 2.2, 2.3.

Для построения моделей многополюсника необходимо задать глобальные параметры модели: число полюсов многополюсника и число параметров многополюсника. Число полюсов многополюсника определяется числом электродов, а число параметров – задает ЛПР исходя из требований к разрешению модели. С помощью генератора случайных чисел формируем локальные параметры многополюсников. При решении прямой задачи эти параметры будут независимыми параметрами модели. Зависимыми параметрами будут потенциалы в полюсах, вычисленные в блоке 5 (рисунок 4.1). При обучении нейронной сети Целью станут параметры модели, а независимыми переменными – потенциалы, снимаемые с электродов при эксперименте. Для измерения потенциалов на электродах используем модуль 2 (рисунок 4.1), структура которого представлена на рисунке 4.2.

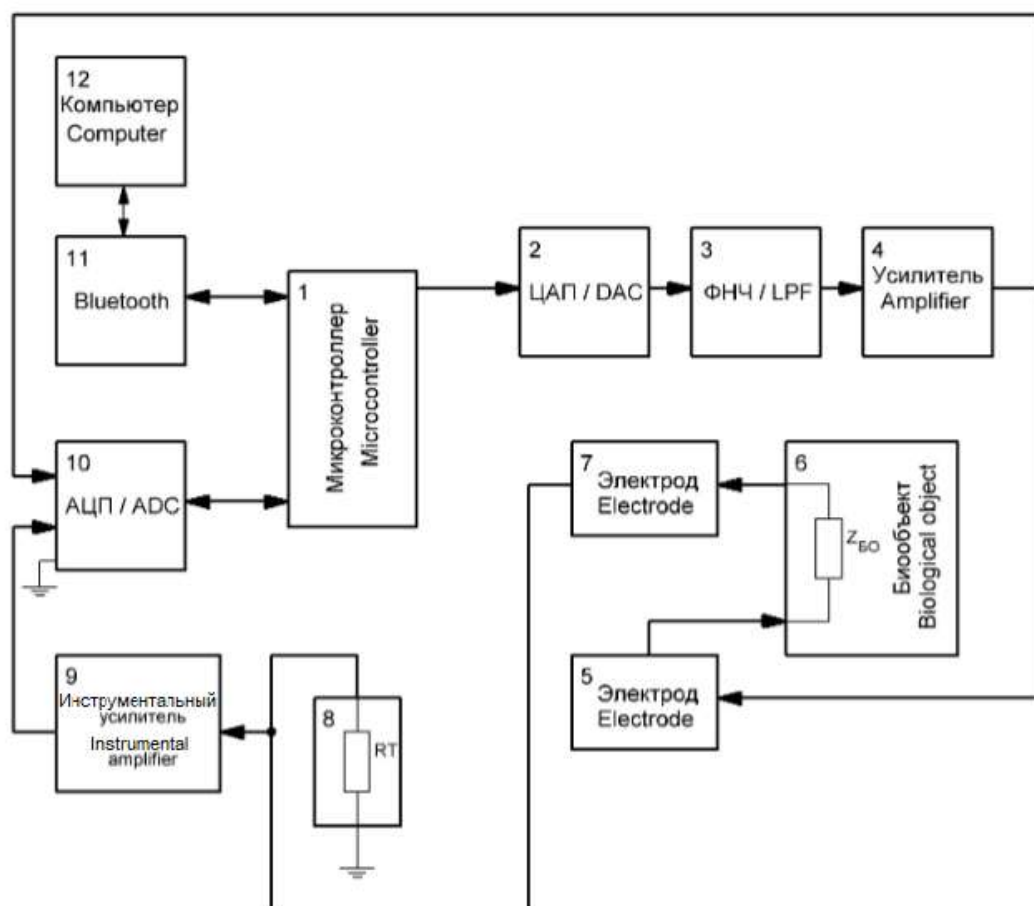


Рисунок 4.2 – Структурная схема модуля биоимпедансной спектроскопии для одного ортогонального отведения

Принцип работы и структура этого модуля достаточно хорошо освещены в соответствующих публикациях и поэтому здесь подробно не рассматриваются [24, 29, 30, 31, 32]. Модуль содержит микроконтроллер 1 и ЦАП 2, посредством которого формируются импульсы зондирующего тока различной частоты, которые обеспечивают возможность формирования АФЧХ биоимпеданса. Для согласования выхода ЦАП 2 с биообъектом 6 используется фильтр нижних частот (ФНЧ) 3 и усилитель 4. Блоки 8 и 9 (рисунок 4.2) выполняют функцию преобразователя ток-напряжение. Резистор R_T 8 позволяет микроконтроллеру 1 контролировать ток через биоматериал и через ЦАП 2 управлять его величиной. Двухканальный АЦП 10 оцифровывает сигналы на входе биообъекта 6 и на выходе преобразователя ток-напряжение (блоки 8 и 9), что позволяет осуществлять синхронное детектирование выходного сигнала.

После решения обратной задачи (блок 1, рисунок 4.1) получаем эквивалентный многополюсник, который можем представить в виде изображения. Алгоритм получения матрицы такого изображения рассмотрен в разделе 3.3.

Полученное в блоке 7 изображение поступает непосредственно ЛПР, который, при необходимости, может изменить глобальные параметры модели в блоке 4. Непосредственно процедура формирования самого биоимпедансного изображения (блок 7) будет рассмотрена ниже.

Для обучения нейронных сетей используем модуль синтеза нейронных сетей (блок 8). Python предлагает богатый набор инструментов и библиотек для работы, как с полносвязными нейронными сетями, так и с CNN. В модуле синтеза нейронных сетей (блок 8) использовалась библиотека PyTorch, которая позволяет быстро создавать и обучать как ПНС, так и CNN, скрывая многие низкоуровневые детали [89].

Для обеспечения обучающими выборками блока 8, в структуры СППВР введены блок 9 для обучения ПНС и два блока баз изображений, для обучения CNN (блок 6 и блок 10). Свёрточная сеть CNN 1 предназначена для

классификации биоимпедансных изображений, формируемых блоком 7, а сверточная сеть CNN 2 предназначена для классификации комплексированных изображений. Комплексированные изображения получают путем модуляции биоимпедансными изображениями снимков КТ грудной клетки, которые хранятся в блоке 13, что позволяет снизить или увеличить вероятность патологического морфологического образования на КТ-снимке. Непосредственно процесс модуляции происходит в блоке 14.

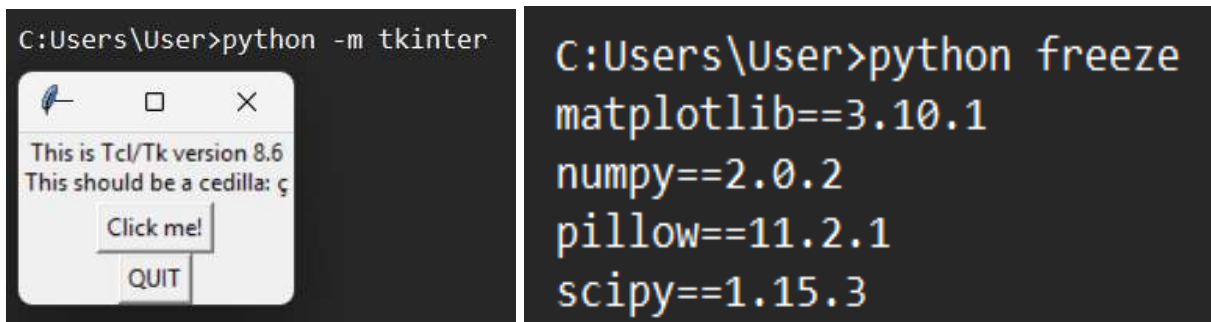
Для сопряжения масштабов и динамических характеристик альтернативного и биоимпедансного изображений в СППВР введен блок 12, который приводит биоимпедансное изображение к формату КТ-снимка. Координацию работы всех блоков осуществляет ЛПР посредством модуля управления и визуализации данных (блок 15).

4.2 Программное обеспечение для синтеза и визуализации тепловых карт

ПО для картирования биоимпеданса грудной клетки представляет собой инструмент для визуализации распределения импеданса по грудной клетке в виде тепловой карты. Это приложение сочетает в себе возможности графического интерфейса пользователя, математической обработки данных и визуализации. Подобное решение можно найти, например, в диссертационной работе [36].

Программа написана на языке Python и использует несколько библиотек. Tkinter [146] отвечает за создание графического интерфейса, matplotlib [122] – за построение графиков и тепловых карт, а scipy [84] – за математическую обработку данных. Также используются вспомогательные библиотеки, такие как numpy для работы с массивами, pillow для работы с изображениями [109, 128]. Также должны быть доступны файлы шаблонов:

thermal_map_template.png и default_picture.png. Установку библиотек и файлов проекта иллюстрируют рисунки 4.3 и 4.4.



The image shows two side-by-side screenshots. The left one shows a terminal window with the command `C:\Users\User>python -m tkinter` and a resulting Tkinter window titled "This is Tcl/Tk version 8.6" with a "Click me!" button and a "QUIT" button. The right one shows a terminal window with the command `C:\Users\User>python freeze` and its output: `matplotlib==3.10.1`, `numpy==2.0.2`, `pillow==11.2.1`, and `scipy==1.15.3`.

Рисунок 4.3 – Установленные библиотеки

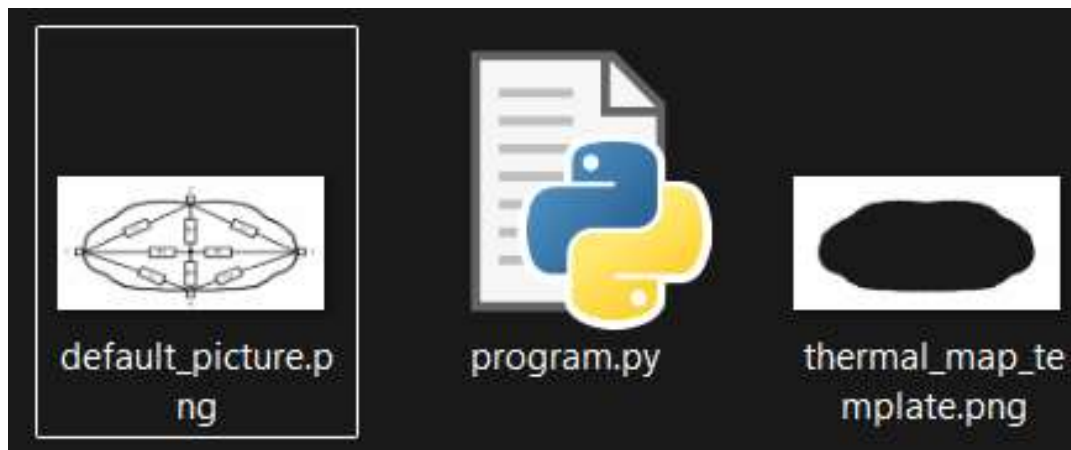


Рисунок 4.4 – Установленные файлы проекта

Процесс разработки ПО можно представить, как постепенное усложнение: сначала создали ядро для построения тепловой карты, затем добавили интерфейс для ввода данных, реализовали сохранение результатов и, наконец, расширили функционал, добавив выбор метода интерполяции. Каждый этап сопровождался решением технических задач: интеграцией библиотек, обработкой ошибок и оптимизацией пользовательского опыта. Работа над программой началась с создания ядра – функции `create_thermal_map()`, которая отвечает за построение тепловой карты на основе введённых данных.

Основные шаги реализации:

– Загрузка шаблона грудной клетки. Программа пытается загрузить изображение `thermal_map_template.png` с помощью `plt.imread()`. Если файл отсутствует, выводится сообщение об ошибке.

– Генерация дополнительных значений. Для увеличения точности расчётов в список температур добавляются средние значения между парами зон (например, между `r12` и `r41`). Это создаёт более равномерное распределение данных.

– Определение координат зон. Центры секторов (`R1–R4` и `r12–r41`) задаются заранее, их координаты соответствуют расположению на шаблоне грудной клетки.

– Создание «зон влияния». Вокруг каждой точки генерируется сетка из 3×3 точек внутри квадрата 10×10 пикселей. Все эти точки получают одно значение температуры, что имитирует распределение данных в конкретной области.

– Интерполяция методом Radial Basis Function (RBF). Используется RBF для создания гладкого перехода между зонами. Первоначально метод был жёстко задан, например, `linear`.

– Построение графика. Тепловая карта накладывается на изображение шаблона, добавляется цветовая шкала, отражающая уровень импеданса.

Пример кода для генерации точек:

```
for center, temp in zip(centers, temperatures):
    x_center, y_center = center
    half_size = zone_size // 2
    xs = np.linspace(x_center - half_size, x_center + half_size,
grid_points_per_side)
    ys = np.linspace(y_center - half_size, y_center + half_size,
grid_points_per_side)
    for x in xs:
        for y in ys:
            all_points.append([x, y])
            all_temps.append(temp)
```

Учитывая, что данные могут быть вне диапазона, используем проверку на *max* и маскировку значений. Координаты центров корректируются

вручную, чтобы тепловая карта точно соответствовала анатомическим зонам грудной клетки.

При запуске программы открывается окно с двумя основными частями: областью ввода данных слева и областью отображения графика справа. В левой части интерфейса расположены восемь полей ввода, соответствующих четырём основным зонам грудной клетки (R1-R4) и четырём промежуточным зонам (r12, r23, r34, r41). Каждое поле предназначено для ввода числового значения импеданса. Ниже полей находится выпадающий список, позволяющий выбрать метод интерполяции, а также две кнопки: «Применить» для построения тепловой карты и «Сохранить изображение» для сохранения результата.

Когда пользователь вводит значения импеданса и нажимает кнопку «Применить», программа начинает обработку данных. Сначала она проверяет, все ли поля заполнены числами. Если какое-либо поле пусто или содержит нечисловое значение, выводится сообщение об ошибке.

После успешной проверки введённых данных программа добавляет необходимое количество дополнительных элементов импеданса согласно схеме рисунка 3.5.

Основная задача программы – построение тепловой карты, которая наглядно демонстрирует распределение импеданса по грудной клетке. Для этого используется функция `create_thermal_map`, которая выполняет несколько важных шагов.

Сначала программа загружает изображение шаблона грудной клетки, которое будет наложено на тепловую карту. Если файл шаблона не найден, выводится сообщение об ошибке. Затем определяются координаты центров секторов, соответствующих различным зонам грудной клетки. Эти координаты были заранее определены для обеспечения правильного отображения данных на изображении.

Для повышения точности интерполяции вокруг каждого центра создаются дополнительные точки. Это достигается путём генерации сетки

точек внутри квадрата с заданным размером вокруг каждой центральной точки. Все эти точки получают то же значение импеданса, что и центральная точка, что позволяет создать «зоны влияния» для каждой измеренной величины [132].

После подготовки данных программа приступает к интерполяции. Она использует метод RBF, который позволяет создать непрерывное распределение значений импеданса по всей области изображения. Выбор конкретного метода интерполяции (линейный, кубический, гауссов и т.д.) осуществляется пользователем через выпадающий список в интерфейсе.

Метод RBF особенно эффективен в данном случае, так как он позволяет учитывать «зоны влияния» значений, а не просто соединять точки прямыми линиями. Это создаёт более реалистичное представление о распределении импеданса, особенно в областях между измеренными точками [131].

После отладки функции `create_thermal_map()` перейдем к созданию графического интерфейса. Для ввода изначальных данных о сопротивлениях грудной клетки были добавлены восемь полей для ввода значений импеданса, соответствующих зонам R1–R4 и r12–r41. При нажатии кнопки «Применить» программа проверяет, все ли поля заполнены числами. Если нет, выводится сообщение об ошибке. Далее происходит вызов функции `create_thermal_map()`. После успешной проверки данные передаются в функцию, и результат отображается в правой части окна через `FigureCanvasTkAgg`.

Чтобы интерфейс не выглядел пустым, при запуске программы отображается шаблонное изображение грудной клетки (`default_picture.png`). Если файл отсутствует, выводится сообщение об ошибке, но программа продолжает работать.

Пример кода для отображения графика:

```
canvas = FigureCanvasTkAgg(fig, master=canvas_frame)
canvas.draw()
canvas.get_tk_widget().pack()
```

Одной из особенностей ПО является подход к интерполяции данных. Вместо того чтобы использовать только отдельные точки измерения, программа создаёт «зоны влияния» вокруг каждой точки. Это достигается путём генерации дополнительных точек вокруг центральных, что позволяет создать более равномерное распределение данных и избежать резких перепадов значений между измеренными точками.

Ещё одной важной особенностью является возможность выбора метода интерполяции. Это позволяет пользователю экспериментировать с различными подходами и выбирать тот, который лучше всего отражает реальное распределение импеданса в конкретном случае.

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.

Пример кода для выбора метода:

```
method_list = ["cubic", "gaussian", "inverse_multiquadric",  
"linear", "multiquadric", "quintic", "thin_plate"]  
selected_method = tk.StringVar()  
selected_method.set(method_list[0])  
listbox = tk.OptionMenu(input_frame, selected_method,  
*method_list)
```

После выполнения интерполяции программа строит тепловую карту, на которой цвет отражает уровень импеданса в различных точках грудной клетки [146]. Изображение шаблона грудной клетки накладывается на тепловую карту, чтобы пользователь мог легко ориентироваться в анатомических зонах. Цветовая шкала справа показывает соответствие цветов значениям импеданса, что позволяет быстро оценить уровень импеданса в разных участках.

Тепловая карта будет наложена на изображение шаблона грудной клетки, а справа появится цветовая шкала, отражающая уровень импеданса в килоОмах (рисунок 4.5).

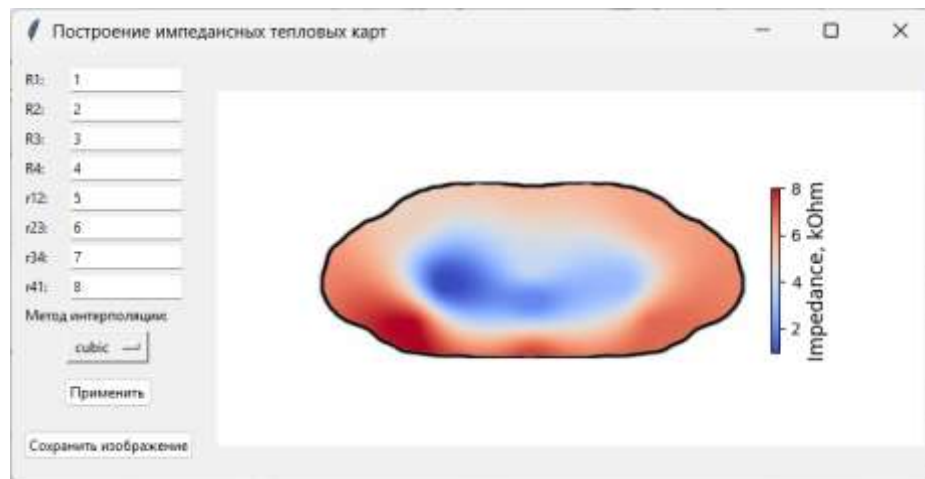


Рисунок 4.5 – Интерфейс программы с заполненными полями ввода и построенной тепловой картой

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.

При нажатии кнопки «Сохранить изображение» открывается диалоговое окно для выбора пути и формата файла (например, PNG или JPEG) - Функция `on_save()`. Для сохранения графика используется метод `fig.savefig(file_path)` для экспорта тепловой карты в указанный файл.

Если сохранение прошло успешно, появится уведомление с путём к файлу. Если сохранение не удалось (например, недоступная директория или недопустимый формат файла), выводится сообщение об ошибке. В случае ошибки будет выведено соответствующее сообщение (рисунок 4.6).

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).

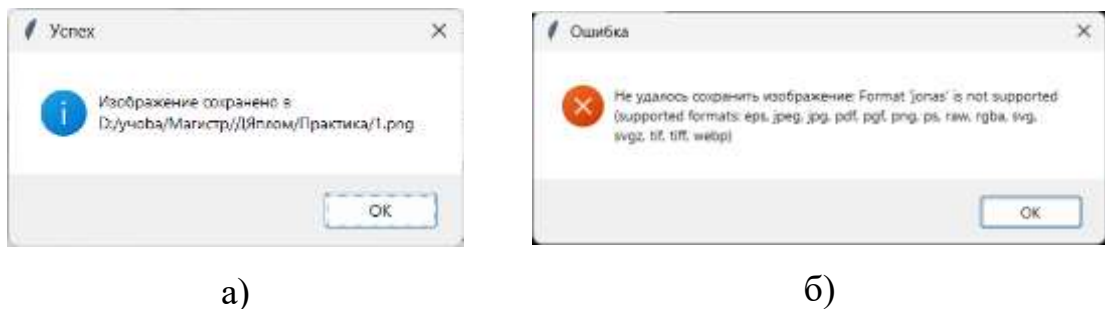


Рисунок 4.6 – Сообщения: а) об успешном сохранении; б) об ошибке сохранения

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

Пример кода для сохранения:

```
file_path = filedialog.asksaveasfilename(defaultextension=".png",
filetypes=[("PNG files", "*.png")])
if file_path:
    fig.savefig(file_path)
```

В качестве примера использования, рассмотрим процесс визуализации наложения биоимпедансного изображения на изображение того же сечения, но полученного посредством РКТ. После запуска программы откроется окно с двумя основными частями: областью ввода данных слева и областью

отображения графика справа. В левой части вы увидите 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 (рисунок 4.7). 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.

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

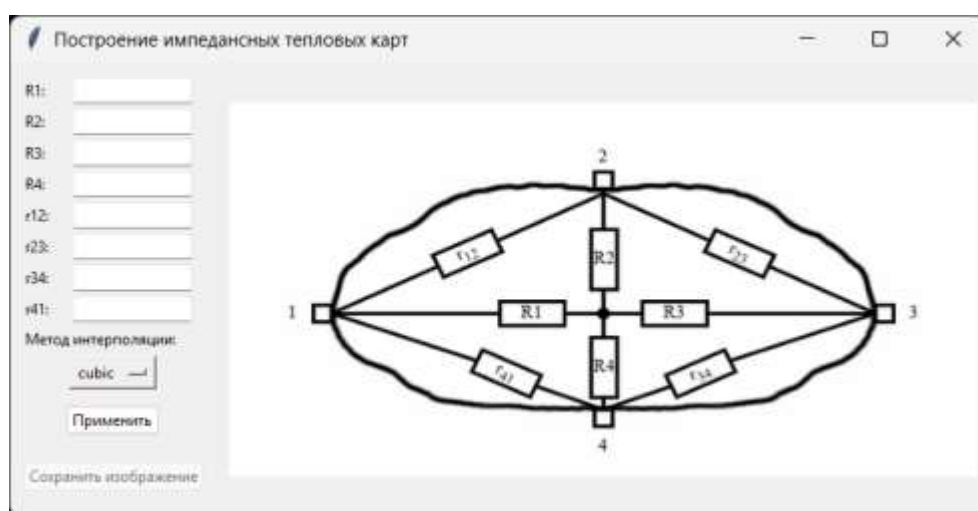


Рисунок 4.7 – Окно программы после запуска

Для тестирования программы можно использовать следующие значения импеданса:

- R1: 25, – R2: 26, – R3: 27, – R4: 22,
- r12: 33, – r23: 36, – r34: 29, – r41: 31.

Эти данные позволят увидеть наглядное распределение импеданса по грудной клетке с чётко выраженной градиентной тепловой картой (рисунок 4.8).

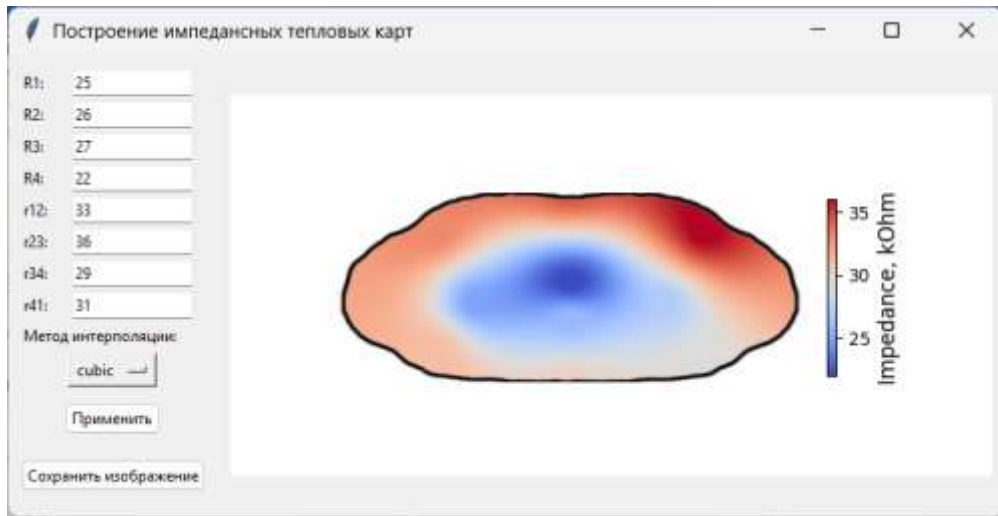


Рисунок 4.8 – Пример тепловой карты с тестовыми данными

Результат наложения или суммирования среза РКТ в аксиальной (горизонтальной) проекции с импедансным изображением, соответствующим этому срезу, получают с помощью формирования интерфейсного окна, представленного на рисунке 4.9.

```

=== ВВОД МАТРИЦЫ 3x3 ===
Введите 9 чисел от 0 до 255 (через пробел или каждое с новой строки):
Формат ввода: a11 a12 a13 a21 a22 a23 a31 a32 a33
>>> 50 150 250 100 200 50 150 250 100

Используемая матрица:
[[ 50 150 250]
 [100 200 50]
 [150 250 100]]

Минимальный градиент (0-255): 1
Минимальный градиент: 1.0

```

Рисунок 4.9 – Экранная форма при вводе данных для получения суммы изображений

Результат работы программы комплексирования изображений показан на рисунке 4.10.

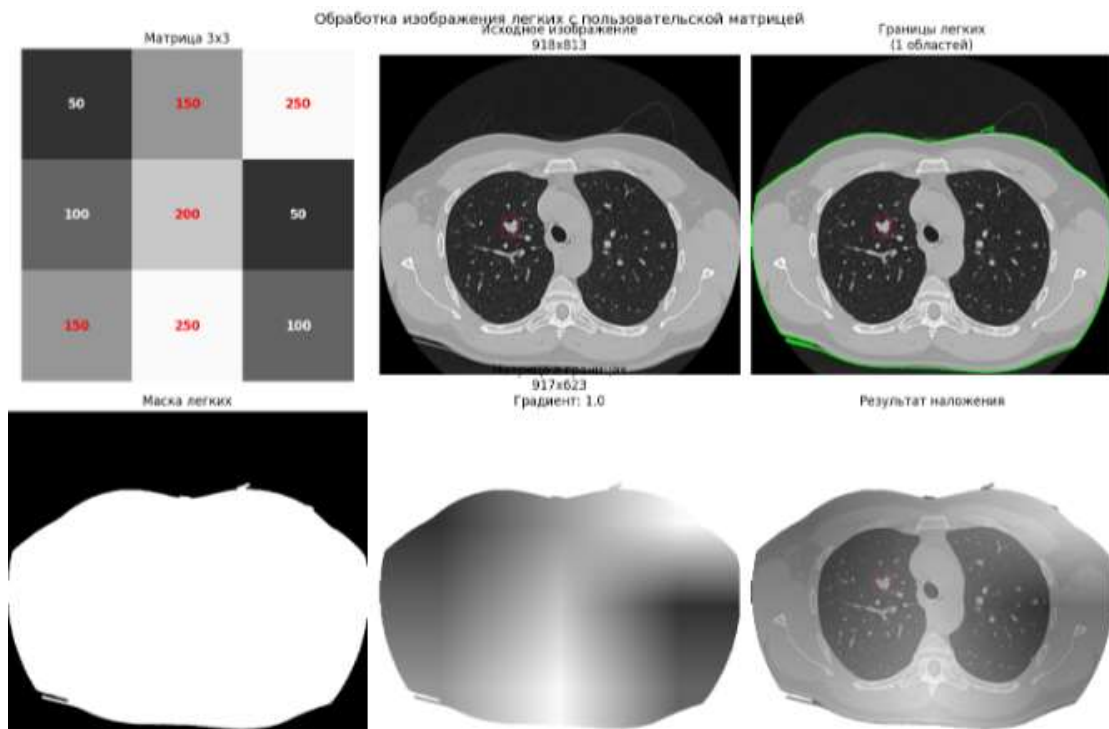


Рисунок 4.10 – Результат работы программы комплексирования двух изображений

Таким образом, результаты визуализации комплексированного изображения показывают, что используя биоимпедансные исследования мы можем контрастировать патологические области на изображении, полученным альтернативными методом.

4.3 Экспериментальные исследования второго и третьего каналов мультимодального классификатора

Для настройки CNN во втором и третьем каналах ММК необходимы исходные данные в виде срезов РКТ и соответствующих биоимпедансных

изображений. Эти данные были получены с сайтов <https://mosmed.ai/datasets/datasets/>, <https://www.kaggle.com/datasets/> и <https://rentgenogram.ru/>. Данные по срезам РКТ у больных с заболеваниями системы дыхания были получены по результатам ретроспективных исследований томограмм РКТ в аксиальных проекциях в период эпидемии коронавируса в достаточном количестве и с соответствующими аннотациями. Данные были представлены в формате изображений tiff.

Так как соответствующих данных по биоимпедансным исследованиям по результатам поиска в базах данных и ретроспективных исследований в необходимом для обучения CNN объёме получить не представляется возможным, то для формирования биоимпедансных изображений использовался фантом, который позволял моделировать патологии ЗЛ, соответствующие полученным аксиальными КТ-снимками грудной клетки. Основным требованием к фантому является не только способность моделировать импеданс морфологических образований в аксиальном сечении грудной клетки при ЗЛ, но и устанавливать дислокацию моделей этих заболеваний в соответствии с дислокацией морфологического образования на КТ-снимке аксиального сечения грудной клетки, определённую рентгенологом.

Фантом был разработан для имитации электропроводности биологической ткани. Для этого использовались ёмкости из пластмассового материала диаметром 40...50 см, заполненные физиологическим раствором (0,8% раствор NaCl, с удельным сопротивлением $\rho = 0,7 \text{ Ом}\cdot\text{м}$), аналогично рассмотренным в [64]. Для имитации изменений электропроводности на дно сосуда устанавливались парафиновые свечи различного диаметра. Парафин является неполярным воскообразным материалом, практически не проводящим электрический ток. Эскиз фантома, иллюстрирующий его конструкцию, представлен на рисунке 4.11.

Для осуществления возможности устанавливать координаты модели морфологического образования в соответствии с координатами реального

морфологического образования, определёнными рентгенологом на КТ-снимке, на дно сосуда устанавливалась координатная сетка (рисунок 4.11).

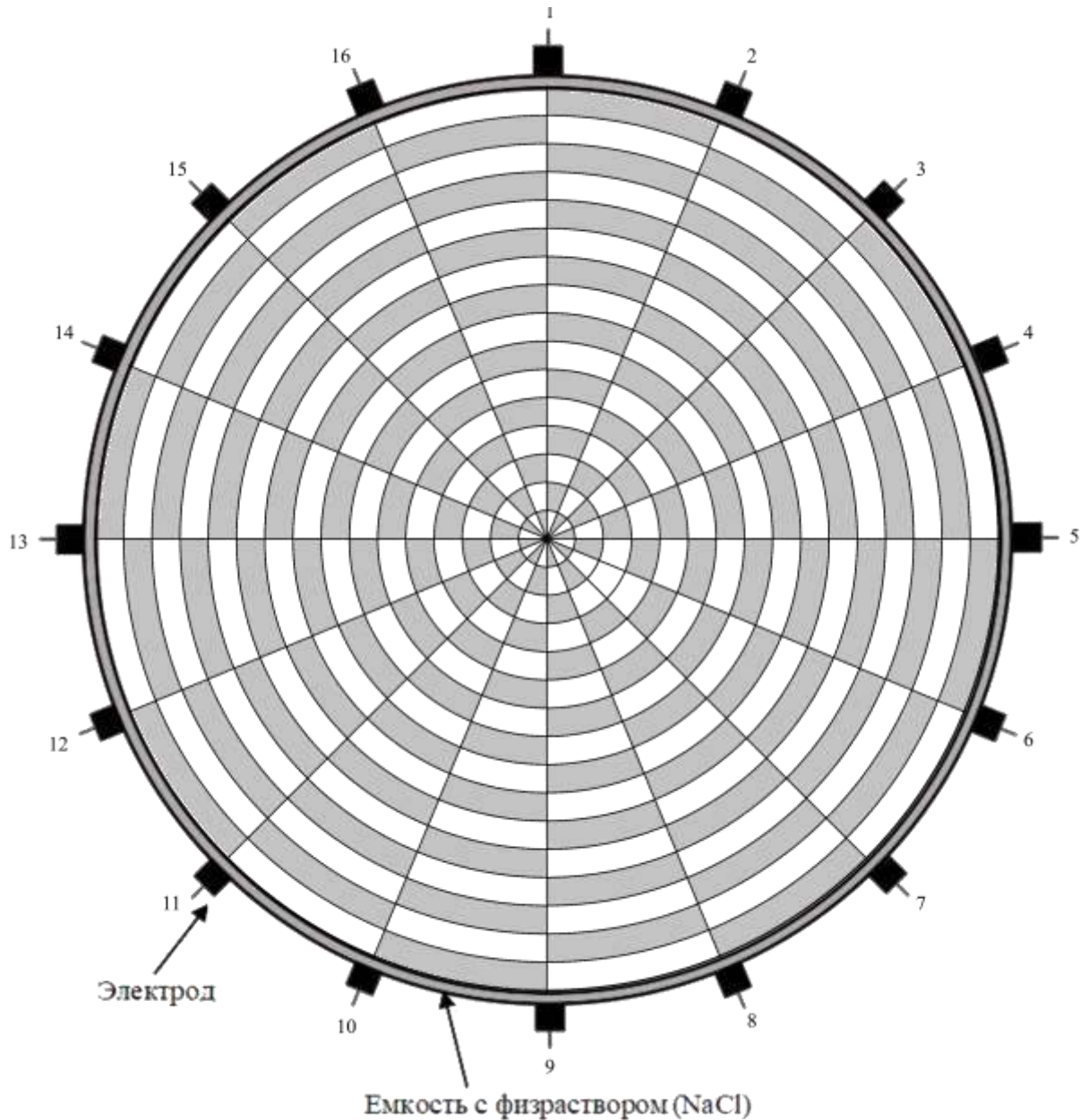


Рисунок 4.11 - Конструкция фантома с биоимпедансным датчиком с 16 отведениями и координатной сеткой

Специально разработанная программа позволяла выделить контур границ лёгких с выделенными на нем патологическими морфологическими

образованиями из КТ-снимка (рисунки 4.12а и 4.12б) и перенести их на координатную сетку (рисунок 4.12в).

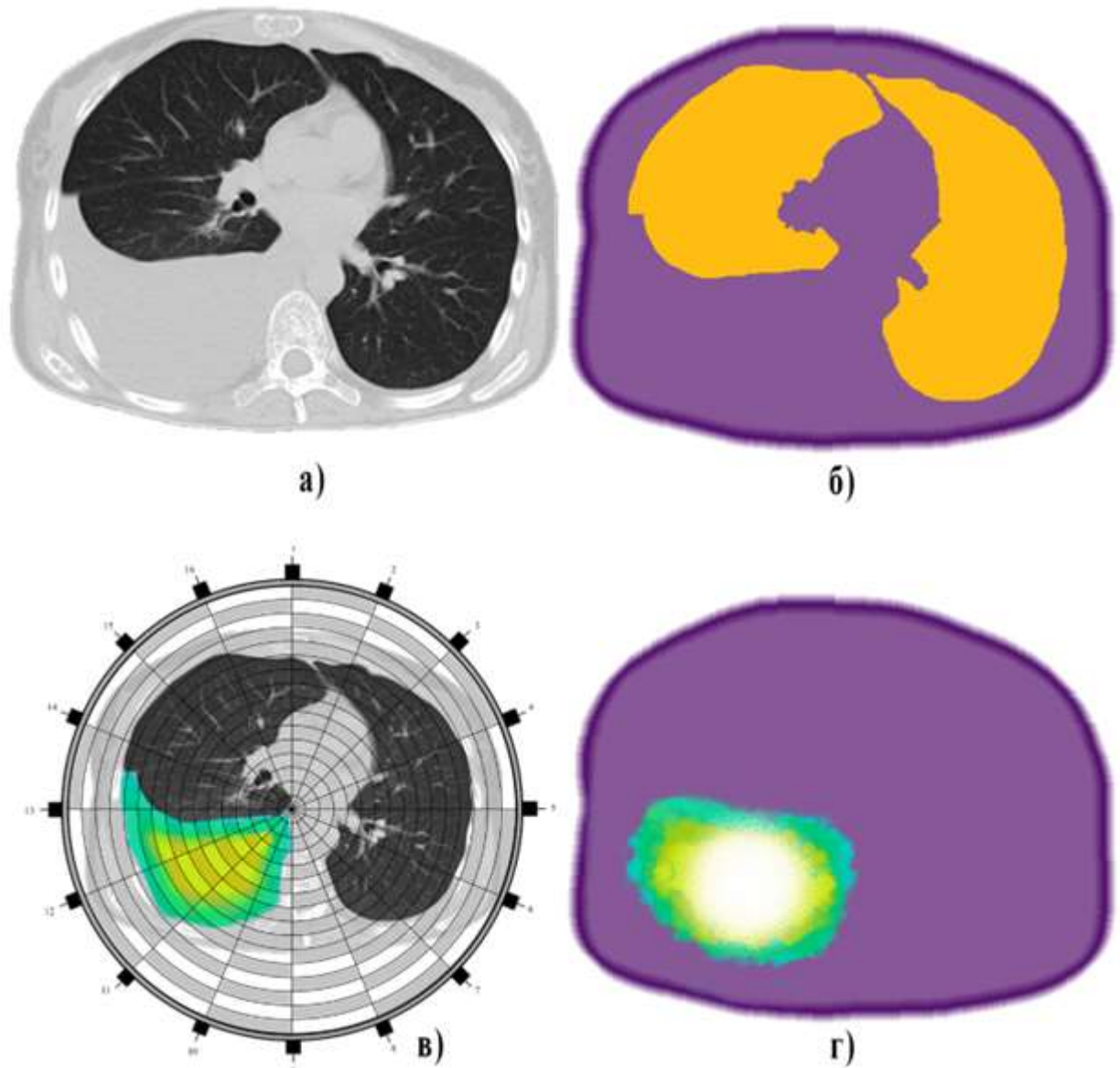


Рисунок 4.12 - Иллюстрация процесса формирования фантомного биоимпедансного изображения эквивалентного КТ-снимку

Установив парафиновую свечу в соответствующей координате на дне ёмкости с электролитом, как это показано на рисунке 4.13, получаем биоимпедансное изображение, показанное на рисунке 4.12г.



Рисунок 4.13 - 3D-модель фантома с матрицей биоимпедансного датчика на 16 электродов

В конструкции фантома электродные выводы создавались путём парного соединения электродов в измерительной цепи. Исследования проводились на частотах от 10 кГц до 50 кГц. При 10 кГц приложенный ток составлял 0,13 мА, а при 50 кГц ток составлял 0,5 мА. ММК был разработан на основе структуры, показанной на рисунке 3.1. В соответствии с формулой (2.1) получаем 120 отведений. Однако, с учётом, что отведение $1 \rightarrow 2$ и отведение $2 \rightarrow 1$ это одно и то же отведение, отведений будет в два раза меньше.

На рисунке 4.14а показан пример биоимпедансного изображения, полученного на фантоме (рисунок 4.13), на котором хорошо видно нарушение проводимости, вызванное парафиновым включением. Модель биоимпедансного изображения была построена в соответствии с КТ-снимком, показанным на рисунке 4.14б.

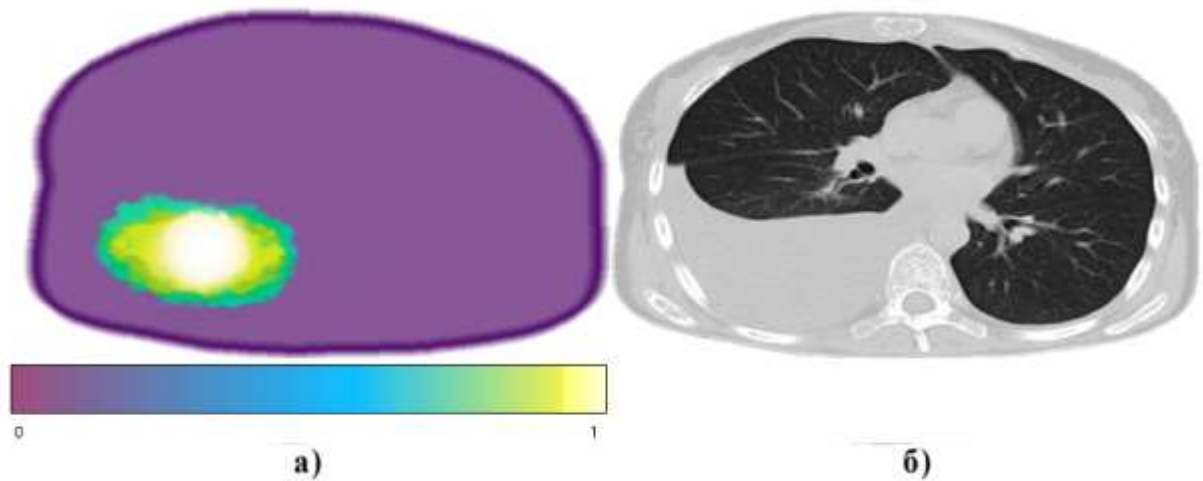


Рисунок 4.14 - Биоимпедансное изображение, полученные на фантоме (а) и соответствующий ему КТ-снимок (б)

Для обучения CNN 1 был создан сбалансированный обучающий набор данных, полученный путём моделирования биоимпедансных изображений по двумстам образцам КТ-снимков с пневмонией соответствующих им фантомных биоимпедансных изображений. Для формирования альтернативного класса биоимпедансных изображений была сформирована экспериментальная группа в составе 40 человек из студентов ЮЗГУ. Контрольная группа в составе 40 человек была сформирована из студентов ЮЗГУ, которые проходили тестирование на COVID 19 по результатам РКТ и у них не было выявлено ЗЛ. Все участники экспериментальной группы дали информированное согласие на участие в исследовании. Экспериментальный протокол был одобрен локальным этическим комитетом Юго-Западного государственного университета в Курске. Для каждого члена экспериментальной группы было сформировано от двух до трёх биоимпедансных изображений. Для балансировки изображений в двух классах использовались методы аугментации обучающей выборки [14].

Данные были разбиты на обучающую, валидационную и тестовую выборки в соотношении 50:25:25. В процессе обучения эти соотношения эмпирически корректировались. Статистические исследования (ROC-анализ)

показали достаточную чувствительность и специфичность метода скрининга на основе анализа биоимпедансных изображений (более 0,75).

Для оценки качества классификации использовались следующие метрики [25]:

$$\text{Достоверность (Accuracy)} = \frac{\text{True}}{\text{Total}} = \frac{\text{TP} + \text{TN}}{\text{TP} + \text{TN} + \text{FP} + \text{FN}}, \quad (4.1)$$

где TP – True Positive (число верно предсказанных примеров проблемного класса 1);

FN – False Negative (число примеров класса 1, предсказанных как класс 0);

TN – True Negative (число верно предсказанных примеров класса 0);

FP – False Positive (число примеров класса 0, предсказанных как класс 1).

$$\text{Точность (Precision)} = \frac{\text{TP}}{\text{predicted positives}} = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FP}}. \quad (4.2)$$

$$\text{Полнота (Recall)} = \frac{\text{TP}}{\text{actual positives}} = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}}. \quad (4.3)$$

$$\text{F1-мера (FScore)} = 2 \cdot \frac{\text{precision} \cdot \text{recall}}{\text{precision} + \text{recall}}. \quad (4.4)$$

$$\text{Специфичность (Specificity)} = \text{TNR} = 1 - \text{FPR} = \frac{\text{TN}}{\text{actual negative}} = \frac{\text{TN}}{\text{TN} + \text{FP}}. \quad (4.5)$$

В таблице 4.1 приведены значения соответствующих показателей разделения классов «пневмония» - «нет пневмонии» посредством CNN1 при классификации моделей биоимпедансных изображений и результатов классификации CNN КТ-снимков грудной клетки (по результатам метаанализа).

Таблица 4.1 – Сравнительные результаты классификации сверточными нейронными сетями биоимпедансных изображений и КТ-снимков

Тип классификатора	Precision Точность	Recall Полнота	FScore F1-мера	Accuracy Достоверность
Классификатор биоимпедансных изображений (CNN 1)	0,73	0,80	0,75	0,76
Классификатор КТ-снимков*	0,56...0,91	0,70...0,99	0,70...0,90	0,70...0,96

* По результатам метаанализа различных публикаций

Для обучения CNN 2 была создана обучающая выборка, в которую вошли комплексированные изображения. Комплексированные изображения для класса «пневмония» получали посредством сложения биоимпедансных изображений и соответствующих изображений КТ-снимков с помощью специально разработанной компьютерной программы. Для формирования альтернативного класса биоимпедансных изображений взяты данные из экспериментальной группы, которые были использованы при формировании альтернативного класса при обучении CNN 1.

Для сравнения эффективности комплексирования изображений CNN 2 была обучена, как на классификацию комплексированных изображений, так и на классификацию КТ-снимков. Сравнения результатов классификации комплексированных и не комплексированных КТ-снимков приведены в таблице 4.2.

Для клинической проверки ММК на базе медицинского центра «Авиценна» был проведён анализ историй болезни пациентов, находящихся в нем под наблюдением по поводу ЗЛ. На основании этого анализа была сформирована контрольная группа, состоящая из пациентов с диагнозом «вирусная пневмония», подтвержденным рентгенологически, компьютерной томографией и лабораторными исследованиями.

Таблица 4.2 – Сравнительные результаты классификации в третьем канале мультимодального классификатора

Тип классификатора	Precision Точность	Recall Полнота	FScore F1-мера	Accuracy Достоверность
Классификатор комплексированных изображений (CNN 2)	0,88	0,90	0,89	0,89
Классификатор КТ-снимков (CNN 2)	0,85	0,87	0,86	0,86
Классификатор КТ-снимков*	0,56...0,91	0,70...0,99	0,70...0,90	0,70...0,96

* По результатам метаанализа различных публикаций

Критериями исключения из данной группы были наличие сердечно-сосудистых заболеваний, онкологических заболеваний, пожилой возраст, хронические заболевания легких, беременность, острая дыхательная недостаточность и температура тела ниже 35°С или выше 40°С.

Контрольная группа в составе 20 человек была сформирована из студентов ЮЗГУ, не имеющих респираторных патологий и имеющих в анамнезе РКТ грудной клетки. Все участники контрольной группы дали информированное согласие на участие в исследовании. Экспериментальный протокол был одобрен локальным этическим комитетом Юго-Западного государственного университета в Курске. Диагнозы были закодированы как «0» для здоровых добровольцев и «1» для пациентов с пневмонией. Контрольные группы были сбалансированы, по 20 участников в каждой. Данные биоимпеданса собирались посредством лицензированного оборудования с использованием восьми электродных поясов, каждый из которых содержал восемь электродов, наложенных на грудь участников эксперимента. Эти пояса входили в состав многоканального картографического модуля «Амикард 01К» (рисунок 4.15).

Характеристики импеданса записывались для различных комбинаций размещения электродов.

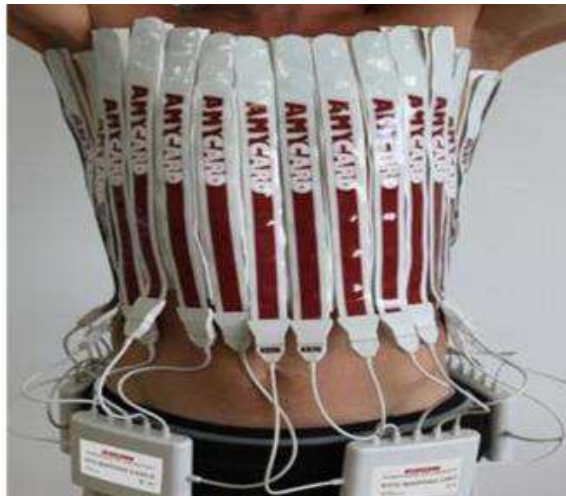


Рисунок 4.15 - Размещение электродов для многоканальной регистрации электрокардиограммы на поверхности тела пациента

В результате для каждого пациента был сгенерирован тензор дескриптора. Для классификации использовался ММК, структурная схема которого представлена на рисунке 3.1. Эффективность классификации для классов «пневмония» и «нет пневмонии» оценивалась с использованием показателей (4.1...4.5). Эти метрики были рассчитаны для трех каналов мультимодального классификатора. Классификатор реализует трехканальный анализ данных. В первом канале определяется интегральный риск ЗЛ по всем отведениям биоимпедансного преобразователя на основе метода биоимпедансной спектрометрии, предложенного в [32]. В качестве классификаторов второго и третьего каналов используются CNN, которые осуществляют бинарную классификацию изображений. В качестве изображений на входе второго канала (CNN 1) используют биоимпедансные изображения грудной клетки.

В качестве изображений на входе третьего канала ММК (CNN 2) использовались комплексированные изображения, полученные путем агрегирования изображений, полученных посредством биоимпедансного

анализа, и изображений тех же проекций и сечений грудной клетки, полученные посредством РКТ.

В таблице 4.3 приведены результаты классификации на контрольной выборке в трёх каналах ММК.

Таблица 4.3 - Результаты классификаторов на контрольной выборке ($n_1 = 20$, $n_2 = 20$)

Результаты	TP Истинно- положительные	FN Ложно- отрицательные	TN Истинно- отрицательные	FP Ложно- положительные
Канал 1	13	7	14	6
Канал 2	16	4	14	6
Канал 3	17	3	16	4

Результаты производительности ММК в трех каналах обобщены в таблице 4.4.

Таблица 4.4 - Показатели производительности классификаторов на контрольной выборке ($n_1 = 20$, $n_2 = 20$)

Метрики	Precision Точность	Recall Полнота	Specificity Специфичность	Fscore F1-мера	Accuracy Достоверность
Канал 1	0,68	0,65	0,70	0,67	0,68
Канал 2	0,73	0,80	0,70	0,76	0,75
Канал 3	0,81	0,85	0,80	0,83	0,83

Диагностическая эффективность в каналах предлагаемого ММК сравнивалась с диагностической методикой рентгеновской визуализации на том же контрольном изображении. Эффективность разделения различных моделей решений составила от 68% до 83%. Эти результаты отражают

среднюю или диагностическую точность и эффективность предлагаемых моделей классификаторов.

4.4 Выводы четвертого раздела

1. Разработана структура системы поддержки принятия врачебных решений для диагностики заболеваний легких, позволяющая использовать системы машинного и глубокого обучения для анализа и классификации биоимпедансных и комплексированных изображений.

2. Разработано программное обеспечение для синтеза и визуализации тепловых карт биоимпедансных изображений, а также для агрегации биоимпедансных изображений грудной клетки с изображениями того же аксиального сечения, но полученного посредством использования других методов интроскопии, позволяющее использовать в классификаторах риска заболеваний легких сверточные нейронные сети. 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.

3. Разработана методика формирования дата сет для обучения сверточных нейронных сетей второго и третьего каналов мультимодального классификатора, отличающаяся тем, что в качестве дата сет используют как модельные данные, полученные на фантоме грудной клетки, так и аннотированные данные аксиальных срезов рентгеновской компьютерной томографии, позволяющая, как моделировать импедансные изображения на фантоме, так и получать комплексированные изображения грудной клетки, агрегированные с рентгеновскими томографическими изображениями

аксиальных сечений грудной клетки, полученными по результатам как текущих, так и ретроспективных исследований.

4. Апробация разработанного мультимодального классификатора осуществлялась на модельных данных, на данных полученных по результатам ретроспективных исследований, а также на гибридных данных. Эксперименты показали, что модели классификаторов имели показатели качества классификации 70-85 % для различения по классам «пневмония» и «нет пневмонии» на контрольных образцах в сбалансированной группе, состоящей из 40 пациентов, что сопоставимо с результатами рентгеновских исследований в той же самой контрольной группе.

Эти результаты подтверждают надежность предложенного подхода и его применимость к реальным диагностическим сценариям, что делает его перспективным инструментом для неинвазивного раннего выявления заболеваний легких, таких как пневмония или рак. Они дают прочную основу для создания интеллектуальных систем поддержки принятия врачебных решений для прогнозирования и диагностики заболеваний грудной клетки.

Заключение

В диссертационной работе получены следующие основные результаты.

1. Выполнен анализ методов классификации медицинского риска на основе электроимпедансной визуализации в задачах диагностики заболеваний легких.

2. Предложены модели биоимпеданса грудной клетки, представленные в виде дуальных эквивалентных многополюсников, параметры которых определяют по потенциалам, измеряемым на электродах, установленных на поверхности кожи грудной клетки, предназначенные для визуализации аксиальных сечений грудной клетки.

3. Для определения параметров модели дуального эквивалентного многополюсника предложен двухэтаптный алгоритм, включающий решение прямой и обратной задач. В среде Mathcad разработано и апробировано его программное обеспечение.

4. Разработан трехканальный мультимодальный классификатор риска заболеваний легких, построенный на основе методов биоимпедансного анализа и визуализации комплексированных изображений, полученных различными методами медицинской интроскопии, позволяющий использовать классификаторы на основе машинного и глубокого обучения для определения риска заболеваний легких.

5. Разработан метод визуализации биоимпеданса, основанный на алгоритме «донор-акцептор-донор...», позволяющий получить из малокадрового биоимпедансного изображения изображение заданной размерности и комплексировать его с соответствующими медицинскими изображениями грудной клетки, полученными другими интроскопическими методами.

6. Разработана методика формирования дата сет для обучения сверточных нейронных сетей второго и третьего каналов мультимодального классификатора,

позволяющая моделировать импедансные изображения на фантоме, а также получать изображения, комплексированные с рентгеновскими томографическими изображениями аксиальных сечений грудной клетки, полученными по результатам как текущих, так и ретроспективных исследований

7. Апробация разработанного мультимодального классификатора проведена на модельных данных, на данных полученных по результатам ретроспективных исследований, а также на комплексированных данных. Эксперименты показали, что модели классификаторов имели показатели качества классификации 70-85% при различении по классам «пневмония» и «нет пневмонии» в контрольных сбалансированных группах, сформированных на основе моделирования биоимпедансных изображений на фантоме, а также на основе ретроспективных и клинических исследований.

Рекомендации. Разработанные в диссертационном исследовании модели, метод и алгоритмы комплексирования изображений и классификаторы, построенные на их основе, могут быть использованы в медицинских информационных системах для классификации риска заболеваний легких.

Перспективы дальнейшей разработки темы. Развитие методов комплексирования разнородных изображений для систем интеллектуальной поддержки принятия врачебных решений при диагностике заболеваний легких.

Список сокращений и условных обозначений

АФЧХ	–	амплитудно-фазочастотная характеристика;
АЦП	–	аналого-цифровой преобразователь;
БИА	–	биоимпедансный анализ;
БО	–	биологический объект;
БКЭ	–	блок коммутации электродов;
БЭ	–	блок электродов;
ДС	–	диагностическая специфичность;
ДЧ	–	диагностическая чувствительность;
ЗЛ	–	заболевания легких;
ИАИ	–	источник альтернативного изображения;
КТ	–	компьютерная томография;
ЛП	–	ложноположительный;
ЛПР	–	лицо, принимающее решение;
МАИ	–	модуль агрегации изображений;
МБС	–	модуль биоимпедансной спектроскопии;
ММК	–	мультимодальный классификатор;
МНК	–	метод наименьших квадратов;
МО	–	машинное обучение;
МР	–	медицинский риск;
МРОЗ	–	модуль решения обратной задачи;
МРПЗ	–	модуль решения прямой задачи;
МСБИ	–	модуль синтеза биоимпедансного изображения;
МС	–	матовое стекло;
ПНС	–	полносвязная нейронная сеть;
ПП	–	пневноцистная пневмония;
ПО	–	программное обеспечение;
РКТ	–	рентгеновская компьютерная томография;

СНС	–	сиамская нейронная сеть;
СППВР	–	система поддержки принятия врачебных решений;
УСД	–	устройство сбора данных;
УСО	–	устройство связи с биообъектом;
ФНЧ	–	фильтр нижних частот;
ЦАП	–	цифроаналоговый преобразователь;
ЭДС	–	электродвижущая сила;
ЭИИ	–	электроимпедансная интроскопия;
ЭИК	–	электроимпедансное картирование;
ЭИТ	–	электроимпедансная томография;
ЮЗГУ	–	Юго-Западный государственный университет;
ARDS	–	Acute Respiratory Distress Syndrome (острый
CF	–	Cystic Fibrosis (муковисцидоз);
CGO	–	Complex Geometric Optics (сложная геометрическая оптика);
CNN	–	Convolutional Neural Network (свёрточная нейронная сеть);
FN	–	False Negative;
FP	–	False Positive;
FS	–	Functional State (функциональное состояние);
RBF	–	Radial Basis Function;
ROC	–	Receiver Operating Characteristic (рабочая характеристика приёмника);
ROI	–	A Region Of Interest (область интереса);
RRMSE	–	относительное среднеквадратическое отклонение;
TN	–	True Negative;
TP	–	True Positive.

Список литературы

1. Алексенко, В.А. Биоимпедансные средства мониторинга состояния кожи при терапевтических и косметологических процедурах / В.А. Алексенко, А.А. Кузьмин, С.А. Филист // Медицинская техника. - 2008. - № 2. - С. 42-43.
2. Бородулина, Е.А. Особенности гематологических и гемостазиологических показателей при коронавирусной инфекции COVID-19 и внебольничной пневмонии / Е.А. Бородулина, Ж.П. Васнева, Е.С. Вдоушкина, Б.Е. Бородулин, Л.В. Поваляева // Acta Biomedica Scientifica (East Siberian Biomedical Journal). – 2021. – Т. 6, № 1. - С. 40–47.
3. Бородулина, Е.А. Проблемы диагностики заболеваний легких при выявлении симптома «матового стекла» (обзор литературы) / Е.А. Бородулина, Е.В. Яковлева, Е.С. Вдоушкина // Медицинский альянс. - 2022. - Т. 10, № 3. - С. 54-62. - DOI: 10.36422/23076348-2022-10-3-54-62. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_49503945_94987161.pdf (дата обращения 20.02.2025).
4. Волков, Н.Ю. Метод оценки объемов внеклеточной и внутриклеточной жидкости тела человека с помощью трехчастотной биоимпедансометрии / Н.Ю. Волков, В.В. Илларионов, М.Н. Соловьев, З.М. Юлдашев // Биотехносфера. – 2018. - № 1. – С. 19-22.
5. Глинкин, Е.И. Определение составляющих импеданса биообъекта / Е.И. Глинкин, Е.А. Рухлова // Вестник российских университетов. Математика. – 2017. – №1. – С. 104-107.
6. Жолдыбай, Ж.Ж. Применение компьютерной томографии при определении инвазии рака легкого, характеризующегося симптомом матового стекла (обзор литературы) / Жолдыбай Ж.Ж., Панина А.С., Жакенова Ж.К., Ахметова Г.С. [и др.] // Онкология и радиология Казахстана. – 2018. – Т. 1, № 47. – С. 55–57.

7. Каприн, А.Д. Злокачественные новообразования в России в 2016 году (заболеваемость и смертность) [Электронный ресурс] / А.Д. Каприн, В.В. Старинский, Г.В. Петрова. - М.: МНИОИ им. П.А. Герцена - филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России, 2018. – 250 с. – URL: <https://www.demoscope.ru/weekly/2017/0751/biblio05.php> (дата обращения 05.01.2025).

8. Киселев, А.В. Модели латентных предикторов в интеллектуальных системах прогнозирования состояния живых систем [Электронный ресурс] / А.В. Киселев, О.В. Шаталова, З.У. Протасова, С.А. Филист, Н.С. Стадниченко // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2020. - Т. 10, № 1. - С. 114-133. – URL: https://swsu.ru/izvestiya/seriesivt/archiv/1_2020.pdf (дата обращения 07.01.2025).

9. Китаев, В.М. Симптом матового стекла и его морфологические составляющие [Электронный ресурс] / В.М. Китаев, И.Б. Белова, Ю.А. Абович, О.Ю. Броннов, Т.А. Крылова, Д.А. Пихута // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. – 2016. Т. 11, № 2. – С. 80-87. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/simptom-matovogo-stekla-i-ego-morfologicheskie-sostavlyayuschie/viewer> (дата обращения 15.02.2025).

10. Ключников, О.И. Теоретические основы электротехники: учебное пособие / О.И. Ключников, А.В. Степанов. - Екатеринбург: ГОУ ВПО «Рос. гос. проф.-пед. ун-т», 2006. – Т.7. – С. 60-63.

11. Компан, М.Е. Годограф импеданса параллельной RC-цепи с переменным активным сопротивлением / М.Е. Компан, В.Г. Малышкин // Электрохимия. – 2021. – Т. 57 – № 9. – С. 549-553.

12. Красковский, П.Н. Алгоритмы быстрого размытия изображений, основанные на фильтре Гаусса / П. Н. Красковский – Текст: электронный // Информатика: проблемы, методы, технологии. – 2021. – С. 776-781 — URL: <https://www.cs.vsu.ru/ipmt-conf/conf/2021/works/3.%20> Технологии

%20обработки%20и%20защиты%20информации/1775.dokl.pdf (дата обращения: 17.12.25).

13. Краснощекова, А.П. Роль электроимпедансной томографии в прогнозировании неудач неинвазивной вентиляции легких у пациентов с COVID-19- ассоциированной гипоксемической острой дыхательной недостаточностью: проспективное наблюдательное исследование / А.П. Краснощекова, А.И. Ярошецкий, Т.С. Серкова [и др.] // Вестник интенсивной терапии имени А.И. Салтанова. – 2024. - № 3. – С. 62-73.

14. Локшина, Н.Д. Аугментация обучающей выборки гистологических изображений адверсативными атаками /Н. Д. Локшина, А. В. Хвостикова, А. С. Крылова//Программирование - 2023. - № 3. - С. 65–70.

15. Мирошников, А.В. Классификации биологических объектов на основе многомерного биоимпедансного анализа [Электронный ресурс] / 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. – URL: https://swsu.ru/izvestiya/seriesivt/archiv/34_2020.pdf (дата обращения 10.01.2025).

16. Мирошников, А.В. 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-Суздаль: ООО "Графика", 2022. – С. 296-300.

17. Мирошников, А.В. Модели биоимпеданса для интеллектуальной поддержки диагностики острых респираторных вирусных инфекций [Электронный ресурс] / А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко, А.В. Серебровский // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы (Биомедсистемы -

2021): сборник трудов XXXIV Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов (08-10 декабря 2021 г.). – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet). - 2021. - С. 47-50. – URL: https://elibrary.ru/download/elibrary_47933822_99119393.pdf (дата обращения 10.01.2025).

18. Мирошников, А.В. Модели импеданса биоматериала для формирования дескрипторов в интеллектуальных системах диагностики инфекционных заболеваний [Электронный ресурс] / А.В. Мирошников, Н.С. Стадниченко, О.В. Шаталова, С.А. Филист // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2020. – Т. 8, № 4. – С. 1-14. – DOI: 10.26102/2310-6018/2020.31.4.018. - URL: <https://moitvivi.ru/ru/journal/pdf?id=864> (дата обращения 07.01.2023).

19. Мирошников, А.В. Разработка мультимодальных классификаторов риска вирусных инфекций и их осложнений на основе рекуррентных моделей импеданса биоматериала: дис. ... канд. тех. наук : 2.2.12 / Мирошников Андрей Валерьевич. – Курск, 2022. - 144 с.

20. Михайлова, Н.Р. Пневмоцистная пневмония и генерализованный туберкулез у больных ВИЧ-инфекцией / Н.Р. Михайлова, Т.Н. Ермак, А.М. Михайловский // Терапевтический архив. – 2013. – Т. 85, № 11. – С. 67–68.

21. Наркевич А. Н., Виноградов К. А., Параскевопуло К. М., Мамедов Т.Х. Интеллектуальные методы анализа данных в биомедицинских исследованиях: сверточные нейронные сети // Экология человека. - 2021. № 5. - С. 53–64.

22. Очков, В.Ф. Mathcad 14 для студентов и инженеров: русская версия. — СПб.: БХВ-Петербург, 2009. — 512 с.

23. Пат. 2504328 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/053. 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. ; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего

профессионального образования “Юго-Западный государственный Университет” (ЮЗГУ). - № 2012128471/14 ; заявл. 06.07.2012 ; опубл. 20.01.2014, Бюл. № 2. – 2 с. : ил.

24. Пат. 2752594 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/053. Способ классификации биологических объектов на основе многомерного биоимпедансного анализа и устройство для его реализации / Филист С.А., Шаталова О.В., Протасова З.У., Стадниченко Н.С. ; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Юго-Западный государственный университет" (ЮЗГУ). - № 2020115879 ; заявл. 15.05.2020 ; опубл. 29.07.2021, Бюл. № 22. - 27 с. : ил.

25. Петрунина, Е.В. Гибридные интеллектуальные технологии для управления реабилитационными и терапевтическими процессами в биотехнических системах: монография/Е.В. Петрунина, О.В. Шаталова, Томакова Р.А., С.А. Филист. – Старый Оскол: ТНТ, 2025. – 332 с.

26. Пименов, В.Г. Разностные методы решения уравнений в частных производных с наследственностью / В. Г. Пименов ; [науч. ред. А. Б. Ложников]; Министерство образования и науки Российской Федерации, Уральский федеральный университет. — Екатеринбург : Изд-во Уральского университета, 2014. — 134 с. – ISBN: 978-5-7996-1364-8.

27. Решение уравнений и систем уравнений [Электронный ресурс] // Белорусский государственный университет транспорта. – Copyright, 2016-2025. – URL: http://zf.bsut.by/it/fbo/zc/lab2_mc.htm (Дата обращения: 05.06.2025)

28. Серебровский, А.В. Гибридный классификатор функционального состояния органов и систем человека на основе биоимпедансных диаграмм во фронтальной и сагиттальной плоскостях [Электронный ресурс] / А.В. Серебровский, А.В. Лях, Н.С. Стадниченко // Моделирование и прогнозирование развития отраслей социально-экономической сферы: сборник научных трудов по материалам Всероссийской научно-практической конференции (25 мая 2023 г.). –

Курск: КГМУ, 2023. – С. 26-30. – URL: <https://ksmuconfs.org/wp-content/uploads/2023/06/Моделирование-и-прогнозирование.pdf> (дата обращения 30.01.2025).

29. Серебровский, А.В. 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. – DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-3-121-143>.

30. Серебровский, А.В. Мультимодальный классификатор риска рака молочной железы на основе анализа импеданса биоматериала [Электронный ресурс] / 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. – DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-2-142-159>. – URL: <https://uprinmatus.elpub.ru/jour/article/view/188/146> (дата обращения 25.01.2025).

31. Серебровский, А.В. Развитие технологий биоимпедансного анализа для классификаторов риска рака молочной железы, построенных на основе гибридных технологий искусственного интеллекта: дис. ... канд. техн. наук : 2.2.12 / Серебровский Андрей Вадимович. - Курск, 2024. - 151 с.

32. Стадниченко, Н.С. Биоимпедансная спектроскопия в классификаторах риска панкреатита, построенных на основе гибридных технологий искусственного интеллекта: дис. ... канд. техн. наук : 2.2.12 / Стадниченко Никита Сергеевич. - Курск, 2023. - 142 с.

33. Суржикова, С.Е. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков [Электронный ресурс] / С.Е. Суржикова, А.Г. Курочкин, В.В. Жилин, С.А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие

технологии. – 2015. – № 3 – С. 85-95. – URL: [https://hi-tech.asu.edu.ru/files/3\(31\)/85-95.pdf](https://hi-tech.asu.edu.ru/files/3(31)/85-95.pdf) (дата обращения 01.02.2025).

34. Суржикова, С.Е. Исследование проводимости биоматериалов в биоактивных точках при циклических воздействиях токами различной полярности / С.Е. Суржикова, Ю.Б. Мухатаев, Л.В. Плесканос, О.В. Шаталова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – № 9. – С. 32-37.

35. Суржикова, С.Е. Программно-аппаратный комплекс диагностики социально значимых заболеваний [Электронный ресурс] / С.Е. Суржикова, О.В. Шаталова, В.В. Федянин // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение – 2015. – № 2 (15). – С. 79-87. – URL: https://elibrary.ru/download/elibrary_23854728_38825051.pdf (дата обращения 10.02.2025).

36. Тимохин, Д.П. Разработка биотехнической системы многоканального электроимпедансного картирования биомеханической деятельности сердца / Д.П. Тимохин : дис. ... канд. тех. наук: 05.11.17 – М.: 2012. – 144 с.

37. Фаридоддин Шариати, Павлов В.А. Совместное применение глубокого обучения и радиомических признаков для классификации КТ-изображений легких // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2025. Т. 28, № 1. С. 126–137. doi: 10.32603/1993-8985-2025-28-1-126-137.

38. Уткин Л.В., Мелдо А.А., Крыштапович В.С., Тюльпин В.А., Касимов Э.М., Ковалев М.С. Трехканальная интеллектуальная система классификации новообразований для диагностики рака легкого//Информационное обеспечение / Information 2019; 7(3) Support - С.196 - 207.

39. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. – 2014. – № 6. – С. 35-39.

40. Филист, С.А. Гибридные информационные технологии по экспресс-диагностике инфекционных заболеваний на основе многочастотного анализа пассивных свойств биотканей [Электронный ресурс] / С.А. Филист, В.А. Алексенко, К.Д.А. Кассим // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск. «Медицинские информационные системы». – 2010. – № 8 (109). – С. 12-17. – URL: https://elibrary.ru/download/elibrary_15197293_54366586.pdf (дата обращения 28.02.2025).

41. Филист, С.А. Гибридные нечеткие модели для прогнозирования возникновения и осложнений артериальной гипертензии с учетом энергетических характеристик биоактивных точек [Электронный ресурс] / С.А. Филист, Е.А. Ефремов, О.В. Шаталова, М.А. Старцев, Л.В. Шульга // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2018. – Т. 8, № 4 (29). – С. 104-119. – URL: https://elibrary.ru/download/elibrary_36774257_16938912.pdf (дата обращения 16.02.2025).

42. Филист, С.А. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков [Электронный ресурс] / С.А. Филист, А.Г. Курочкин, В.В. Жилин [и др.] // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. Научно-технический журнал. – 2015. – № 3. – С. 85-95. – URL: [https://hi-tech.asu.edu.ru/files/3\(31\)/85-95.pdf](https://hi-tech.asu.edu.ru/files/3(31)/85-95.pdf) (дата обращения 25.02.2025).

43. Филист, С.А. Модели биоимпеданса при нелинейной вольтамперной характеристике и обратимом пробое диэлектрической составляющей биоматериала [Электронный ресурс] / С.А. Филист, О.В. Шаталова, А.С. Богданов // Бюллетень сибирской медицины. – 2014. – Т. 13, № 4. – С. 129-135. – URL: https://elibrary.ru/download/elibrary_22469891_12293069.pdf (дата обращения 01.03.2025).

44. Филист, С.А. Модели нечетких нейронных сетей с трех-стабильным выходом в инструментарии для психологических и физиологических исследований [Электронный ресурс] / С.А. Филист, Абдул Рахим Салем Халед, О.В. Шаталова, В.В. Руденко // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2007. – Т. 6, № 2. – С. 475-479. – URL: https://elibrary.ru/download/elibrary_11666227_33871590.pdf (дата обращения 05.03.2025).

45. Хайкин, С. Нейронные сети: полный курс [Электронный ресурс] / С. Хайкин. – 2-е изд., испр. - М.: ООО «И.Д. Вильямс». 2006. - 1104 с. – URL: <https://djvu.online/file/4gkGpeE96OH9V> (дата обращения 10.03.2025).

46. Шаталова, О.В. Ассоциации решающих модулей в интеллектуальных системах прогнозирования сердечно-сосудистых заболеваний / О.В. Шаталова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2019. – Т. 18, № 2. – С. 153-162.

47. Шаталова, О.В. 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.

48. Шаталова, О.В. Интеллектуальные системы мониторинга медицинских рисков с учетом биоимпедансных исследований: монография / О.В. Шаталова; Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск, 2020. – 356 с.

49. Шаталова, О.В. Итерационная многопараметрическая модель биоимпеданса в экспериментах *in vivo* [Электронный ресурс] / О.В. Шаталова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2019. – Т. 9, № 1 (30). – С. 26-38. – URL: https://swsu.ru/izvestiya/seriesivt/archiv/1_2019.pdf (дата обращения 12.03.2025).

50. Шаталова, О.В. Модифицированная модель Войта в классификаторах функционального состояния живых систем / О.В. Шаталова, А.Ю. Новоселов, Н.С. Стадниченко, А.В. Серебровский // Актуальные проблемы медицинской науки и образования (АПМНО-2022): сб. статей по материалам VIII Международной научной конференции (22 - 23 сентября 2022 г.). – Пенза: ПГУ, 2022. - С. 139-143.

51. Шаталова, О.В. Мультиагентная интеллектуальная система для прогноза риска сердечно-сосудистых осложнений с синергетическими каналами / О.В. Шаталова, Д.А. Медников, З.У. Протасова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2020. – Т. 19, № 3. – С. 177-188.

52. Шаталова, О.В. Применение автоматизированной системы для исследования вольтамперных характеристик биоматериалов / О.В. Шаталова, С.Е. Суржикова, А.С. Богданов // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2014. – № 9. – С. 43-46.

53. Шаталова, О.В. Развитие технологии биоимпедансной спектроскопии в системах поддержки принятия врачебных решений [Электронный ресурс] / О.В. Шаталова, Н.С. Стадниченко, М.А. Ефремов, А.Ю. Новоселов, И.А. Башмакова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2023. - Т. 13, № 1. - С. 143-169. – DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-1-143-169>. - URL: <https://uprinmatus.elpub.ru/jour/article/view/94/93> (дата обращения 30.03.2025).

54. Шаталова, О.В. Технологии биоимпедансной спектроскопии в системах поддержки принятия решений при диагностике социально значимых заболеваний [Электронный ресурс] / 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. – DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-4-148-174>. - URL: <https://uprinmatus.elpub.ru/jour/article/view/133/115> (дата обращения 20.02.2025).

55. Щукина, Н.А. Нейросетевые модели в задаче классификации медицинских изображений [Электронный ресурс] / Н.А. Щукина // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2021. – Т. 9, № 4 (35). – С. 1-14. - DOI: 10.26102/2310-6018/2021.34.3.022. - URL: <https://moitvivr.ru/ru/journal/pdf?id=1028> (дата обращения 01.04.2025).

56. Adler, A. Measure of the information content of EIT data / A. Adler, R. Youmaran, W.R. Lionheart // *Physiol. Meas.* – 2008. - Vol. 29, No. 6. – Pp. 101-109. - DOI: 10.1088/0967-3334/29/6/S09.

57. Adler, A. Why is EIT so hard, and what are we doing about it [Electronic resource] / A. Adler, B. Grychtol, R. Bayford // *Physiol. Meas.* – 2015. - Vol. 36, No. 6. – Pp. 1067–1073. - DOI: 10.1088/0967-3334/36/6/1067. – URL: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/36/6/1067/pdf> (date of access 01.04.2025).

58. Ahn, S. Frequency-difference electrical impedance tomography: phantom imaging experiments [Electronic resource] / S. Ahn, S.C. Jun, J.K. Seo, J. Lee, E.J. Woo, D.J. Holder // *Journal of Physics: Conference Series: XIV International Conference on Electrical Bioimpedance and 11th Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography (ICEBI & EIT 2010) (4–8 April 2010 y.)*. – Florida, USA: IOP Publishing Ltd., 2010. - Vol. 224. – Pp. 012152 (1-4). – DOI: 10.1088/1742-6596/224/1/012152. – URL: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/224/1/012152/pdf> (date of access 10.04.2025).

59. Ahn, S. Validation of weighted frequency-difference EIT using a three-dimensional hemisphere model and phantom / S. Ahn, T.I. Oh, S.C. Jun, J.K. Seo, E.J. Woo // *Physiol. Meas.* – 2011. - Vol. 32, No. 10. – Pp.1663-1680. - DOI:10.1088/0967-3334/32/10/013.

60. Akay, M.F. Support vector machines combined with feature selection for breast cancer diagnosis / M.F. Akay // *Expert Systems with Applications*. - 2009. - Vol. 36, Issue 2, Part 2. - Pp. 3240-3247. - DOI: <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2008.01.009>.

61. Al-Kasasbeh, R.T. Biotechnical monitoring system for determining person's health state in polluted environment using hybrid decisive rules / R.T. Al-Kasasbeh, N. Korenevskiy, S. Filist, O.V. Shatalova, M.S. Alshamasin, A.A. Shaqadan // *International Journal of Modelling, Identification and Control*. - 2019. - Vol. 32, No. 1. - Pp. 10–22. - DOI: <http://dx.doi.org/10.1504/IJMIC.2019.10023533>.

62. Alsaker, M. A direct d-bar method for partial boundary data electrical impedance tomography with a priori information / M. Alsaker, S.J. Hamilton, A. Hauptmann // *Inverse Problems and Imaging*. - 2017. - Vol. 11, No. 3. - Pp. 427-454. - DOI: [10.3934/ipi.2017020](https://doi.org/10.3934/ipi.2017020).

63. Alsaker, M. Use of an optimized spatial prior in D-bar reconstructions of EIT tank data / M. Alsaker, J.L. Mueller // *Inverse Problems and Imaging*. - 2018. - Vol. 12, Issue 4. - Pp. 883–901.

64. An Automatic Detection of Breast Cancer Diagnosis and Prognosis Based on Machine Learning Using Ensemble of Classifiers / U. Naseem, J. Rashid, L. Ali, J. Kim, Q.E.U. Haq, M.J. Awan, M. Imran // *IEEE Access*. - 2022. - Vol. 10. - Pp. 78242-78252. - DOI: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3174599>.

65. Aristovich, K.Y. Imaging fast electrical activity in the brain with electrical impedance tomography [Electronic resource] / K.Y. Aristovich, B.C. Packham, H. Koo, G.S. dos Santos, A. McEvoy, D.S. Holder // *NeuroImage*. - 2016. - Vol. 124, Part A. - Pp. 204–213. - DOI: [10.1016/j.neuroimage.2015.08.071](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.08.071). - URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811915007922> (date of access 10.05.2025).

66. Assenheimer, M. The T-scan technology: electrical impedance as a diagnostic tool for breast cancer detection / M. Assenheimer, O. Laver-Moskovitz, D. Malonek, D. Manor, U. Nahaliel, R. Nitzan, A. Saad // *Physiological*

Measurement. – 2001. - Vol. 22, No. 1. - Pp. 1-8. – DOI: 10.1088/0967-3334/22/1/301.

67. Barber, D.C. Applied potential tomography / D.C. Barber, B.H. Brown // Journal of Physics E: Scientific Instruments. – 1984. - Vol. 17, No. 9. - Pp. 723–733. – DOI: 10.1088/0022-3735/17/9/002.

68. Barreiro, M. Multiplexing error and noise reduction in electrical impedance tomography imaging [Electronic resource] / M. Barreiro, P. Sánchez, J. Vera, M. Viera, I. Morales, A.H. Dell’Osa, P. Bertemes-Filho, F. Simini // Frontiers in Electronics. – 2022. - Vol. 3. - Pp. 848618 (1-11). – DOI:10.3389/felec.2022.848618. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/electronics/articles/10.3389/felec.2022.848618/full> (date of access 25.05.2025).

69. Beral, V. Breast cancer risk in relation to the interval between menopause and starting hormone therapy [Electronic resource] / V. Beral, G. Reeves, D. Bull [et al.] // Journal of the National Cancer Institute. – 2011. - Vol. 103, No 4. - Pp. 296-305. - DOI: 10.1093/jnci/djq527. – URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3039726/pdf/djq527.pdf> (date of access 30.05.2025).

70. BioLuminate. Cancer detection technology licensed from NASA [Electronic resource] // BioLuminate. – Copyright, 2012 Bioluminate Inc. - URL: <http://www.bioluminate.com/description.html> (date of access 01.06.2025).

71. Björck, A. Numerical Methods for Least Squares Problems / A. Björck - Philadelphia: SIAM, 1996. – 427 p.

72. Blott, B.H. Electrical impedance tomography with compensation for electrode positioning variations / B.H. Blott, G.L. Daniell, S. Meeson // Physics in Medicine & Biology. – 1998. - Vol. 43, No 6. - Pp. 1731–1739. – DOI: 10.1088/0031-9155/43/6/025.

73. Boone, K.G. Effect of skin impedance on image quality and variability in electrical impedance tomography: a model study / K.G. Boone, D.S. Holder // Medical and Biological Engineering and Computing. – 1996. - Vol. 34. - Pp. 351–354. – DOI: 10.1007/BF02520003.

74. Borsic, A. Generation of anisotropic-smoothness regularization filters for EIT / A. Borsic, W.R.B. Lionheart, C.N. McLeod // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. – 2002. - Vol. 21, Issue 6. - Pp. 579–587. - DOI: 10.1109/TMI.2002.800611.

75. Borsic, A. In vivo impedance imaging with total variation regularization / A. Borsic, B.M. Graham, A. Adler, W.R. Lionheart // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. – 2010. - Vol. 29, Issue 1. - Pp. 44–54. - DOI: 10.1109/TMI.2009.2022540.

76. Brazey, B. Robust imaging using electrical impedance tomography: review of current tools [Electronic resource] / B. Brazey, Y. Haddab, N. Zemiti // *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. – 2022. - Vol. 478, Issue 2258. – Pp. 20210713 (1-22). – DOI: <https://doi.org/10.1098/rspa.2021.0713>. – URL: <https://royalsocietypublishing.org/doi/epdf/10.1098/rspa.2021.0713> (date of access 02.06.2025).

77. Breckon, W.R. Data errors and reconstruction algorithms in electrical impedance tomography / W.R. Breckon, M.K. Pidcock // *Clinical Physics and Physiological Measurement*. – 1988. - Vol. 9, No. 4A. - Pp. 105-109. – DOI: 10.1088/0143-0815/9/4A/018.

78. Breiman, L. Bagging predictors [Electronic resource] / L. Breiman // *Machine Learning*. – 1996. - Vol. 24. - Pp. 123-140. – DOI: <https://doi.org/10.1007/BF00058655>. – URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00058655> (date of access 05.06.2025).

79. Brown, B.H. Possibilities and problems of real-time imaging of tissue resistivity / B.H. Brown, D.C. Barber // *Clinical Physics and Physiological Measurement*. – 1988. - Vol. 9, No. 4A. - Pp. 121-126. – DOI: 10.1088/0143-0815/9/4A/020.

80. Calvetti, D. Artificial boundary conditions and domain truncation in electrical impedance tomography. Part II: Stochastic extension of the boundary map / D. Calvetti, P.J. Hadwin, J.M.J. Huttunen, J.P. Kaipio, E. Somersalo //

Inverse Problems and Imaging. – 2015. - Vol. 9, No. 3. - Pp. 767-789. – DOI:10.3934/ipi.2015.9.767.

81. Cheney, M. Electrical impedance tomography / M. Cheney, D. Isaacson, J.C. Newell // SIAM Review. – 1999. - Vol. 41, Issue. 1. - Pp. 85–101. – DOI: <https://doi.org/10.1137/S0036144598333613>.

82. Cornish, B.H. Optimizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements / B.H. Cornish, A. Jacobs, B.J. Thomas, L.C. Ward // Physiological Measurement. – 1999. - Vol. 20, No. 3. - Pp. 241–250. – DOI: 10.1088/0967-3334/20/3/302.

83. Dardé, J. Simultaneous recovery of admittivity and body shape in electrical impedance tomography: an experimental evaluation / J. Dardé, N. Hyvönen, A. Seppänen, S. Staboulis. // Inverse Problems. – 2013. - Vol. 29, No. 8. – Pp. 085004. – DOI: 10.1088/0266-5611/29/8/085004.

84. Data Interpolation with Radial Basis Functions [Электронный ресурс] // Shih-Chin. – Copyright, 2018-2025. – URL: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/data-interpolation> (дата обращения: 16.05.2025)

85. Deibele, J.M. Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography / J.M. Deibele, H. Luepschen, S. Leonhardt // Physiological Measurement. – 2008. - Vol. 29, No. 6. - Pp. 1-14. – DOI: 10.1088/0967-3334/29/6/S01.

86. Demidenko, E. On optimal current patterns for electrical impedance tomography / E. Demidenko, A. Hartov, N. Soni, K.D. Paulsen // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2005. - Vol. 52, Issue 2. - Pp. 238–248. - DOI:10.1109/TBME. 2004.840506.

87. Denisov, A. The Inverse Problem for the Heat Equation in the Case of a Small Heat Capacity Coefficient / A. Denisov // Computational Mathematics and Modeling – 2025. – Vol. 34 (3). – Pp. 208-216. – DOI: 10.1007/s10598-025-09612-4

88. Development of a modular 64-electrodes electrical impedance tomography system [Electronic resource] / Ch. Dimas, P. Tsampas, N. Ouzounoglou, P.P. Sotiriadis // 2017 6th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies (MOCASST) (04-06 May 2017 y.). - Thessaloniki, Greece: IEEE, 2017. - Pp. 1-4. – DOI: 10.1109/MOCASST.2017.7937666. – URL: https://www.academia.edu/68035213/Development_of_a_modular_64_electrodes_Electrical_Impedance_Tomography_system (date of access 27.05.2025).

89. Electronic resource. Convolutional Neural Network on PyTorch: Step by Step Tutorial // Neurohive. – Copyright, Neurohive 2023. – URL: <https://neurohive.io/ru/tutorial/cnn-na-pytorch/> (date of access 05.08.2023).

90. Eng, J. Imaging Publications in the COVID-19 Pandemic: Applying New Research Results to Clinical Practice [Electronic resource] / J. Eng, D.A. Bluemke // Radiology. - 2020. – Vol. 297, No. 1. – Pp. E228-E231. - DOI: 10.1148/radiol.2020201724. – URL: <https://pubs.rsna.org/doi/epdf/10.1148/radiol.2020201724> (date of access 27.05.2025).

91. Filist, S. Biotechnical system based on fuzzy logic prediction for surgical risk classification using analysis of current–voltage characteristics of acupuncture points / S. Filist, R.T. Al-Kasasbeh, O. Shatalova, N. Korenevskiy, A. Shaqadan, Z. Protasova, M. Ilyash, M. Lukashov // Journal of Integrative Medicine. – 2022. - Vol. 20, Issue 3. – Pp. 252-264. – DOI: 10.1016/j.joim.2022.02.007.

92. Filist, S. Classifier for the functional state of the respiratory system via descriptors determined by using multimodal technology / S.A. Filist, R.T. Al-Kasasbeh, O.V. Shatalova, A.A. Aikeyeva, O.M. Al-Habahbeh, M.S. Alshamasin, N.A. Korenevskiy, M. Khrisat, M.B. Myasnyankin, M. Ilyash // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2023. - Vol. 26, Issue 12. - Pp. 1400-1418. – DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2117551>.

93. Filist, S. Developing neural network model for predicting cardiac and cardiovascular health using bioelectrical signal processing / S. Filist, R.T. Al-Kasasbeh, O. Shatalova, A. Aikeyeva, N. Korenevskiy, A. Shaqadan, A. Trifonov,

M. Ilyash // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2022. - Vol. 25, Issue. 8 – Pp. 908-921. – DOI: 10.1080/10255842.2021.1986486.

94. Fouchard, A. Modular architecture of a multi-frequency electrical impedance tomography system: design and implementation / A. Fouchard, A. Noca, S. Bonnet, P. Pham, V. Sinniger, D. Clarençon, O. David // *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (26-30 August 2014 y.)*. - Chicago, IL, USA: IEEE, 2014. – Pp. 6076–6079. - DOI: 10.1109/EMBC.2014.6945015.

95. Frerichs, I. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the translational EIT development study group [Electronic resource] / I. Frerichs, M.B.P. Amato, A.H. van Kaam, D.G. Tingay, Zh. Zhao, B. Grychtol, M. Bodenstein, H. Gagnon, S.H. Böhm, E. Teschner, O. Stenqvist, T. Mauri, V. Torsani, L. Camporota, A. Schibler, G.K. Wolf, D. Gommers, S. Leonhardt, A. Adler // *Thorax*. – 2017. - Vol. 72, No. 1. - Pp. 83–93. - DOI: 10.1136/thoraxjnl-2016-208357. – URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5329047/pdf/thoraxjnl-2016-208357.pdf> (date of access 31.05.2025).

96. Frerichs, I. Lung volume recruitment after surfactant administration modifies spatial distribution of ventilation [Electronic resource] / I. Frerichs, P.A. Dargaville, H. van Genderingen, D.R. Morel, P.C. Rimensberger // *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. – 2006. - Vol. 174, Issue 7. - Pp. 772–779. – DOI: 10.1164/rccm.200512-1942OC. – URL: <https://www.atsjournals.org/doi/epdf/10.1164/rccm.200512-1942OC?role=tab> (date of access 05.04.2025).

97. Gong, B. EIT reconstruction using higher order TV regularization [Electronic resource] / B. Gong, B. Schullcke, S. Krüger-Ziolek, K. Möller // *IFAC-PapersOnLine*. – 2017. - Vol. 50, Issue 1. - Pp. 9943–9947. - DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2017.08.1646>. - URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405896317322498?via%3Dihub> (date of access 15.04.2025).

98. González, G. Isotropic and anisotropic total variation regularization in electrical impedance tomography [Electronic resource] / G. González, V. Kolehmainen, A. Seppänen // *Computers & Mathematics with Applications*. – 2017. - Vol. 74, Issue 3. - Pp. 564-576. – DOI: 10.1016/j.camwa.2017.05.004. – URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0898122117302833> (date of access 20.04.2025).

99. Greenleaf, A. Propagation and recovery of singularities in the inverse conductivity problem / A. Greenleaf, M. Lassas, M. Santacesaria, S. Siltanen, G. Uhlmann // *Analysis & PDE*. – 2018. – Vol. 11, No. 8. – Pp. 1901–1943. – DOI: 10.2140/apde.2018.11.1901.

100. Gutierrez-Delgado, F. Early cancer detection: current status and emerging strategies [Electronic resource] / F. Gutierrez-Delgado // *Practical Oncology*. – 2016. - Vol. 17, No. 1. - Pp. 11-14. – URL: <https://practical-oncology.ru/articles/40.pdf> (date of access 25.04.2025).

101. Hamilton, S.J. A data-driven edge-preserving \bar{D} -bar method for electrical impedance tomography / S.J. Hamilton, A. Hauptmann, S. Samuli // *Inverse Problems and Imaging*. – 2014. – Vol. 8, Issue 4. – Pp. 1053–1072. - DOI: 10.3934/ipi.2014.8.1053.

102. Hamilton, S.J. A hybrid segmentation and \bar{d} bar method for Electrical Impedance Tomography / S.J. Hamilton, J.M. Reyes, S. Siltanen, X. Zhang // *SIAM Journal on Imaging Sciences*. – 2016. – Vol. 9, No. 2. – Pp. 770–793. - DOI:10.1137/15M1025992.

103. Hamilton, S.J. Beltrami-net: domain independent deep \bar{D} -bar learning for absolute imaging with electrical impedance tomography (a-EIT) / S.J. Hamilton, A. Hänninen, A. Hauptmann, V. Kolehmainen // *Physiological Measurement*. – 2019. – Vol. 40, No. 7. – Pp. 074002 (1-18). - DOI: 10.1088/1361-6579/ab21b2.

104. Hardak, E. Radiological features of *Pneumocystis jirovecii* Pneumonia in immunocompromised patients with and without AIDS / E. Hardak, O. Brook,

M. Yigla // Lung. – 2010. – Vol. 188. – Pp. 159-163. - DOI: 10.1007/ s00408-009-9214-y.

105. Hattori, A. Prognostic impact of a ground-glass opacity component in clinical stage IA non-small cell lung cancer / A. Hattori, K. Suzuki, K. Takamochi, M. Wakabayashi, K. Aokage, H. Saji, Sh.-I. Watanabe // Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. – 2021. – Vol. 161, No. 4. - Pp. 1469-1480. - DOI: 10.1016/j. jtcvs.2020.01.107.

106. Holder, D.S. Design and electrical characteristics of an electrode array for electrical impedance tomography of the female breast / D.S. Holder // Innovation and technology in biology and medicine. – 1995. – Vol. 16 (NS 2). - Pp. 143–150.

107. Hua, P. Using compound electrodes in electrical impedance tomography / P. Hua, E.J. Woo, J.G. Webster, W.J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1993. - Vol. 40, Issue 1. - Pp. 29–34. – DOI: 10.1109/10.204768.

108. Huaxiang, W. Optimum design of the structure of the electrode for a medical EIT system / W. Huaxiang, W. Chao, Y. Wuliang // Measurement Science and Technology. - 2001. - Vol. 12, No. 8. – Pp. 1020. – DOI: 10.1088/0957-0233/12/8/305.

109. Image Handling with PIL [Электронный ресурс] // Pillow Documentation. – Copyright, 2010-2025. – URL: <https://pillow.readthedocs.io/en/stable/> (дата обращения: 16.05.2025).

110. Jossinet, J. A hardware design for imaging the electrical impedance of the breast / J. Jossinet // Clinical Physics and Physiological Measurement. – 1988. - Vol. 9, No. 4A. – Pp. 25-28. – DOI: 10.1088/0143-0815/9/4A/005.

111. Jun, S.C. Frequency-difference EIT (fdEIT) using weighted difference and equivalent homogeneous admittivity: validation by simulation and tank experiment / S.C. Jun, J. Kuen, J. Lee, E.J. Woo, D. Holder, J.K. Seo. // Physiological Measurement. – 2009. - Vol. 30, No. 10. - Pp. 1087-1099. - DOI: 10.1088/0967-3334/30/10/009.

112. Kim, H. Diagnostic Performance of CT and Reverse Transcriptase-Polymerase Chain Reaction for Coronavirus Disease 2019: A Meta-Analysis / H.

Kim, H. Hong S.H., Yoon // *Radiology*. – 2020. – Vol. 296, No. 3. – E145-E155. - DOI: 10.1148/radiol.2020201343.

113. Kolehmainen, V. Calderón's inverse problem with an imperfectly known boundary and reconstruction up to a conformal deformation / V. Kolehmainen, M. Lassas, P. Ola // *SIAM Journal on Mathematical Analysis*. – 2010. - Vol. 42, Issue 3. - Pp. 1371–1381. – DOI: <https://doi.org/10.1137/080716918>.

114. Koo, H.J. Radiographic and CT Features of Viral Pneumonia / H.J. Koo, S. Lim, J. Choe, S.H. Choi, H. Sung, K.H. Do // *Radiographics*. – 2018. – Vol. 38, No. 3. - Pp. 719–739. - DOI: 10.1148/rg.2018170048.

115. Kourunen, J. Suitability of a PXI platform for an electrical impedance tomography system / J. Kourunen, T. Savolainen, A. Lehtikoinen, M. Vauhkonen, L.M. Heikkinen // *Measurement Science and Technology*. – 2009. – Vol. 20. – Pp. 015503 (1-11). - DOI:10.1088/0957-0233/20/1/015503.

116. Li, D.-C. A class possibility based kernel to increase classification accuracy for small data sets using support vector machines [Electronic resource] / D.-Ch. Li, Ch.-W. Liu // *Expert Systems with Applications*. – 2010. - Vol. 37, Issue 4. - Pp. 3104-3110. – DOI: <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2009.09.019>. – URL: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957417409008008?casa_token=5RJvOIMOfUcAAAAA:mVDgLOVXZeSTkix8P1jwjpeXZMT1F5bLdvBtz_snN2QL8j66SsIaw1SEC3TvkIW697tQs59DI_n_ (date of access 15.05.2025).

117. Li, J. A method of reducing the error caused by boundary shape and electrode positions in electrical impedance tomography / J. Li // *Physiological Measurement*. – 1994. - Vol. 15, No. 2A. - Pp. A169-A174. – DOI: 10.1088/0967-3334/15/2A/022.

118. Liu, S. Accelerated structure-aware sparse Bayesian learning for three-dimensional electrical impedance tomography [Electronic resource] / S. Liu, H. Wu, Y. Huang, Y. Yang, J. Jia // *IEEE Transactions on Industrial Informatics*. – 2019. - Vol. 15, No. 9. - Pp. 5033–5041. - DOI:10.1109/TII.2019.2895469. - URL: https://www.pure.ed.ac.uk/ws/files/79138283/ALL_TII_TII_18_2139.R2.pdf (date of access 20.05.2025).

119. Maciejewski, D. 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, No. 2. – Pp. 388–395. – DOI: 10.1016/j.advms.2021.07.010.

120. Malich, A. Electrical impedance scanning for classifying suspicious breast lesions: first results / A. Malich, T. Fritsch, R. Anderson, T. Boehm, M.G. Freesmeyer, M. Fleck, W.A. Kaiser // *European Radiology*. – 2000. - Vol. 10. - Pp. 1555–1561. – DOI: 10.1007/s003300000553.

121. Marcos, M.A. Viral pneumonia / M.A. Marcos, M. Esperatti, A. Torres // *Current Opinion in Infectious Diseases*. – 2009. – Vol. 22, No. 2. – Pp. 143–147. - DOI: 10.1097/qco.0b013e328328cf65.

122. Matplotlib Visualization [Электронный ресурс] // Matplotlib Documentation. – Copyright, 2002-2025. – URL: <https://matplotlib.org/stable/index.html> (дата обращения: 16.05.2025).

123. Miroshnikov, A.V. Formation of descriptors for medical risk classifiers based on the current-voltage characteristics of biologically active points [Electronic resource] / A.V. Miroshnikov, A.V. Kiselev, O.V. Shatalova, S. Kadyrova // *Journal of Physics: Conference Series: International Scientific Conference on Artificial Intelligence and Digital Technologies in Technical Systems II-2021 (AIDTTS II-2021) (06-07 May 2021 y.)*. – Volgograd: IOP Publishing, 2021. - Vol. 2060. - Pp. 012013(1-6). – DOI: 10.1088/1742-6596/2060/1/012013. – URL: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/2060/1/012013/pdf> (date of access 10.05.2025).

124. Miroshnikov, A.V. Iterative models of bioimpedance in intelligent systems for early diagnosis of infectious diseases [Electronic resource] / A.V. Miroshnikov, A.V. Kiselev, R.A. Krupchatnikov, O.V. Shatalova // *Proceedings of the International Scientific and Practical Conference "Information Technologies and Intelligent Decision Making Systems" (ITIDMS 2021) (20 January 2021 y.)*. – Moscow: CEUR Workshop Proceedings, 2021. - Pp. 1-8. – URL: <https://ceur-ws.org/Vol-2843/shortpaper035.pdf> (date of access 15.05.2025).

125. Mueller, J.L. Estimating regions of air trapping from electrical impedance tomography data / J.L. Mueller, P. Muller, M. Mellenthin, R. Murthy, M. Capps, M. Alsaker, R. Deterding, S.D. Sagel, E. DeBoer // *Physiological Measurement*. – 2018. – Vol. 39, No. 5. – Pp. 05NT01 (1-16). - DOI:10.1088/1361-6579/aac295.

126. Mueller, J.L. The D-bar method for electrical impedance tomography—demystified / J.L. Mueller, S. Siltanen // *Inverse Problems*. – 2020. – Vol. 36, No. 9. - Pp. 093001 (1-33). - DOI: 10.1088/1361-6420/aba2f5.

127. Muller, P.A. Evaluation of surrogate measures of pulmonary function derived from electrical impedance tomography data in children with cystic fibrosis / P.A. Muller, J.L. Mueller, M. Mellenthin, R. Murthy, M. Capps, B.D. Wagner, M. Alsaker, R. Deterding, S.D. Sagel, J. Hoppe // *Physiological Measurement*. – 2018. – Vol. 39, No. 4. – Pp. 045008 (1-31). - DOI: 10.1088/1361-6579/aab8c4.

128. Numerical Computations with NumPy [Электронный ресурс] // NumPy Documentation. – Copyright, 2005-2025. – URL: <https://numpy.org/doc/stable/> (дата обращения: 16.05.2025).

129. Pat. 1180967 Germany, Int Cl.⁷ A 61 B 5/05. Electric mammograph [Electronic resource] / Cherepenin V.A., Korjenevsky A.V. ; inventors : Cherepenin V.A., Korjenevsky A.V. and proprietor : TCI Incorporated Albuquerque. – No, 917833.6 ; date of filing: 08.03.2000; date of publ.: 27.02.2002, Bul, 2002/09. – 15 p. : ill. - URL: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/originalDocument?CC=US&NR=6167300A&KC=A&FT=D&ND=3&date=20001226&DB=EPODOC&locale=en_EP (date of access 02.06.2025).

130. Quinlan, J.R. Improved use of continuous attributes in C4.5 [Electronic resource] / J.R. Quinlan // *Journal of Artificial Intelligence Research*. – 1996. - Vol. 4. - Pp. 77-90. – DOI: <https://doi.org/10.1613/jair.279>. – URL: <https://www.jair.org/index.php/jair/article/view/10157/24078> (date of access 03.02.2025).

131. RBF Methods in Approximation Theory [Электронный ресурс] // ScienceDirect. – Copyright, 1990-2025. – URL:

<https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/radial-basis-function> (дата обращения: 16.05.2025).

132. RBF-Based Image Reconstruction [Электронный ресурс] // AMiner. – Copyright, 2016-2025. – URL: <https://www.aminer.org/pub/000df47bc8908157b3728c3a8a3f2d65> (дата обращения: 16.05.2025).

133. Relative Root Mean Square Error [Электронный ресурс] // R Documentation – Copyright, 1999-2025. – URL: <https://search.r-project.org/CRAN/refmans/ehaGoF/html/gofRRMSE.html> (дата обращения: 05.06.2025).

134. Salehi, S. Coronavirus disease 2019 (COVID-19): A systematic review of imaging findings in 919 patients / S. Salehi, A. Abedi, S. Balakrishnan, A. Gholamrezanezhad // AJR. American journal of roentgenology. – 2020. – Vol. 215, No. 1. – Pp. 87–93. - DOI: 10.2214/AJR.20.23034.

135. Scholz, B. On electrical impedance scanning-principles and simulations [Electronic resource] / B. Scholz, R. Anderson // Electromedica. – 2000. - Vol. 68. - Pp. 35–44. – URL: https://www.biophysicssite.com/Documents/Siemens_EIT.pdf (date of access 03.03.2025).

136. Seo, J.K. A learning-based method for solving ill-posed nonlinear inverse problems: a simulation study of lung EIT [Electronic resource] / J.K. Seo, K.Ch. Kim, A. Jargal, K. Lee, B. Harrach // SIAM Journal on Imaging Sciences. – 2019. - Vol. 12, Issue 3. - Pp. 1275–1295. - DOI: 10.1137/18M1222600. – URL: <https://arxiv.org/pdf/1810.10112> (date of access 03.04.2025).

137. Seo, J.K. Frequency-difference electrical impedance tomography (fdEIT): algorithm development and feasibility study / J.K. Seo, J. Lee, S.W. Kim, H. Zribi, E.J. Woo // Physiological Measurement. – 2008. - Vol. 29, No. 8. - Pp. 929-944. - DOI: 10.1088/0967-3334/29/8/006.

138. Shatalova, O.V. Prediction of the risk of cardiovascular complications with a segmented space of risk factors and synergy channels [Electronic resource] / O.V. Shatalova, D.A. Mednikov, Z.U. Protasova, N.S. Stadnichenko // Journal of

Physics: Conference Series: II International Scientific Conference on Applied Physics, Information Technologies and Engineering (APITECH II) (25 September – 4 October 2020 y.). – Krasnoyarsk: IOP Publishing, 2020. - Vol. 1679, No. 3. - Pp. 032042 (1-5). - DOI: 10.1088/1742-6596/1679/3/032042. – URL: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1679/3/032042/pdf> (date of access 02.06.2025).

139. Smith, D.G. In vivo measurement of tumor conductiveness with the magnetic bioimpedance method / D.G. Smith, S.R. Potter, B.R. Lee, H.W. Ko, W.R. Drummond, J.K. Telford, A.W. Partin // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2000. - Vol. 47, Issue 10. - Pp. 1403–1405. – DOI: 10.1109/10.871414.

140. Somersalo, E. Existence and uniqueness for electrode models for electric current computed tomography / E. Somersalo, M. Cheney, D. Isaacson // *SIAM Journal on Applied Mathematics*. – 1992. - Vol. 52, Issue 4. - Pp. 1023–1040. - DOI: 10.1137/0152060.

141. Sun, T. Analytical and numerical modeling methods for impedance analysis of single cells on-chip [Electronic resource] / T. Sun, N.G. Green, H. Morgan // *Nano*. – 2008. - Vol. 3, No. 1. - Pp. 55–63. - DOI: 10.1142/S1793292008000800. – URL: https://www.researchgate.net/publication/263882797_Analytical_and_numerical_modeling_methods_for_impedance_analysis_of_single_cells_on-chip (date of access 10.05.2025).

142. Tasaka, S. Comparison of clinical and radiological features of pneumocystis pneumonia between malignancy cases and acquired immunodeficiency syndrome cases: a multicenter study / S. Tasaka, H. Tokuda, F. Sakai, T. Fujii, K. Tateda, T. Johkoh [et al.] // *Internal Medicine*. – 2010. – Vol. 49, No. 4. – Pp. 273-281. - DOI: 10.2169/internalmedicine.49.2871.

143. Tikhonov, A.N. *Solutions of Ill-Posed Problems* / A.N. Tikhonov, V.Y. Arsenin. - John Wiley and Sons, 1977. – 259 p

144. Tipping, M.E. Sparse Bayesian learning and the relevance vector machine [Electronic resource] / M.E. Tipping // *Journal of Machine Learning Research*. –

2001. – Vol. 1. - Pp. 211–244. – DOI: <https://doi.org/10.1162/15324430152748236>. – URL: <https://dl.acm.org/doi/10.1162/15324430152748236> (date of access 07.05.2025).

145. Tkinter GUI Development [Электронный ресурс] // Python Documentation. – Copyright, 1991-2025. – URL: <https://docs.python.org/3/library/tkinter.html> (дата обращения: 16.05.2025).

146. Tkinter Widget Integration with Matplotlib [Электронный ресурс] // Matplotlib Backend Reference. – Copyright, 2002-2025. – URL: https://matplotlib.org/stable/api/backend_tkagg_api.html (дата обращения: 16.05.2025).

147. Vauhkonen, M. Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography / M. Vauhkonen, D. Vadasz, P.A. Karjalainen, E. Somersalo, J.P. Kaipio // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 1998. - Vol. 17, No. 2. - Pp. 285–293. - DOI: 10.1109/42.700740.

148. Wang, Z. A Method for Absolute Electrical Impedance Tomography without Measuring Reference Voltages / Z. Wang, Sh. Yue, X. Liu, B. Sun, H. Wang // 2019 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) (20-23 May 2019 y.). - Auckland, New Zealand: IEEE, 2019. – Pp. 1-6. - DOI: 10.1109/I2MTC.2019.8826809.

149. Wtorek, J. Impedance mammography 3D phantom studies / J. Wtorek, J. Stelter, A. Nowakowski // Annals of the New York Academy of Sciences. – 1999. - Vol. 873, Issue 1. - Pp. 520–533. – DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1999.tb09501.x>.

150. Wu, Ch. Frequency difference EIT with localization: a potential medical imaging tool during cancer treatment [Electronic resource] / Ch. Wu, M. Soleimani // IEEE Access. – 2019. - Vol. 7. - Pp. 21870–21878. - DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2898091. – URL: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8643357> (date of access 09.05.2025).

151. Wu, H. Calibrated frequency-difference electrical impedance tomography for 3D tissue culture monitoring [Electronic resource] / H. Wu, Y. Yang, P.-O. Bagnaninchi, J. Jia // *IEEE Sensors Journal*. – 2019. – Vol. 19, Issue 18. - Pp. 7813–7821. - DOI: 10.1109/JSEN.2019.2919182. – URL: <https://www.research.ed.ac.uk/en/publications/calibrated-frequency-difference-electrical-impedance-tomography-f> (date of access 01.06.2025).

152. Wu, Y. high frame rate wearable EIT system using active electrode asics for lung respiration and heart rate monitoring [Electronic resource] / Y. Wu, D. Jiang, A. Bardill, S. de Gelidi, R. Bayford, A. Demosthenous // *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*. – 2018. - Vol. 65, Issue 11. - Pp. 3810–3820. – DOI: 10.1109/TCSI.2018.2858148. – URL: https://discovery.ucl.ac.uk/id/eprint/10059226/7/Wu_FINAL%20VERSION.pdf (date of access 23.05.2025).

153. Yehouenou Tessi, R.Th. An etiology of ground - glass images during COVID-19: Pneumocystis jiroveci pneumonia / R.Th. Tessi Yehouenou, B. Onka, A.El Bakkari, H. Jerguigue, R. Latib, Y. Omor // *SAGE Open Medical Case Reports*. – 2022. – Vol. 10. – Pp. 1-4. - DOI: 10.1177/2050313X221091391.

154. Yerworth, R.J. Analysis and compensation for errors in electrical impedance tomography images and ventilation-related measures due to serial data collection / R.J. Yerworth, I. Frerichs, R. Bayford // *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. – 2017. – № 31 (5). – Pp. 1093-1103. – DOI: 10.1007/s10877-016-9920-y].

155. Zhang, Y. Management of Ground-Glass Opacities in the Lung Cancer Spectrum / Y. Zhang, F. Fu, H. Chen // *Annals of Thoracic Surgery*. – 2020. - Vol. 110, No. 6. – Pp. 1796–1804. - DOI: 10.1016/j.athoracsur.2020.04.094.