МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Национальный исследовательский университет «МЭИ»

На правах рукописи

Чыонг Тхи Лан Нхи

МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА В СИСТЕМАХ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

Специальность:

2.2.12 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Диссертация на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Научный руководитель доктор техничесих наук, профессор Крамм Михаил Николаевич

Москва, 2025

оглавление

Привязка геометрической модели эпикарда к системе 2.3.3 Построение СЛАУ для поставленной задачи 49 2.3.4 2.3.5 Решение СЛАУ и алгоритм реконструкции распределения 3 РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА НА ПОВЕРХНОСТИ СЕРДЦА68 НЕИНВАЗИВНОЙ 4. РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ ЭЛЕКТРО-КАРДИОДИАГНОСТИКИ HA OCHOBE ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ НА ПОВЕРХНОСТИ СЕРДЦА...... 85 4.2 Использование динамического масштаба цветовой палитры....... 86 4.3 Динамический режим визуализации электрической активности сердца 4.4 Организация интерфейса для автоматического рабочего места 4.5 Анализ ресурсоемкости и временных затрат на обследование 99 4.6 Результаты проверки работоспособности системы 105 4.6.1 Вопросы устойчивости результатов картирования...... 105 4.6.2 Проверка согласованности 2D и 3D карт потенциала 113 4.6.3 Предварительная лиагностической оценка значимости получаемых карт потенциала..... 115

Заключение	121
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	122
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	123
ПРИЛОЖЕНИЕ А. СВИДЕТЕЛЬСТВО	136
ПРИЛОЖЕНИЕ Б. АКТЫ О ВНЕДРЕНИИ	137

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность. Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) считаются одним из четырех неинфекционных заболеваний, но число смертей и число больных увеличивается, сердечно-сосудистые заболевания представляют собой серьезную глобальную проблему. По данным миистерства здравоохранения РФ болезни системы кровообращения остаются лидирующей причиной смертности населения: в 2022 году от сердечно-сосудистых заболеваний скончались 43,8% от общего умерших. Ежегодно в мире от сердечно-сосудистых заболеваний числа (cardiovascular diseases) умирает, согласно информации всемирной организации около 17,9 миллионов человек [85]. Согласно данным здравоохранения, Ассоциации кардиологов Вьетнама, каждый год 200 000 человек умирали от сердечно-сосудистых заболеваний, что составляет во Вьетнаме около 33% смертей. Как правило, ССЗ имеют коморбидный характер, т.е. проходят на фоне других заболеваний, чаще всего гипертонии. Уровень гипертонии среди людей в возрасте 25 лет и старше во Вьетнаме составил 47%.

Перед лицом проблем омоложения и количества инфицированных людей, помимо профилактических мер, применение новых и передовых научных методов способствовать И приборов также будет повышению качества лечения. Большинство пациентов с сердечно-сосудистыми проблемами игнорируют симптомы на ранних стадиях, потому что эти симптомы либо неясны, либо Пациенты обращаются проявляются нечасто. часто К врачу, когда жизнедеятельность, затронутая болезнью, становится серьезной. В это время лечение становится затруднительным, что увеличивает риск осложнений и ухудшает качество жизни. В частности, основной причиной смерти считаются осложнения сердечно-сосудистых заболеваний.

Таким образом, своевременная диагностика и выявление сердечнососудистые заболевания повышает эффективность лечения, позволяет избежать осложнений и свести к минимуму смертность от сердечно-сосудистых заболеваний и их осложнений. Для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний врачи опираются на семейный анамнез, факторы риска, физические тесты и другие результаты тестов и процедур. Не существует единого способа диагностики ишемической болезни сердца. Если врач считает, что у пациента сердечно-сосудистое заболевание, он может применить один или несколько медицинских методов, чтобы поставить более точный диагноз. Помимо анализов крови и рентгеновских снимков, тесты для диагностики заболеваний сердца могут включать: ЭКГ; холтер трекер; эхокардиография; катетеризация сердца; компьютерная томография сердца (КТ).

Повсеместное развитие компьютерной техники И информационных технологий предоставляет все более широкие возможности для повышения эффективности диагностики в электрокардиологии путем внедрения методов цифровой обработки сигналов, вычислительной математики и визуализации. При этом появляется возможность предъявлять врачам В визуальном виле пространственно-временную информацию об электрической активности сердца (ЭАС), прежде всего, в виде пространственно-временного картирования. Направление компьютерной диагностики состояния сердца разрабатывалось и активно развивается с участием таких видных российских ученых, как В.В. Шакин, А.Ш. Ревишвили, Л.А. Бокерия, Л.И. Титомир, В.В. Калинин, О.Н. Бодин, Г.Г. Иванов, А.Л. Сыркин, С.В. Селищев, Л.Т. Сушкова, Т.В. Истомина, З.М. Юлдашев, Н.А. Кореневский, С.А. Филист, А.А. Михеев, Л.Ю. Кривоногов, О.В. Мельник, В.Г. Полосин, а также зарубежных ученых C. V. Nelson, C. Barr, Y. Rudy, O. Dössel, F. Liu, Y. Serinagaoglu.

В настоящее время существуют системы пространственно-временного картирования эпикардиального потенциала (Система «Амикард» [12, 68], система «CardioInsight» [91] и др.). Однако эти системы включают использование сложных томографических систем для предоперационных или послеоперационных обследований в крупных кардиоцентрах и не ориентированы на применение в задачах электрокардиологического скрининга.

В то же время, пространственно-временное картирование электрической активности сердца, актуально в задачах электрокардиологического скрининга, поскольку оно ориентировано на предоставление кардиологу наглядной визуальной информации о расположении, размерах и движении областей электрической активности. Скрининговые системы электрокардиодиагностики на основе обработки многоканальных электрокардиосигналов являются реальным и доступным решением для обнаружения аномалий в сердечной деятельности. При скрининге для диагностики используется неинвазивный подход, при этом актуально получение более полной информации об электрической активности сердца на поверхности эпикарда интуитивно понятным способом.

Карты распределения электрических потенциалов на поверхности торса, при их полезности [2, 63], не позволяют привязать потенциалы к конкретным областям на поверхности сердца. Реконструкция распределения электрических потенциалов на поверхности эпикарда может стать новым, неинвазивным диагностическим методом, предоставляющим визуальную информацию об электрической активности сердца.

Таким образом, представляет практический интерес разработка и реализация методов обработки многоканальных электрокардиосигналов (ЭКС) для визуализации карт распределения электрических потенциалов на поверхности сердца в системах электрокардиологического скрининга.

Цели и задачи работы. Целью работы является разработка методического и алгоритмического обеспечения скрининговой повышающей системы. эффективность электрокардиодиагностики основе реконструкции на И визуализации пространственно-временных распределений электрических потенциалов на поверхности сердца.

В соответствии с поставленной целью определены следующие основные задачи работы.

1. Построение алгоритма предобработки многоканальных ЭКС, включающего переход от ЭКС к распределениям потенциалов на поверхности торса на выбранных кардиоциклах.

2. Разработка метода реконструкции карт потенциала на поверхности эпикарда (КППЭ), включающего привязку геометрических моделей поверхности эпикарда к системе координат торса.

3. Разработка методов визуализации 2D и 3D карт электрического потенциала на поверхности эпикарда, включающих возможности отображения временной динамики изменения электрической активности сердца.

4. Разработка пакета алгоритмов и программ для скрининговой системы электрокардиодиагностики на основе компьютерной обработки многоканальных ЭКС.

5. Разработка и применение методики проведения исследования работоспособности алгоритмического и программного обеспечения.

Объектом исследования является скрининговая система электрокардиодиагностики.

Предметом исследования является алгоритмическое и программное обеспечение скрининговой системы электрокардиодиагностики, включающее обработку многоканальных электрокардиосигналов (ЭКС) и визуализацию получаемой электрокардиологической информации.

Методы исследования. Для решения поставленных задач использовались методы обработки сигналов, методы электрофизиологического исследования деятельности сердца в норме и патологии, подходы математического моделирования, методы решения некорректных задач, методы обработки изображений.

Научная новизна работы.

1. Разработан алгоритм предобработки многоканальных ЭКС, позволяющий получить распределение потенциалов на поверхности торса и отличающийся

синхронизацией ЭКС при параллельной записи, введением виртуального нуля, сегментацией ЭКС и отбраковкой артефактов.

2. Предложен метод реконструкции КППЭ, отличающийся привязкой геометрических моделей поверхности сердца к системе координат торса на основе обработки зарегистрированных многоканальных ЭКС и позволяющий получать карты потенциала, изменяющиеся в ходе кардиоцикла.

3. Предложены методы визуализации КППЭ, позволяющие совместно использовать 2D карты на плоской развертке поверхности квазиэпикарда и 3D карты для триангуляционной реалистической модели эпикарда и отличающиеся поворотом 2D карт в направлении электрической оси сердца, а также удобством наблюдения временной динамики изменения КППЭ синхронно со стандартным ЭКГ-сигналом.

4. Разработана методика исследования работоспособности алгоритмического и программного обеспечения, отличающаяся контролем согласованности карт потенциала, учетом временных затрат и затрат памяти, и позволяющая получить предварительные оценки диагностической значимости получаемых КППЭ (нормированная площадь возбуждения желудочков не более 0,5 при постинфарктом синдроме и не менее 0,7 в норме).

5. Разработано программное обеспечение для компьютерной обработки многоканальных ЭКС в скрининговой системе электрокардиодиагностики, позволяющее реализовать режим визуализации КППЭ и отличающееся алгоритмом организации повышающего удобство интерфейса для врача-кардиолога с организацией режимов архивирования, обработки ЭКС, способов представления и масштабирования, визуализации и синхронизации карт.

Положения, выносимые на защиту

1. Разработанный алгоритм предобработки ЭКС позволяет перейти от зарегистрированных многоканальных ЭКС к распределениям электрических потенциалов на мелкой сетке поверхности торса.

2. Предложенный метод реконструкции КППЭ обеспечивает привязку геометрических моделей поверхности эпикарда к системе координат торса на основе обработки многоканальных ЭКС и контроль уровня регуляризации для этих моделей.

3. В предложенных методах визуализации КППЭ полученные 2D карты потенциала на плоской развертке поверхности сферического квазиэпикарда позволяют наблюдать временную динамику электрической активности сердца для всех точек поверхности сердца без смены ракурса, а 3D карты потенциала на поверхности реалистической триангуляционной модели эпикарда согласуются с 2D картами и позволяют наблюдать электрическую активность сердца в привязке к анатомическим особенностям сердца.

4. Применение разработанной методики исследования работоспособноости алгоритмического и программного обеспечения показало, что предоставляемые карты эпикардиального потенциала устойчивы к повторным одеваниям жилета и сеансам регистрации, причем обработка в ПК занимает 50 – 100 секунд при общем времени обследования 6 –10 минут.

5. Разработанное алгоритмическое программное обеспечение И скрининговой электрокардиологической системы предоставляет кардиологу наблюдать И временную возможности интерпретировать динамику карт эпикардиального потенциала синхронно с изменением стандартной ЭКГ и эффективность профилактических позволяет повысить мероприятий при диагностике ССЗ.

Практическая значимость работы заключается в следующем

1. Разработан алгоритм предобработки, который позволяет перейти от зарегистрированных многоканальных электрокардиосигналов к карте электрического потенциала на поверхности торса.

2. Разработан метод реконструкции КППЭ, обеспечивающий привязку геометрических моделей поверхности сердца к системе координат торса, на основе обработки зарегистрированных многоканальных ЭКС.

3. Разработаны и реализованы методы визуализации карт эпикардиального потенциала, позволяющие совместно использовать 2D карты на плоской развертке поверхности квазиэпикарда и 3D карты для триангуляционной реалистической модели эпикарда, предоставляющие удобство наблюдения временной динамики изменения КППЭ синхронно со стандартным ЭКГ-сигналом

4. Разработан пакет алгоритмов и программ для скрининговой системы электрокардиодиагностики на основе компьютерной обработки многоканальных ЭКС, позволяющий реализовать режим визуализации КППЭ и предоставляющий врачу-кардиологу удобный интерфейс с организацией режимов архивирования, обработки ЭКС, способов визуализации карт эпикардиального потенциала.

5. Разработана методика исследования работоспособности алгоритмического и программного обеспечения, подтвердившая устойчивость КППЭ и приемлемое время обработки многоканальных ЭКС порядка 50 – 100 секунд.

Достоверность результатов подтверждается тем, что в работе при описании электрического поля сердца используются общепринятые в электрокардиологии положения. Метод реконструкции КППЭ базируется на известном аппарате вычислительных методов при решении обратных задач. Методы визуализации КППЭ основываются на известных подходах к представлению и обработке изображений. Допустимость подходов к выбору параметров предложенных алгоритмов подтверждается положительными результатами экспериментальных исследований с использованием реальных ЭКС.

Апробация работы. Основные результаты работы докладывались на 14 международных научно-технических конгрессах, симпозиумах и конференциях, среди которых: XV МНТК "Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии" (Владимир, 2022) (2 доклада); «Агаджаняновские чтения. IV Всероссийская научно-практическая конференции с международным участием» (Москва, 2023) (2 доклада); X МНКТ "Современные проблемы физики и технологий" (Москва, 2023); XX МНТК "Новые информационные технологии и системы" (Пенза, 2023); XXXVI

МНТК "Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы – 2024" (Рязань, 2024); XIII МНТК "Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии" (Владимир, 2024); МНТК РОХМИНЭ (Санкт - Петербург, 2024). МНТК «РАДИОЭЛЕКТРОНИКА, ЭЛЕКТРОТЕХНИКА И ЭНЕРГЕТИКА» (Москва, 2019, 2020, 2022, 2023, 2024).

Внедрение результатов работы. Разработанное компьютерное программное обеспечение скрининговой системы электрокардиодиагностики используется в тестовом режиме в ГБУЗ «Клиническая больница №6» им. Г.А. Захарьина г. Пензы. Предложенные в работе методики, алгоритмы и принципы обработки многоканальных ЭКС в системе электрокардиологического скрининга используются в учебном процессе ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет «МЭИ».

Публикации. По материалам диссертации опубликовано 26 печатных работ, в том числе 5 статей в изданиях, рекомендованных ВАК Минобразования РФ, 5 публикаций в изданиях, индексируемых Scopus или Web of Science. Получено свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ.

Личный вклад. Все математические результаты и основные методические и алгоритмические подходы, описанные в диссертации, принадлежат соискателю. Во всех работах, выполненных в соавторстве, личный вклад соискателя включает разработку основных методов и средств, анализ результатов. Автор является непосредственным исполнителем всех теоретических и экспериментальных исследований.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четыре главы, заключения, списка литературы (108 наименований) и приложений. Общий объем составляет 138 страниц основного машинописного текста. Работа содержит 78 рисунка, 9 таблиц.

1. ЗАДАЧА ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ СИСТЕМ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ

1.1 Методы электрокардиодиагностики

Широкий спектр заболеваний сердца приведен в Международной статистической классификации болезней и проблем, связанных со здоровьем (МКБ-10) [43]. На рисунке 1.1 приведен перечень характерных заболеваний сердца.



Рисунок 1.1 – Классификация заболеваний сердца

Электрокардиодиагностика представляет собой метод определения электрической активности сердца (ЭАС) на основе анализа колебаний разности потенциалов при распространении волны возбуждения по сердцу. Электрокардиодиагностика позволяет оценить основные электрические функции сердца: автоматизм, возбудимость и проводимость [20, 47].

Теоретической и методологической базой функциональной диагностики сердечно-сосудистой системы (CCC) служат теория патогенеза, теория электрокардиографии, теория систем и системный анализ, теория цифровой обработки Сердечно-сосудистые заболевания были и остаются наиболее распространенными заболеваниями как в развитых, так и в развивающихся странах, одной из групп заболеваний с очень высоким уровнем смертности. Более

того, болезнь имеет множество серьезных осложнений, которые не только влияют на качество жизни пациентов, но и ложатся бременем на общество и семьи, а стоимость ухода и лечения также очень высока.

К базовым методам кардиодиагностики относятся электрокардиография (ЭКГ), биохимическая лабораторная диагностика, рентгенография, ультразвуковая (эхокардиография, стресс-эхокардиография), диагностика мультиспиральная компьютерная томография (MCKT), магнитно-резонансная томография (MPT), коронарография (КГ) и ряд других. Исходя из степени инвазивности, методы диагностики сердечно-сосудистых заболеваний подразделяются на инвазивные и Среди неинвазивные методы. инвазивных методов можно упомянуть ЭКГ, коронарографию **(КГ)** электрофизиологическое чреспищеводную И исследование сердца (ЭФИ) [64, 73]. К неинвазивным методам кардиодиагностики относятся электрокардиография (ЭКГ), рентгенография, ультразвуковая диагностика сердца, мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ).

Электрокардиография является стандартным скрининговым методом, который следит за скоростью, электрической активностью и ритмом сердца. Каждый раз, когда сердце сокращается, кардиомиоциты порождают электрические импульсы, которые улавливаются электродами, расположенными на поверхности кожи и отображаются графически. Этот метод широко используется при диагностике аритмий и таких патологий, как: электролитные нарушения; инфаркт миокарда; гипертрофия желудочковой мышцы, нарушения мышц предсердий и проводимости; отслеживание кардиостимулятора; ишемическая болезнь миокарда; поражения перикарда, миокарда; людям с липидами в крови, повышенным артериальным давлением, стенокардией, диабетом, одышкой, сердцебиением, лекарственным отравлением [71].

В отличие от получения изображений сердца при использовании ультразвуковой лиагностики сердечно-сосудистой или анатомической визуализации при использовании других тестов визуализации, электрокардиография предоставляет информацию об электрической активности

во время сердечной деятельности. Кроме того, электрокардиографические системы относительно просты и быстры в реализации.

1.1.1 Методы неинвазивной электрокардиодиагностики

Рассмотрим методы неинвазивной электрокардиодиагностики, ориентируясь на возможности современных приемов цифровой компьютерной обработки электрокардиосигналов и визуализации электрокардиографической информации с точки зрения возможного использования в скрининговых системах электрокардиодиагностики.

Методы ЭКГ. классической Основой современных скрининговых кардиологических обследований населения являются методы классической электрокардиографии. На рисунке 1.2 показан характерный фрагмент ЭКС и основные параметры сегментов и зубцов ЭКС [44, 47]. Возникновение потенциала действия в различных отделах сердца представляет собой автоволновой процесс в проводящей системе сердца, связанный с процессами деполяризации И реполяризации в миокарде (см. рисунок 1.3).



Рисунок 1.2 – Характерный фрагмент ЭКС [77]



Рисунок 1.3 – Автоволновой процесс возникновения потенциала действия в различных отделах миокарда [77].

Следует отметить, как базовый скрининговый метод, классическую ЭКГ по 12 общепринятым отведениям, включающую три конечностных электрода, шесть грудных электродов по Вильсону и один нейтральный электрод [47, 44, 3]. Данный метод позволяет с определенной надежностью диагностировать признаки ишемии, инфаркта, нарушений проведения возбуждения и явные нарушения ритма сердца. Чувствительность метода в отношении ишемии и инфаркта относительно невысока и составляет около 60%.

Среди методов кардиоинтервалографии используется метод ЭКГмониторирования, включающий метод холтеровского мониторирования [23]. Эти методы позволяют выявлять частоту аритмических событий, эпизоды преходящих нарушений ритма сердца, и нарушений формы QT-сегмента, что свидетельствует о возможных проявлениях преходящей ишемии миокарда [47, 48]. Метод оценки вариабельности ритма сердца позволяет оценивать работу регуляторных нервных систем, степень их напряжения [5].

Нагрузочное ЭКГ-тестирование, включающее велоэргометрический тест и тредмил-тест, используется для обнаружения преходящей ишемии миокарда [73].

Рассмотренные методы при всей своей важности в электрокардиологии не ориентированы на выявление пространственно-временной динамики процессов

возбуждения в сердце и характеризуются относительно невысокой чувствительностью (65% даже для нагрузочных тестов [4, 95]).

1.1.2 Методы современной обработки ЭКС

В современной электрокардиографии важной является тенденция повышения помехоустойчивости при обработке ЭКС, поскольку при регистрации ЭКС неизбежно присутствуют помехи различного происхождения, особенно в условиях свободной физической активности человека. Борьбе с помехами посвящен ряд работ, в том числе работы по локально-адаптивной фильтрации, работы с использованием преобразования Гильберта-Хуанга [53, 56, 79].

Развивается направление электрокардиографии высокого разрешения (ЭКГВР), исследующей поздние потенциалы желудочков (ППЖ) - высокочастотные низкоамплитудные ЭКС. Результаты обработки в ЭКГВР рассматриваются как маркеры опасных желудочковых нарушений ритма [46].

Метод дисперсионного картирования (ДК) связан с регистрацией и обработкой микроальтернаций в форме ЭКС на предыдущем и текущего кардиоциклов (различия в формате «beat to beat») [21, 65, 72]. В результате используемого метода оценивается тенденция к аритмогенезу в отдельных областях сердца.

Улучшение диагностических возможностей кардиологических обследований связано также с реализацией вероятностной обработки электрокардиосигнала в пространстве энтропийно-параметрического потенциала [62], когда учет энтропии данных ЭКС позволяет формировать критерии оценки состояния сердца как динамической системы.

1.1.3 Метод картирования электрических потенциалов

Известны методы исследования электрической активности, основанные на съеме электрокардиосигналов многоэлектродных отведений (60-200 электродов) и последующей визуализацией карт электрической активности на поверхности торса

(поверхностное картирование - ПК [1, 63, 77]). Электроды располагаются на поверхности грудной клетки и образуют униполярные отведения. При этом на поверхности торса получают: а) изопотенциальные карты распределения потенциала для каждого момента времени; б) изохронные карты распределения моментов времени в кардиоцикле с заданным уровнем электрической активности. Методы поверхностного картирования (ПК) ориентированы на решение важной задачи - выявление электрофизиологической неоднородности миокарда. Однако метод ПК не позволяет надежно оценить локализацию и размеры неоднородностей в области миокарда из-за ослабления верхних пространственных частот при переходе от источников в области сердца к поверхности торса [63, 76, 30].

Существуют посвященные обратной методы, решению задачи электрокардиографии (ОЗ ЭКГ), когда на основании ЭКС многоэлектродных отведений с поверхности торса рассчитываются распределения потенциала на поверхности эпикарда [6, 9, 105, 108, 103]. Реализация данных методов, как правило, ориентирована на локализацию областей аритмогенеза в миокарде: выявление локализации патологических областей при манифестирующем синдроме WPW, эктопических источников при желудочковой экстрасистолии и тахикардии [108, 91, 10, 51, 92, 89]. Решение ОЗ ЭКГ также привлекается в задачах наблюдения пациентов после перенесенного инфаркта миокарда и стратификации риска осложнений [107], а также для определения пораженных областей миокарда при инфаркте [102].

В последне время методы неинвазивной визуализации электрической активности на эпикарде, основанные на решении ОЗ ЭКГ, рассматриваются как составная часть концепции цифрового двойника сердца (cardiac digital twin), которая предполагает использование виртуальной персонифицированной модели сердца конкретного человека для диагностического и лечебного планирования, оценки рисков осложнений и т.п. [94, 97, 98, 33].

1.2 Проблемы систем неинвазивной электрокардиодиагностики

Из рассмотрения предыдущего раздела 1.1 вытекают следующие выводы. Вопервых, существующие системы электрокардиодиагностики при всей их важности, зачастую не позволяют обнаружить патологии сердечно-сосудистых заболеваний с практики приемлемой для чувствительностью. Во-вторых, важную информацию могут дать методы, кардиологическую ориентированные на пространственно-временной определение И визуализацию динамики электрической активности на поверхности сердца. Моментные карты распределения электрического потенциала на поверхности сердца (изопотенциальные карты) позволяют перейти к изохронным картам потенциала на этой поверхности. Визуализация динамики движения областей возбуждения и реполяризации в сердце позволит определять локализацию и размеры областей с нарушениями электрической активности на поверхности сердца. Таким образом, важным направлением в электрокардиодиагностике можно считать расчет и визуализацию карт электрического потенциала на поверхности эпикарда (КППЭ), включая оценку динамического изменения этих карт в ходе кардиоцикла.

Как было отмечено в разделе 1.1, существуют системы, ориентированные на расчет распределения потенциала на поверхности эпикарда на основе решения обратной задачи электрокардиографии по ЭКС многоэлектродных отведений: системы ECGI [108], CardioInSite [91] или российская система АМИКАРД [10, 51, 92]). Однако, ориентированы на такие системы предоперационное И послеоперационное обследование в крупных кардиоцентрах для решения задач хирургического купирования аритмогенных областей в миокарде или контроля пациентов с инфарктом миокарда [107, 102]. Особенностями таких систем являются существенные аппаратные затраты, и длительности обследований, связанные, прежде всего, с использованием сложного рентгенологического, томографического оборудования.

Нас интересует реализация КППЭ в условиях кардиологического скрининга, когда решающим фактором становится аппаратная доступность и приемлемое

время обследования в амбулаторных условиях, вне стационара. Как уже отмечалось, базовые электрокардиографические обследования зачастую не обладают приемлемой чувствительностью, так как не ориентированы на визуализацию пространственной динамики процессов электрической активности в Таким образом, актуальной задачей сердце. является разработка обеспечения программноалгоритмического скрининговой системы электрокардиодиагностики с визуализацией карт электрической активности на поверхности эпикарда по результатам компьютерной обработки сигналов многоэлектродных отведений с поверхности торса.

1.3 Построение скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики

Информационная скрининговая система электрокардиодиагностики (ИСС ЭКД) в составе мультиагентного информационной системы медицинской организации (МАС МО) показана на структурной схеме рисунка 1.4.



Рисунок 1.4 – Структурная схема ИС медицинской организации (МАС МО), содержащая информационную скрининговую систему электрокардиодиагностики (ИСС ЭКД) [28]

Здесь информационные потоки перераспределяются посредством сервера МАС МО, который взаимодействует с информационными компонентами. При этом предусмотрено хранение данных в электронных медицинских карах (ЭМК) пациентов МО, а также с помощью выхода на сервер Едииой Государственной Информационной Системы Здравоохранения (ЕГИСЗ) предусмотрен доступ и обмен кардиологической информацией с различными медицинскими организациями. Такой подход позволяет повысить достоверность и полноту данных для выбора оптимальной схемы лечения с учетом состояния конкретного пациента, а также удобство и оптимизацию работы медицинского персонала [28]. Агент информационной надежности обеспечивает шифрование и безопасный обмен данными МАС МО с внешними БД, предоставляемыми в облачном формате системой ЕГИСЗ и БД других МО. В БД МО хранятся история и результаты обследований И лечения пациентов ланного MO. a также сведения административного и кадрового характера, включая расписание и распорядок работы персонала.

Перспективы совершенствования ИСС ЭКД связаны с регистрацией многоканальных ЭКС, которые снимаются с электродов, расположены эквидистантно на поверхности торса. Дополнительную информацию об электрическом поле сердца несут координаты электродов [29, 31]. Укрупненная функциональная схема ИСС ЭКД представлена на рисунке 1.5.



Рисунок 1.5 – Функциональная схема комплекса записи и обработки кардиосиналов

Сигнал снимается с пациента с помощью электродов, и после предварительного усиления поступает на аналогово-цифровой преобразователь. Сигнал рационально записывать именно в цифровом виде, возможности современной техники позволяют осуществлять качественную обработку без необходимости применения громоздких аналоговых устройств.

Микроконтроллер, входящий в состав усилителя биопотенциалов, должен обеспечивать возможность формирования отведений, цифровой фильтрации для купирования сетевой помехи, а также контроля сопротивления электродов.

Поскольку обработка многоканальных ЭКС, включающая решение обратной задачи по расчету распределения потенциала на поверхности эпикарда, требует значительных вычислительных ресурсов, то важным компонентом информациой системы является персональный компьютер (ПК). Таким образом, предварительно обработанные записи поступают в персональный компьютер для дальнейшей обработки с помощью специального программного обеспечения.

Средствами программного обеспечения выполняется цифровая фильтрация, возможно применение фильтров ФВЧ и ФНЧ высокого порядка с различными частотами среза.

Кардиосигналы являются квазипериодическими, что делает применимым метод синхронного усреднения. Данным методом возможна дополнительная очистка сигналов от шумов и помех, некоррелированных с кардиосигналом.

Для выполнения картирования потенциалов на поверхности торса необходимо знать значения потенциалов не только в точках размещения электродов, но и между ними, для чего выполняется интерполяция. В соответствие определенным зонам на торсе ставятся в соответствие области на поверхности сердца, выполняется расчет потенциалов на эпикарде.

Из вышесказанного следует, что решающее значение для успешной работы ССЭКД имеет программно-алгоритмическое обеспечение обработки ЭКС в ПК. Разработка этого обеспечения и является целью настоящей работы.

Скрининговая система неинвазивной электрокардиодиагностики разработана на основе традиционного метода измерения ЭКГ, включающего этапы приема сигналов в усилителе биопотенциалов, обработки и последующего отображения на экране или печати линейных сигналов на бумаге с некоторыми автоматическими диагнозами. Вместо набора из 6 или 12 электродов мы используем контактный многоэлектродный набор, установленный на специальном жилете. Вместо того, чтобы просто отображать измеренную ЭКГ, полученные сигналы будут использоваться в специальной программе для отображения визуального результата изменения распределения электрической активности сердца на поверхности сердца в течение выбранного кардиоцикла. Предусмотрены варианты отображения 2D-карт на плоской развертке сферической поверхности квазиэпикарда или 3D модели сердца, соответствующей анатомическому образу сердца, выбор использования зависит от личных пожеланий врача.

На осоновании вышесказанного в настоящей работе предлагаются следующие этапы работы ИСС ЭКД, показанные на рисунке 1.6. Они будут подробно рассмотерны в дальнейших разделах работы.



Рисунок 1.6 – Основные этапы работы ИСС ЭКД

2. РЕКОНСТРУКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОТЕНЦИАЛА НА ПОВЕРХНОСТИ СЕРДЦА

2.1 Регистрация и предобработка многоканальных ЭКС

В этом подразделе мы рассмотрим этапы регистрации и предобработки, как показано на схеме рисунка 2.1 ниже. Это основной порядок записи и обработки входных сигналов.



Рисунок 2.1 – Этапы регистрации и предобработки

2.1.1 Регистрация многоканальных ЭКС

Рассмотрим основные этапы работы ИСС ЭКД, необходимые для проведения реконструкции распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда (см. рисунок 1.6). Для регистрации электрокардиосигналов стандартная система записи ЭКГ не подходит, ввиду малого числа регистрируемых отведений. ИСЭКД Для регистрации кардиосигналов был В составе предложен электрокардиологический жилет нескольких типоразмеров с предустановленными электродами [34]. Жилет выполнен из эластичного материала (например, неопрен), что позволяет обеспечить электрический контакт электродов с кожей на торсе. В 2.2, соответствии с рисунком жилет подключается к электронному ЭКС, микропроцессорному блоку регистрации блок многоканальных а регистрации подключается через USB интерфейс к ПК.

Были предложены варианты мужского и женского жилетов, учитывающие особенности анатомического строения мужского и женского торсов. Макеты таких

жилетов показаны на рисунке 2.3 и на рисунке 2.4. Использование жилетов с предустановленными электродами позволяет оперативно устанавливать электроды на торсе пациента, что критически важно для скрининговых систем электрокардиодиагностики.



Рисунок 2.2 – Подключение электрокардиографического жилета: 1 – жилет с предустановленными электродами и ремнями для крепления и фиксации на торсе; 2 – электронный блок усилителя биопотенциалов; 3 – персональный компьютер в качестве устройства хранения и обработки информации.







Рисунок 2.4 – Жилет женский

На рисунке 2.5 схематически показано размещение электродов на торсе пациента [34, 87]. Здесь рассмотрен вариант, когда число электродов $N_9 = 48$, причем электроды расположены в 4 ряда, расстояние между соседними рядами

w = 8 см, а общее расстояние между верхним и нижним рядами h = 24 см. Каждый электрод имеет вертикальную координату z, которая отсчитывается от центра жилета на уровне солнечного сплетения (где z = 0 в центре жилета на уровне солнечного сплетения), угловая координата отсчитывается в горизонтальной плоскости в градусах, в направлении от правой руки через спину к левой руке угол изменяется от - π до 0, от левой руки через грудь к правой руке от 0 до π (см. рисунок 2.5, [61]). Значения координат электродов приведены в таблице 2.1 [15]. В рисунке 2.5 ряды 1 – 4 отличаются только по координате 1 ряда, что учтено в таблице 2.1 [15]. В обозначениях электродов первый индекс соответствует номеру ряда, второй – порядковому номеру электрода в ряде.



Рисунок 2.5 – Расположение электродов на торсе

Предусмотрен вариант регистрации ЭКС, когда запись производится двумя 24-канальными усилителями NVX-24: первый усилитель записывает ЭКС униполярных отведений с верхних рядов (электроды 1.1, ..., 1.10 и 2.1,..., 2.12), второй усилитель записывает ЭКС нижних рядов (электроды 3.1, ..., 3.12 и 4.1, ..., 4.12). Такой прием позволит нарастить число монополярных отведений с 24 до 48.

Для синхронизации записей двух усилителей NVX-24 используются два дополнительных электрода, по одному от каждого прибора, которые закрепляются на правой руке для корректной работы программы «сшивки» и не участвуют в реконструкции потенциалов. Нулевой электрод (*GND*) размещается на правой ноге пациента.

Номер электрода	Угол, градусы	Ζ, мм	Номер	Угол,	Ζ, мм
			электрода	градусы	
'1.1'	-5π/12	h/2	'3.1'	-5π/12	
'1.2'	-π/4		'3.2'	-π/4	-
'1.3'	-π/12		'3.3'	-π/12	-
'1.4'	π/4		'3.4'	π/12	-
'1.5'	5π/12		'3.5'	π/4	_
'1.6'	7π/12		'3.6'	5π/12	h/2+w
'1.7'	3π/4		'3.7'	7π/12	$-11/2 \pm w$
'1.8'	-11π/12		'3.8'	3π/4	_
'1.9'	-3π/4		'3.9'	11π/12	_
'1.10'	-7π/12		'3.10'	-11π/12	_
'2.1'	-5π/12	h/2-w	'3.11'	-3π/4	-
'2.2'	-π/4		'3.12'	-7π/12	-
'2.3'	-π/12		'4.1'	-5π/12	
'2.4'	π/12		'4.2'	-π/4	_
'2.5'	π/4		'4.3'	-π/12	_
'2.6'	5π/12		'4.4'	π/12	_
'2.7'	7π/12		'4.5'	π/4	
'2.8'	3π/4		'4.6'	5π/12	h/2
'2.9'	11π/12		'4.7'	7π/12	
'2.10'	-11 <i>π</i> /12		'4.8'	3π/4	
'2.11'	-3π/4		'4.9'	11π/12	
'2.12'	-7π/12		'4.10'	-11π/12	
'joint (R)'	π	h/2	'4.11'	-3π/4	
			'4.12'	-7π/12	

Таблица 2.1 – Название и расположение электродов

Естественно, жилет и блок регистрации надо рассматривать в составе единой медицинской системы.

Так как основная часть спектра ЭКС лежит в пределах 0,05 – 120 Гц, то при оцифровке использовалась частота дискретизации 500 Гц и применялись 24битовые сигма-дельта АЦП. Что касается длительности записи, то она составляла около 30 с, при этом регистрируется, как правило, не менее 30 кардиоциклов. Это позволяет выбрать наиболее презентативный кардиоцикл или провести синхронное накопление кардиоциклов, например, по R-зубцу.

2.1.2 Синхронизация многоканальных ЭКС при организации параллельной записи

Снимаемые сигналы могут быть смещены во времени из-за использования двух усилителей NVX-24. Кроме того, в некоторых нежелательных случаях будет наблюдаться потеря сигнала из-за участия помех на одном или в нескольких электродах в какой-то момент, например, при перемещении объекта измерения (пациента) или неисправности точки контакта. Для решения этих проблем необходима предварительная обработка «сырых» сигналов после регистрации и перед их отправкой в программу дальнейшей обработки.

Структурная схема этого промежуточного этапа представлена на рисунке 2.6.



Рисунок 2.6 – Структурная схема подэтапа синхронизации многоканальных ЭКС

Для задачи о синхронизации сигналов от двух NVX24, необходимо рассмотреть ЭКС соединительных электродов joint (R), поступающие на оба NVX-24 и показанные на рисунке 2.7. Так как два эти электрода соединены между собой и расположены в одном положении на торсе, необходимо только указать на записях ЭКС этих электродов соответствующую опорную точку (например, вершину



первого R-зубца), после чего провести смешение по времени. Итоговые сигналы будут синхроизрованными, как показано на рисунке 2.8.

Рисунок 2.7 - ЭКС соединительных электродов joint (R), поступающих на оба NVX24



Рисунок 2.8 – ЭКС соединительных электродов joint (R), поступающих на оба NVX24, после смещения по времени

После того, как сигналы были синхронизированы, необходимо в ходе мониторинга проверить качество сигнала во время измерения, наличие или

отсутствие шума, потеря сигнала или нет с помощью окна «резки» (рисунок 2.9). Окно резки предоставляет возможность максимально убрать нестабильные сигнальные части при необходимости свести к минимуму количество «плохих» электродов, выделив «хороший» участок сигнала.



Рисунок 2.9 - Окно «резки» сигналов

Однако, если придется, мы все равно можем столкнуться с потерей сигналов на одном или нескольких электродах, необходимо их разметить, чтобы исключить ненужные отклонения. Для этого после окна «резки» используется окно удаления неудачных электродов, такие электроды помечаются галочками (рисунок 2.10).

Следует учесть: если сигнал некоторого электрода исключить, координаты электрода тоже нужно будет исключить при расчете карты потенциалов на торсе. При этом вынужденно уменьшится количество данных, которые используются для интерполяции потенциалов на поверхности тела.



Рисунок 2.10 - Окно удаления «плохих» участков и «плохих» отведений

2.1.3 Введение виртуального нуля потенциала

Поскольку нулевой электрод на ноге пациента находится недостаточно далеко от электродов на жилете, то ЭКС, измеренные на торсе, приходится рассматривать как разности между потенциалом текущего электрода и потенциалом опорного электрода на ноге. Для перехода к потенциалам в точках размещения измерительных электродов мы предлагаем формировать виртуальный нуль потенциала (см. рисунок 2.11), чтобы решать такую проблему.



Рисунок 2.11 – Использование виртуального нуля

В данном случае виртуальный нуль используется после фильтрации и накопления для выбранного репрезентативного фрагмента сигнала. Так как источники электрического поля сердца расположены внутри грудной клетки, то за алгебраическое значение виртуального нуля потенциала в любой момент времени принимается среднее значение потенциалов в точках расположения всех электродов на поверхности торса (см. аналогию с терминалью Вильсона [47]). Поэтому, потенциалы в точках расположения электродов формируются по формуле:

$$\phi_n(t) = U_n(t) - V_{GND}(t), \qquad (2.1)$$

где $\phi_n(t)$ - сформированный потенциал от *n*-ого электрода в момент времени *t*; $U_n(t)$ – зарегистрированный ЭКС *n*-ого электрода в этот же момент;

$$V_{GND}(t) = \frac{\sum_{n=1}^{N_{\Im}} U_n(t)}{N_{\Im}}$$
(2.2)

- напряжение виртуального нуля; *N*_э - число электродов.

На рисунке 2.12 показаны исходные электрокардиосигналы, а на рисунке 2.13 показаны соответствующие потенциалы после привязки виртуального нулевого потенциала.

При сравнении ЭКС до и после привязки виртуального нуля, видно, что виртуальный нуль потенциала изменяется со временем. В соответствии с рисунком 2.14 напряжение виртуального нуля *V*_{GND} изменяется существенно в окрестности QRS комплекса, но бывают и случаи, когда на ЭКС почти нет изменений.



Рисунок 2.12 – ЭКС сигналы после фильтрации и накопления без виртуального нуля



Рисунок 2.13 – Потенциалы электродов после фильтрации и накопления с виртуальным нулем



Рисунок 2.14 – Линия виртуального нуля

2.1.4 Автоматический поиск вершины и сегментов ЭКС

Для того, чтобы провести полную программу автоматизации, нужно решить вопрос об автоматическом поиске моментов времени для вершин и сегментов ЭКС (начало и конец P, интервала QRS и T-зубца) с помощью математических методов, объясненных диаграммой на рисунке 2.15 ниже [74].

Используемый алгоритм основан на изменении относительного значения потенциала между 2 соседними точками (отсчетами). Поиск начинается с временной точки максимального потенциала tR, соответствующей вершине R, обычно во II отведении. На первой половине ЭКС (от начала кардиоцикла до точки tR – 20 мс) вершина в моменте tP - это вершина с наибольшим значением потенциала на этом интервале. Исходя из базовой теории электрокардиограммы [47], начальная (str tP) и конечная (end tP) точки зубцов P ориентировочно соответствуют положению tP \pm 50 мс. На второй половине ЭКГ (от tR+40 мс до конца кардиоцикла) вершина Т определяется в момент наибольшего абсолютного значения потенциала. Положение tR+40 мс используется для того, чтобы избежать случая, когда пик S и вершина T имеют отрицательные значения потенциала, поэтому маловероятно, что tS может быть обнаружен в диапазоне tR+40 мс и далее. Исходная ЭКС теперь разбита на небольшие интервалы, например, на интервале между началом зубца Р и вершиной R начальная точка сегмента QRS (str_tQRS) определена как последняя точка, в которой происходит очень небольшое изменение значения потенциала. Аналогично, на средней части интервала между вершинами R-T последняя точка с очень малым изменением потенциала считается начальной точкой зубца T (str tT). Находясь на отрезке от вершины R до начала зубца Т, находим координаты точки Ј в точке изгиба – это и есть точка end tQRS. Окончание зубца T (end tT) является первой точкой, в которой происходит очень небольшое изменение абсолютной величины на отрезке от пика Т до конца кардиоцикла в ЭКС.

На рисунке 2.16 показан результат автоматического поиска опорных моментов времени для сегментов ЭКС (показаны жирными точками),

подтверждающий работоспособность описанного выше алгоритма. В качестве примера использовался опционально выбираемый и формируемый ЭКС II отведения.





Однако самая большая сложность в работе с реальными данными ЭКС заключается в ситуации, когда ЭКС имеет сложный вид. Поэтому в данном случае, после наблюдения за полученным сигналом, предлагается вручную определить
специальные точки, и ввести данные в окно программы, как показано на следующем рисунке 2.17.



Рисунок 2.16 – Результат поиска вершины и сегментов ЭКС II отведения

Input moments	3 7		\times
str_tP:			
19			
tP:			
44			
end_tP:			
69			
str_tQRS:			
88			
tR:			
113			
end_tQRS:			
139			
str tT:			
155			
tT:			
229			
end_tT:			
271			
	(Ж	Cancel

Рисунок 2.17 – Ручной режим задания координат сегментов ЭКС

Поскольку интервал от конца зубца T до начала P-зубца соответствует электрической диастоле сердца, то для подавления остаточного дрейфа электродного потенциала, после входной цифровой фильтрации, в сигналах электродных потенциалов $\phi_n(t)$ (рисунок 2.13) нами предложено проводить

привязку нуля в точках начала зубца P, конца зубца T и в начале сегмента QRS (для выделения фронта деполяризации желудочков). Для этого по потенциалам $\phi_n(t)$ в данных точках формируется кубический сплайн, который вычитается из данных потенциалов.

2.2 Интерполяция распределения потенциалов на поверхности торса

Чтобы упростить расчет, модель торса по умолчанию представляет собой эллиптический цилиндр с большой полуосью a, где 2a – ширина торса; и параметром малой оси b, где 2b – толщина торса, как показано на рисунке 2.18. Эти две величины определяются при измерениях антропологических параметров пациента, полученными после реализации этапа (16) «Определение антропометрических параметров» на структурной схеме рисунка 1.6. Высота цилиндра - это расстояние от верхней линии до нижней линии между рядами электродов с h = 24 см (указано в подразделе 2.1.1).

Этап (3б) на схеме рисунка 1.6 выполняется путем объединения вышеуказанных измеренных параметров, вместе с угловым позиционированием и соответствующими координатами *z* в таблице 2.1 по следующим формулам:

$$r_{y_{3\pi}} = \frac{1}{\sqrt{(\cos(\varphi_{y_{3\pi}})/a)^{2} + (\sin(\varphi_{y_{3\pi}})/b)^{2}}};$$

$$x_{y_{3\pi}} = r_{y_{3\pi}} \cdot \sin(\varphi_{y_{3\pi}});$$

$$y_{y_{3\pi}} = r_{y_{3\pi}} \cdot \cos(\varphi_{y_{3\pi}}),$$
(2.3)

где *г*_{эл} - расстояние от центра эллипса до точки электрода, *х*_{эл} и *у*_{эл} - координаты электродов, как показано на рисунке 2.18.

Для создания сетки на поверхности торса, интервал h по оси z делим на N равномерных частей, интервал по углу в узлах сетки поверхности задает 2N равномерных частей. Общее количество точек на поверхности торса здесь составляет $2N^2$. В итоге, в случае N = 30 мы имеем сетку из 1800 точек на поверхности торса.

Длины дуг для точек эллиптического цилиндра при z = const необходимы для расчета площадей элементов поверхности торса. Формула для вычисления соответствующей длины дуг эллиптических цилиндрических модели для каждой точки на поверхности торса [1, 24]:

$$c_{e} = \frac{log(2)}{log(\pi/2)}; \quad l_{e} = \varphi \left[\frac{(a^{c_{e}} + b^{c_{e}})}{2} \right]^{(1/c_{e})}, \quad (2.4)$$

где c_e - константа для расчета дуг эллипса, l_e – длина дуги; φ – угол, задающий длину дуги l_e .



Рисунок 2.18 – Модель торса человека в форме кругового цилиндра (а - в объёме, б - вид сверху)

Подводя итоги, мы получаем данные, как показано на рисунке 2.19. Принимается функция *griddata*, которая интерполирует электрический потенциал на мелкой сетке на базе точек запроса, заданных (z_e , l_e), и возвращает интерполированные значения, u_e , где $u_e = griddata(z_{3,n}, l_{3,n}, u_{3,n}, z_e, l_e)$ к данным, заданным на исходной сетке ($z_{3,n}, l_{3,n}, u_{3,n}$). Мелкая сетка всегда содержит точки электродов, заданные $z_{3,n}$ и $l_{3,n}$ [96].



Рисунок 2.19 – Использование интерполяции для определения потенциалов на поверхности торса

Результат, полученный после интерполяции распределения потенциалов на поверхности торса (этап 4 на диаграмме рисунка 1.6), представлен на рисунке 2.20 ниже с помощью цветовой палитры. Черные точки обозначают расположение электродов на торсе, а с помощью интерполяции получается карта, которая распределяется по всей поверхности торса. Величина потенциала в милливольтах кодируется оттенками красного и синего цветов в соответствии с вертикальной масштабной шкалой справа.



Рисунок 2.20 – Интерполяции распределения потенциалов на поверхности торса для момента вершины R-зубца

2.3 Моделирование поверхности эпикарда

2.3.1 Модель сферического квазиэпикарда

Центральным этапом работы является решение обратной задачи – реконструкции распределения потенциала на поверхности сердца по известному распределению потенциала на поверхности торса. Для этого должны быть математически описаны поверхности торса и эпикарда, причем в рамках метода граничных элементов [13] эти поверхности должны быть дискретизированы.

В настоящей работе рассматриваются две модели поверхности эпикарда: а) модель сферического квазиэпикарда; б) реалистическая триангуляционная модель эпикарда.

Рассмотрим вначале модель сферического квазиэпикарда. Важность и полезность этой модели отмечается в работах Л.И.Титомира [75]. Достоинства модели сферического квазиэпикарда связаны с простотой проектирования активности эквивалентного электрического генератора сердца на поверхность сферы, окружающей сердце [25], анализа этой активности, а также с удобством введения метрики расстояний между точками сферы и вытекающего отсюда перехода к плоской развертке поверхности сферы.

В работе использована дискретизация поверхности квазиэпикарда, по которой получена равномерная плотность точек на всей рассматриваемой поверхности, как показано на рисунке 2.21. Равномерный шаг дискретизации связан с необходимостью адекватного представления пространственного спектра распределения потенциала на поверхности сферы.



Рисунок 2.21 – Сетка с равными площадями дискретов

Принцип дискретизации поверхности данным способом состоит в том, что фиксируется количество отсчетов по углу $\theta - N_{\theta}$. Рассчитывается и фиксируется шаг по углу θ :

$$\Delta \theta = \frac{\pi}{N_{\theta}}.$$
(2.5)

Рассчитывается и фиксируется длина дуги дискрета по углу θ :

$$\Delta L_{\theta} = \Delta \theta \cdot R_{H}, \qquad (2.6)$$

где R_H – радиус сферы (квазиэпикарда).

Далее рассчитываются координаты θ_i по формуле (2.7):

$$\theta_i = (i-1) \cdot \Delta \theta + 0.5 \cdot \Delta \theta , \qquad (2.7)$$

где $i = 1...N_{\theta}$.

По полученным значениям рассчитываются длины дуг окружностей в плоскостях $\theta_i = const$:

$$L_i = 2\pi \cdot R_H \cdot \sin(\theta_i). \tag{2.8}$$

Затем рассчитывается количество точек на каждой *i*-ой окружности, то есть число точек дискретизации по углу :

$$N_{\varphi i} = fix \left(\frac{L_i}{\Delta L_{theta}}\right), \qquad (2.9)$$

где функция *fix()* – отбрасывает дробную часть полученного значения.

Последним этапом является расчет шагов дискретизации по углу φ и самих угловых координат φ:

$$\Delta \varphi_i = \frac{2\pi}{N_{\varphi i}}; \qquad (2.10)$$

$$\varphi_{ij} = \Delta \varphi_i \cdot j, \qquad (2.11)$$

где $j = 1..N_{\varphi_i}$.

Сферические координаты точек поверхности, показанной на рисунке 2.22, необходимо пересчитать в декартову систему координат квазиэпикарда.

Декартовы координаты x, y и z точки на поверхности квазиэпикарда выражаются через ее сферические координаты R_H , ϕ и θ по формулам (2.12):

$$\begin{aligned} x_{ij} &= R_H \cdot sin(\theta_i) \cdot cos(\varphi_{ij}); \\ y_{ij} &= R_H \cdot sin(\theta_i) \cdot sin(\varphi_{ij}); \\ z_{ij} &= R_H \cdot cos(\theta_i). \end{aligned}$$
(2.12)

По полученным значениям координат *x*, *y* и *z* можно построить узлы равномерней сетки.



Рисунок 2.22 – Сферическая система координат

Были получены оценки, насколько выполняется условие равенства площадей при таком способе дискретизации поверхности и получены оценки влияния числа дискретов поверхности. Для этого при разных значениях N_{θ} определялись площади элементов поверхности по формуле, использующейся в программе для проверки близости площадей граничных элементов поверхности эпикарда [17, 18]:

$$S_{ij} = R_H^2 \cdot \Delta \varphi_i \left[\cos \left(\theta_i - \frac{\Delta \theta}{2} \right) + \cos \left(\theta_i + \frac{\Delta \theta}{2} \right) \right].$$
(2.13)

Расчеты площадей граничных элементов по формуле (2.13) показали, что уже при числе разбиений $N_{\theta} = 30$ площади отличаются не более 21.4%, что говорит о достаточной равномерности при дискретизации поверхности.

Поскольку расчеты потенциалов проводятся в системе координат торса, то необходим перевод координат точек на поверхности квазиэпикарда в декартову систему координат торса. При этом для перехода от декартовой системы квазиэпикарда к системе торса принимаются формулы (2.14) где (x_c , y_c , z_c) – координаты точки центра сердца в системе координат торса:

$$\begin{aligned} xh_{ij} &= x_{ij} + x_{c}; \\ yh_{ij} &= y_{ij} + y_{c}; \\ zh_{ij} &= z_{ij} + z_{c}. \end{aligned}$$
 (2.14)

Поиск координат центра сердца рассматривается ниже в разделе 2.3.3.

2.3.2 Триангуляционная реалистическая модель эпикарда

В дополнение к сферической модели сердца мы также использовали реалистичную, реконструированную модель поверхности сердца, основанную на триангуляции Делоне, показанную на рисунке 2.23. Достоинством триангуляционной модели сердца является ее наглядность и удобство соотнесения такой модели с поверхностью реального сердца, что подтверждается сравнением рисунков 2.23 и 2.24 [92].



Рисунок 2.23 – Триангуляционная модель эпикарда



Рисунок 2.24 – Изображение реального сердца

Особенность триангуляции Делоне состоит в то, что при триангуляции на заданном множестве точек S на поверхности, для любого полученного треугольника (2 – симплекса) все точки из S за исключением точек, являющихся вершинами данного треугольника, лежат вне окружности, описанной вокруг треугольника [69, 70].

Каждый треугольник определяет плоскость, при этом наклон и высота треугольника определяются тремя исходными точками вершин, определяющих треугольник.

Триангуляционная модель эпикарда характеризуется в рамках метода граничных элементов представлением поверхности эпикарда в виде треугольников (2D – симплексы). Использование треугольников позволяет избежать разрывов координат поверхости при переходе от одного граничного элекмента к другому. Треугольники нумеруются с индексом $tr = 1..N_h$, где N_h – количество элементов поверхности эпикарда. Точки, образующие вершины треугольников нумеруются с индексом $i = 1..N_{pnt}$, где N_{pnt} – количество точек в триангуляционной модели ($N_{pnt} > N_h$) [45, 32]. Тогда триангуляционная модель однозначно описывается массивом координат вершин $pnt = (x_i, y_i, z_i)$ и массивом номеров точек вершин А, В,С для каждого треугольника: $dhk = (i_A(tr), i_B(tr), i_C(tr))$.

При масштабировании триангуляционной модели поверхности эпикарда, в соответствии со сведениями из анатомии [41], учитывается следующее. Вертикальный размер сердца взрослого человека колеблется в диапазоне от 10 до 15 см, чаще всего средний размер сердца 12-13 см. Ширина сердца взрослого человека в основании колеблется в диапазоне 8-11 см, чаще 9-10 см. Переднезадний размер колеблется в диапазоне 6-9 см, чаще 6,5-7 см. Верхняя полая вена достигает диаметра 25 мм. Нижняя полая вена достигает диаметра 34 мм. Диаметр легочной артерии колеблется в диапазоне 15–28 мм.

Но следует отметить, что в модели, которую мы использовали, все точки расположены только на поверхности сердца, минуя окружающие сосуды, чтобы упростить вычислительный процесс и сосредоточиться на определении

распределения электрической активности только на поверхности сердца, а также облегчить процесс визуализации. Поэтому предлагается использовать сердечную модель, исключающую сосуды.

В дальнейшем для перехода от декартовой системы триангуляционной модели эпикарда к системе координат торса также принимаются формулы (2.14).

2.3.3 Привязка геометрической модели эпикарда к системе координат торса

Важным этапом алгоритма является определение центра координатной системы, используемой для представления поверхности сердца (в дальнейшем обозначим – ЦС, центр сердца), в системе координат торса. Это необходимо при построении сетки координат для элементов поверхности эпикарда (см. рисунок 2.25). На рисунке 2.25 показаны основные этапы алгоритма привязки геометрических моделей поверхности эпикарда к системе координат торса (данный алгоритм также включен под номером 5 на диаграмме рисунка 1.6).



Рисунок 2.25 – Основные этапы работы алгоритма привязки геометрических моделей

поверхности сердца к системе координат торса

С целью определения координат ЦС мы рассмотрели распределение функции

пространственной активности сердца на поверхности торса:

$$\Psi_0(z, \varphi) = \Psi(t_k, z, \varphi) = \frac{\left|\phi(t_k, z, \varphi)\right|}{\left|\phi(t_k)\right|_{\max}},$$
(2.15)

где $\phi(t_k, z, \varphi)$ – интерполированный потенциал в точке с координатами z, φ на поверхности торса в текущий момент времени t_k ; азимутальный угол φ отсчитывается в плоскости горизонтального поперечного сечения торса; координата z отсчитывается в вертикальном направлении, изменяясь от $z_{min} = z_{min}$ $r_{ow} - w/2$ до $z_{max} = z_{max row} + w/2$; $z_{min row}, z_{max row} -$ координаты нижнего и верхнего ряда электродов, соответственно; w - расстояние между соседними рядами электродов. Координаты текущего электрического центра сердца оцениваются как координаты, взвешенные функцией электрической активности:

$$z_{ce} = \frac{\sum_{z_{\min}}^{z_{\max}} \sum_{0}^{2\pi} z \cdot \Psi(z, \phi)}{\sum_{z_{\min}}^{z_{\max}} \sum_{0}^{2\pi} \Psi(z, \phi)}; \quad x_{ce} = \frac{\sum_{z_{\min}}^{z_{\max}} \sum_{0}^{2\pi} x \cdot \Psi(z, \phi)}{\sum_{z_{\min}}^{z_{\max}} \sum_{0}^{2\pi} \Psi(z, \phi)}; \quad y_{ce} = \frac{\sum_{z_{\min}}^{z_{\max}} \sum_{0}^{2\pi} y \cdot \Psi(z, \phi)}{\sum_{z_{\min}}^{z_{\max}} \sum_{0}^{2\pi} \Psi(z, \phi)}, \quad (2.16)$$

где $x = x(\varphi, a, b); y = y(\varphi, a, b)$ – координаты контура поперечного сечения торса; aи b – ширина и толщина торса в поперечном сечении. Существенно, что в (2.15), (2.16) потенциал перед проведением интерполяции на торсе определялся относительно виртуального нуля системы электродов согласно формулам (2.1) при использовании референтного электрода на левой ноге. Вычитание из ЭКС виртуального нуля необходимо, так как иначе, согласно оценкам, координаты ЦС ошибочно смещаются во фронтальной плоскости на величину порядка 15 мм [34].

На рисунке 2.26 представлена флюорограмма обследуемого во фронтальной плоскости, на которой показаны оси декартовых координат *y*, *z*, ЦС для момента R-пика, а также ЦС, усредненный на QRS-комплексе в соответствии со следующей формулой:

$$x_{c} = \frac{\sum_{t_{\min}}^{t_{\max}} x_{ce}}{N_{t}}; \quad y_{c} = \frac{\sum_{t_{\min}}^{t_{\max}} y_{ce}}{N_{t}}; \quad z_{c} = \frac{\sum_{t_{\min}}^{t_{\max}} z_{ce}}{N_{t}}.$$
(2.17)

Видно, что ЦС, полученный для момента R-пика, смещен, как и ожидалось, в сторону левого желудочка. Наряду с этим, ЦС, усредненный на QRS-комплексе, хорошо отражает геометрический центр сердца на флюорограмме (на фронтальной проекции торса пациента), а сфера квазиэпикарда радиусом 65 мм (показана белой окружностью) приемлемо описывает поверхность сердца. Более детально положение ЦС показано на рисунке 2.27, где также представлена траектория движения мгновенного ЦС (см. формулу (2.16)) на временном интервале QRS-комплекса.



Рисунок 2.26 – Центр сердца и сфера квазиэпикарда на флюорограмме: • – ЦС для момента R-пика; • – ЦС, усредненный на QRS-комплексе



Рисунок 2.27 – Траектория движения мгновенного ЦС; ● – ЦС для момента R-пика; ♦ – ЦС, усредненный на QRS-комплексе

Сравнивая рисунок 2.26 с рисунком 2.27 можно отметить, что траектория движения мгновенного ЦС находится в области сердца на флюорограмме. В дальнейшем для привязки модели поверхности эпикарда к системе координат торса в формулах (2.14) используется ЦС, усредненный на QRS-комплексе.

Рисунок 2.28 показывает пример расположения сферического квазиэпикарда с ЦС, полученного по формулам (2.17), внутри торса. Программный код для определения координат электрического центра сердца зарегистрирован в Роспатенте [66].



Рисунок 2.28 – Пример расположения сферического квазиэпикарда

2.3.4 Построение СЛАУ для поставленной задачи

Рассмотрим ситуацию, когда внутренней неоднородностью среды между торсом и эпикардом можно пренебречь.

В этом разделе рассмотрена СЛАУ, связывающая распределение потенциала на поверхности торса с распределением потенциала на поверхности эпикарда.

Геометрия задачи показана на рисунке 2.29 в соответствии с работой [75, 76, 35]. Здесь представлен торс в виде модели эллиптического цилиндра (см. модель в подразделе 2.2).



Рисунок 2.29 – Модель тела человека в форме кругового цилиндра с системой электродов (а - в объёме, б - вид сверху)

Электрический потенциал на поверхности торса можно определить с помощью следующих поверхностных интегралов [76]:

$$\phi_B(P) = \frac{1}{2\pi} \int_{S_H} \frac{1}{R} \frac{\partial \phi_H}{\partial n} dS - \frac{1}{2\pi} \int_{S_H} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R}\right) \phi_H dS - \frac{1}{2\pi} \int_{S_B} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R}\right) \phi_B(P) dS \quad , \qquad (2.18)$$

где P - точка наблюдения, S_H , S_B - поверхности интегрирования, соответственно для торса и эпикарда, R - расстояние между точкой наблюдения и точкой на поверхности интегрирования, $\frac{\partial}{\partial n}$ - производная по направлению внешней нормали к поверхности интегрирования (внешней нормали по отношению к среде между поверхностями интегрирования), dS - дифференциальный элемент поверхности.

Существенно, что в формуле (2.18) учтено условие электрической изоляции торса $\frac{\partial \phi_B}{\partial n} = 0$; также в формуле (2.18) малую окрестность точки наблюдения *P* надо исключить из интеграла по поверхности *S*_B. В соответствии с формулой (2.18) эквивалентные источники измеряемых потенциалов на поверхности грудной клетки описываются распределениями ϕ_H и $\frac{\partial \phi_H}{\partial n}$ на поверхности эпикарда, причем имеются перекрестные связи между поверхностными потенциалами (ПП) для грудной клетки (ГК) (третий интеграл в формуле (2.18)).

В результате дискретизации и перехода к конечным суммам в уравнении (2.18) получаем два линейных уравнения для точки наблюдения на торсе и на эпикарде, в которых коэффициент связан с особенностью при *R*= 0 [28]:

$$2\pi\phi^{b} = \boldsymbol{G}^{hb}g^{h} - \boldsymbol{H}^{hb}\phi^{h} - \boldsymbol{H}^{bb}\phi^{b}; \qquad (2.19)$$

$$2\pi\phi^{b} = \boldsymbol{G}^{hb}g^{h} - \boldsymbol{H}^{hb}\phi^{h} - \boldsymbol{H}^{bb}\phi^{b}, \qquad (2.20)$$

где $\phi^b = \left[\phi_1^b; \phi_2^b; ...; \phi_{N_B}^b \right]$, $\phi^h = \left[\phi_1^h; \phi_2^h; ...; \phi_{N_H}^h \right]$ - одномерные массивы (векторы) значения потенциала и его производных $g^h = \left[g_1^h; g_2^h; ...; g_{N_H}^h \right]$ в центрах граничных элементов поверхностей торса и эпикарда; элементы матриц определяются интегрированием в пределах граничных элементов:

$$H^{hb}(M,P) = \int_{S_H} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R(M,P)} \right) dS, M \in S_B; \qquad (2.21)$$

$$H^{hh}(M,P) = \int_{S_H} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R(M,P)} \right) dS, M \in S_H; \qquad (2.22)$$

$$H^{bb}(M,P) = \int_{S_B} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R(M,P)} \right) dS, M \in S_B;$$
(2.23)

$$H^{bh}(M,P) = \int_{S_B} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R(M,P)} \right) dS, M \in S_H;$$
(2.24)

$$G^{hb}\left(M,P\right) = \int_{S_{H}} g\left(P\right) \cdot \frac{1}{R\left(M,P\right)} dS, M \in S_{B};$$
(2.25)

$$G^{hh}(M,P) = \int_{S_H} g(P) \cdot \frac{1}{R(M,P)} dS, M \in S_H.$$
(2.26)

Первый верхний индекс соответствует элементу поверхности, по которому производится интегрирование, второй - точке наблюдения *M*. По повторяющимся индексам подразумевается суммирование.

Поверхности *S_B* и *S_H* разбиваем на конечные элементы, для каждого из которых записываем интеграл по поверхности.

Добавляем в матрицах H^{bb} и H^{hh} 2π на главной диагонали:

$$\boldsymbol{G}^{hb}g^{h} - \boldsymbol{H}^{hb}\phi^{h} = \boldsymbol{H}^{bb}\phi^{b}, P \in S_{B}; \qquad (2.27)$$

$$\boldsymbol{G}^{\boldsymbol{h}\boldsymbol{h}}\boldsymbol{g}^{\boldsymbol{h}} - \boldsymbol{H}^{\boldsymbol{h}\boldsymbol{h}}\boldsymbol{\phi}^{\boldsymbol{h}} = \boldsymbol{H}^{\boldsymbol{b}\boldsymbol{h}}\boldsymbol{\phi}^{\boldsymbol{b}}, \boldsymbol{P} \in \boldsymbol{S}_{\boldsymbol{H}}.$$
(2.28)

При дискретизации интегральных представлений в (2.18) поверхности S_H и S_B можно разбить на N_H и N_B элементов. В результате можно прийти к системе линейных алгебраических уравнений (СЛАУ):

$$\sum_{j} \left(G_{ij}^{hb} g_{j}^{h} \right) - \sum_{j} \left(H_{ij}^{hb} \phi_{j}^{h} \right) = \sum_{k \neq i} \left(H_{ik}^{bb} \phi_{k}^{b} \right); P_{i} \in S_{B}; i, k = 1..N_{B};$$
(2.29)

$$\sum_{l \neq j} \left(G_{jl}^{hh} g_l^h \right) - \sum_l \left(H_{jl}^{hh} \phi_l^h \right) = \sum_k \left(H_{jk}^{bh} \phi_k^b \right); P_j \in S_H; j, l = 1..N_H,$$
(2.30)

где $i, k \in (1..N_B)$; $j, l \in (1..N_H)$; символ *b* и индексы *i*, *k* относятся к торсу; символ *h* и индексы *j*, *l* относятся к эпикарду. Здесь первый нижний индекс соответствует точке наблюдения, второй индекс – индекс суммирования.

Таким образом, чтобы рассчитать, чему равны вектор потенциала ϕ^h и вектор производной потенциала g^h , нужно предварительно рассчитать матрицы СЛАУ G^{hb} : G^{hh} : H^{hb} ; H^{hh} ; H^{bb} ; H^{bh} .

Элементы матриц *G^{hb}*; *G^{hh}* в соответствии с формулами (2.25), (2.26) определяются по формулам (2.31), (2.32):

$$G_{ij}^{hb} = \frac{\Delta S_j^h}{R_{ij}}; \qquad (2.31)$$

$$G_{jl}^{hh} = \frac{\Delta S_l^{h}}{R_{jl}}; j \neq l,$$
(2.32)

где R_{ij} – расстояние между центрами граничных элементов поверхностей S_B и S_H с координатами (x_i, y_i, z_i) и (x_j, y_j, z_j) ; аналогично определяется расстояние R_{jl} для граничных элементов на поверхности S_H ; ΔS_j^h , ΔS_l^h – площади соответствующих граничных элементов на поверхности эпикарда.

Элементы матриц *H^{hb}*; *H^{hh}*; *H^{bb}*; *H^{bh}* в соответствии с формулами (2.21) - (2.24) определяются по формулам:

$$H_{ij}^{hb} = \left[\frac{\partial}{\partial n_h} \left(\frac{1}{R_{ij}}\right)\right] \cdot \Delta S_j^h; \qquad (2.33)$$

$$H_{jl}^{hh} = \left[\frac{\partial}{\partial n_h} \left(\frac{1}{R_{jl}}\right)\right] \cdot \Delta S_l^h, \, j \neq n;$$
(2.34)

$$H_{ik}^{bb} = \left[\frac{\partial}{\partial n_b} \left(\frac{1}{R_{ik}}\right)\right] \cdot \Delta S_k^b, i \neq k;$$
(2.35)

$$H_{jk}^{bh} = \left[\frac{\partial}{\partial n_b} \left(\frac{1}{R_{jk}} \right) \right] \cdot \Delta S_k^b; \quad R_{ji} = \left| P_j P_i \right|.$$
(2.36)

Так как $\frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R} \right) = \nabla \left(\frac{1}{R} \right) \cdot \vec{e}_n$; где \vec{e}_n – вектор единичной нормали (внутри

сердца и снаружи торса), то мы получаем следующие формулы:

$$\nabla_{ij}^{hb} = -\frac{1}{R_{ij}^3} \left[\left(x_j - x_i \right) \cdot e_{nx_j} + \left(y_j - y_i \right) \cdot e_{ny_j} + \left(z_j - z_i \right) \cdot e_{nz_j} \right];$$
(2.37)

$$\nabla_{jl}^{hh} = -\frac{1}{R_{jl}^3} \left[\left(x_l - x_j \right) \cdot e_{nx_l} + \left(y_l - y_j \right) \cdot e_{ny_l} + \left(z_l - z_j \right) \cdot e_{nz_l} \right];$$
(2.38)

$$\nabla_{ik}^{bb} = -\frac{1}{R_{ik}^3} \Big[(x_k - x_i) \cdot e_{nx_k} + (y_k - y_i) \cdot e_{ny_k} + (z_k - z_i) \cdot e_{nz_k} \Big]; \qquad (2.39)$$

$$\nabla_{jk}^{bh} = -\frac{1}{R_{jk}^3} \left[\left(x_k - x_j \right) \cdot e_{nx_k} + \left(y_k - y_j \right) \cdot e_{ny_k} + \left(z_k - z_j \right) \cdot e_{nz_k} \right].$$
(2.40)

У нас рассматриваются две модели поверхности эпикарда. Вначале рассмотрим определение единичной нормали к поверхности сферического

квазиэпикарда. При применении этой модели, площади соответствующих граничных элементов на поверхности квазиэпикарда ΔS^h , использованные в (2.31) – (2.36), рассчитываются по формуле (2.13).

Вектор единичной нормали для поверхности сферической квазиэпикарда, представленный на рисунке 2.30, определяется выражением (2.41):

$$\vec{e}_{n} = \vec{e}_{n} \left(\frac{x^{h0}}{R_{H}}, \frac{y^{h0}}{R_{H}}, \frac{z^{h0}}{R_{H}} \right) = -\frac{1}{R_{H}} \left(x^{h0} \vec{e}_{nx}^{h0} + y^{h0} \vec{e}_{ny}^{h0} + z^{h0} \vec{e}_{nz}^{h0} \right),$$
(2.41)

где R_H – радиус сферического квазиэпикарда; (x^{h0}, y^{h0}, z^{h0}) – координаты точки в декартовой системе квазиэпикарда. Для перехода от декартовой системы квазиэпикарда к системе торса, используя формулы (2.14), мы получим $\vec{e}_{nx}^h = \vec{e}_{nx}^{h0}$; $\vec{e}_{ny}^h = \vec{e}_{ny}^{h0}$; $\vec{e}_{nz}^h = \vec{e}_{nz}^{h0}$.



Рисунок 2.30 – Вектор единичной нормали на плоскости 0ху

Таким образом, с учетом формул (2.33) и (2.34) элементы матриц *H*^{hb}; *H*^{hh} определяются следующим образом:

$$H_{ij}^{hb} = \frac{\Delta S_j^{h}}{R_{ij}^3 R_H} \Big[\left(x_j - x_i \right) \left(x_j - x_c \right) + \left(y_j - y_i \right) \left(y_j - y_c \right) + \left(z_j - z_i \right) \left(z_j - z_c \right) \Big]; \quad (2.42)$$

$$H_{jl}^{hh} = \frac{\Delta S_l^h}{R_{jl}^3 R_H} \bigg[(x_l - x_j) (x_l - x_c) + (y_l - y_j) (y_l - y_c) + (z_l - z_j) (z_l - z_c) \bigg].$$
(2.43)

Теперь перейдем к случаю триангуляционной модели, когда нормаль определяется к поверхности треугольников – граничных элементов. Это модель,

упомянутая в разделе 2.3.2. Ниже приведены формулы [28], необходимые для расчета, относящегося к этой модели.

Площади элементов поверхности могут определяться по формуле:

$$\Delta S_{j}^{h} = \frac{1}{2} \left\| \left[\vec{r}_{BA}(j) \cdot \vec{r}_{CA}(j) \right] \right\|, \ j = 1..N_{h},$$
(2.44)

где векторы, образованные сторонами треугольника:

$$\vec{r}_{BA}(j) = \left(\left(x_B(i(j)) - x_A(i(j)) \right), \left(y_B(i(j)) - y_A(i(j)) \right), \left(z_B(i(j)) - z_A(i(j)) \right) \right); \\ \vec{r}_{CA}(j) = \left(\left(x_C(i(j)) - x_A(i(j)) \right), \left(y_C(i(j)) - y_A(i(j)) \right), \left(z_C(i(j)) - z_A(i(j)) \right) \right),$$
(2.45)

тогда вектор единичной нормали к *j*-му элементу поверхности эпикарда определяется через векторное произведение:

$$\vec{e}_{nj} = \frac{\left[\vec{r}_{BA}(j) \cdot \vec{r}_{CA}(j)\right]}{2\Delta S_{j}^{h}}, \ j = 1..N_{h}.$$
(2.46)

При данной триангуляционной модели для расчетов H^{hb} ; H^{hh} принимается вектор единичной нормали, рассчитанный в (2.46), а площади ΔS^h , использованные в (2.31) - (2.36), рассчитываются по формуле (2.44).

Перейдем к определению вектора единичной нормали для поверхности торса в виде эллиптического цилиндра. Рассмотрим уравнение эллипса и уравнение нормали, в привязке к рисунку 2.31.



Рисунок 2.31 – Вектор единичной нормали для поверхности торса 2а – ширина торса; 2b – толщина торса

Уравнение эллипса:

$$\frac{x^2}{b^2} + \frac{y^2}{a^2} - 1 = 0.$$

$$(2.47)$$

Уравнение нормали в соответствии с [14]:

$$\frac{x - x_0}{\partial F(x, y) / \partial x} = \frac{y - y_0}{\partial F(x, y) / \partial y},$$
(2.48)

где *F*(*x*,*y*) – левая часть уравнения (2.47). Отсюда с учетом (2.48) получаем:

$$\frac{x - x_0}{y - y_0} = \frac{2x}{b^2} \cdot \frac{a^2}{2y} = \frac{x \cdot a^2}{y \cdot b^2}.$$
(2.49)

В соответствии с рисунком 2.31:

$$\cos\alpha = \frac{\Delta y}{\sqrt{(\Delta x)^{2} + (\Delta y)^{2}}} = \frac{y - y_{0}}{\sqrt{(x - x_{0})^{2} + (y - y_{0})^{2}}} = \frac{1}{\sqrt{(x - x_{0})^{2} + 1}} = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{x^{2}}{y^{2}} \cdot \frac{a^{4}}{b^{4}}\right) + 1}} = \frac{y}{\sqrt{x^{2} \cdot \frac{a^{4}}{b^{4}} + y^{2}}};$$

$$\sin\alpha = \frac{\Delta x}{\sqrt{(\Delta x)^{2} + (\Delta y)^{2}}} = \frac{x - x_{0}}{\sqrt{(x - x_{0})^{2} + (y - y_{0})^{2}}} = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{y^{2}}{x^{2}} \cdot \frac{b^{4}}{a^{4}}\right) + 1}} = \frac{y}{\sqrt{y^{2} \cdot \frac{b^{4}}{a^{4}} + x^{2}}}.$$
(2.50)
$$(2.51)$$

Вектор единичной нормали для поверхности торса определяется по формулам:

$$\vec{e}_{nx}^{b} = \sin(\alpha) \cdot \vec{1}_{x}; \quad \vec{e}_{ny}^{b} = \cos(\alpha) \cdot \vec{1}_{y}. \quad (2.52)$$

Интегрированием по торцевыми поверхностями торса пренебрегаем, учитывая их удаленность от сердца. Таким образом, с учетом формул (2.35) и (2.36), и расчетом (2.52), элементы матриц *H*^{bh}; *H*^{bb} определяются следующим образом:

$$H_{jk}^{bh} = -\frac{\Delta S_{k}^{b}}{R_{jk}^{3}} \left[(x_{k} - x_{j}) \frac{x_{k}}{\sqrt{x_{k}^{2} + y_{k}^{2}} \left(\frac{b}{a}\right)^{4}} + (y_{k} - y_{j}) \frac{y_{k}}{\sqrt{y_{k}^{2} + x_{k}^{2}} \left(\frac{a}{b}\right)^{4}} \right] ;$$

$$H_{ik}^{bb} = -\frac{\Delta S_{k}^{b}}{R_{ik}^{3}} \left[(x_{k} - x_{i}) \frac{x_{k}}{\sqrt{x_{k}^{2} + y_{k}^{2}} \left(\frac{b}{a}\right)^{4}} + (y_{k} - y_{i}) \frac{y_{k}}{\sqrt{y_{k}^{2} + x_{k}^{2}} \left(\frac{a}{b}\right)^{4}} \right].$$
(2.53)

2.3.5 Решение СЛАУ и алгоритм реконструкции распределения потенциала на эпикарде

На основе формул (2.27) и (2.28) можно рассчитывать потенциал и производную потенциала на поверхности квазиэпикарда итерационным процессом. Предварительно на основе вектора потенциала на поверхности торса рассчитываются векторы c^h и c^b по формулам:

$$c^{b} = \boldsymbol{H}^{bb} \cdot \boldsymbol{\phi}^{b}; \qquad (2.54)$$

$$c^{h} = \boldsymbol{H}^{bh} \cdot \boldsymbol{\phi}^{b} \,. \tag{2.55}$$

Существуют два возможных алгоритма расчета эпикардиального потенциала:

• Первый вариант:

Данный вариант основан на последовательном выполнении следующих вычислений:

$$g_0^h = \left(\boldsymbol{G}^{hb}\right)^{-1} \cdot c^b; \qquad (2.56)$$

$$\phi_1^h = \left(\boldsymbol{H}^{hh}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{G}^{hh} \boldsymbol{g}_0^h - \boldsymbol{c}^h\right); \qquad (2.57)$$

$$g_1^h = \left(\boldsymbol{G}^{hb}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{H}^{hb} \boldsymbol{\phi}_1^h + \boldsymbol{c}^b\right); \qquad (2.58)$$

$$\Phi_{iter}^{h} = \left(\boldsymbol{H}^{hh}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{G}^{hh} g_{iter-1}^{h} - c^{h}\right);$$

$$g_{iter}^{h} = \left(\boldsymbol{G}^{hb}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{H}^{hb} \phi_{iter}^{h} + c^{b}\right).$$
(2.59)

В соответствии с данными формулами расчет выполняется по следующим этапам:

- Первый этап: от формул (2.27) и (2.28) с точкой *P* ∈ S_B, мы рассчитаем производную потенциала на поверхности квазиэпикарда, не учитывая потенциал на поверхности эпикарда, формула (2.56);
- Второй этап: начинается цикл. Это первый цикл итерации. Мы используем вычисленное значение g^h, в формулах (2.27) и (2.28) неизвестен только потенциал на поверхности эпикарда ф^h, используя остальные формулы мы рассчитываем ф^h, формула (2.57);
- Третий этап: мы рассчитаем производную потенциала на поверхности эпикарда g^h из предыдущего цикла и вектор ф^h в этом цикле для вычисления, формула (2.58);
- Для следующих циклов мы повторяем этапы 2 и 3 (*iter* −1) раза, используя матрицу g^h из предыдущего цикла и матрицу φ^h в этом цикле для вычисления, формулы (2.59).

• И второй вариант, аналогично:

Данный вариант основан на последовательном выполнении следующих вычислений:

$$\phi_0^h = \left(\boldsymbol{H}^{hh}\right)^{-1} \cdot \left(-c^h\right); \qquad (2.60)$$

$$g_1^h = \left(\boldsymbol{G}^{hb}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{H}^{hb} \boldsymbol{\phi}_0^h + \boldsymbol{c}^b\right);$$

$$\boldsymbol{\phi}_1^h = \left(\boldsymbol{H}^{hh}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{G}^{hh} g_1^h - \boldsymbol{c}^h\right);$$

(2.61)

$$g_{iter}^{h} = \left(\boldsymbol{G}^{hb}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{H}^{hb} \phi_{iter-1}^{h} + \boldsymbol{c}^{b}\right);$$

$$\phi_{iter}^{h} = \left(\boldsymbol{H}^{hh}\right)^{-1} \left(\boldsymbol{G}^{hh} g_{iter}^{h} - \boldsymbol{c}^{h}\right).$$
(2.62)

В соответствии с данными формулами расчет выполняется по следующим этапам:

- Первый этап: от формул (2.27) и (2.28) с точкой P ∈ S_H, мы рассчитаем потенциал на поверхности квазиэпикарда, не учитывая производную потенциала на поверхности квазиэпикарда, формула (2.60);
- Второй этап: первый цикл итерации. Мы используем вычисленный вектор \$\overline{0}^h\$, рассчитываем вектор \$g^h\$ и потом используем полученный вектор \$g^h\$ для расчета вектора \$\overline{0}^h\$, формулы (2.61);

Решение обратной задачи, представленной в формулах (2.56) – (2.62), получается с использованием вычисления обратных матриц $(G^{hb})^{-1}$; $(H^{hh})^{-1}$ с помощью метода усеченного сингуляторного разложения (TSVD), который описан в источнике [67, 42].

2.4 Регуляризация алгоритма реконструкции

Алгоритм TSVD [67, 42] позволяет вычислять обратные и псевдообратные матрицы большого размера, что делает его полезным инструментом при решении задач регрессионного анализа. Неустойчивость при обращении матриц большого размера выражается в том, что малые погрешности входных данных приводят к большим погрешностям в решении [78]. Источниками неустойчивости являются помехи в ЭКС, дискретизация поверхности торса и эпикарда, а также погрешность квантования чисел при оцифровке (диапазон и точность машинного представления

чисел). Точность представления чисел связывается обычно с количеством значащих цифр (двоичных, десятичных). Для целых форматов оценка этой точности фактически равнозначна оценке диапазона. Она определяется *x* – числом двоичных разрядов. Для получения более привычной десятичной оценки можно воспользоваться естественным соотношением:

$$2^x = 10^y, (2.63)$$

где x – двоичная точность целых форматов, y - десятичная точность целых форматов. Для одного элемента стандартной точности: x = 4 байта или 32 бита, тогда $y \approx 9,6$. А для одного элемента двоичной точности: x = 8 байта или 64 бита, $y \approx 19,3$. Таким образом, в зависимости от точности отличие диапазона сингулярных чисел составляет приблизительно 10 порядков. Эта ошибка является ошибкой округления, которая влияет на результат вычисления потенциала и производной потенциала на поверхности квазиэпикарда.

Рассмотрим в качестве примера регуляризацию обращения плохо обусловленной матрицы G^{hb} . Для получения устойчивого решения может быть использовано усеченное сингулярное разложение матрицы G^{hb} (метод TSVD) [42], когда эта матрица представляется в виде

$$\boldsymbol{G}^{hb} = \boldsymbol{U}\boldsymbol{R}\boldsymbol{V}^{T}, \qquad (2.64)$$

где U, V – ортогональные матрицы размером $N_b \times N_b$ и $N_h \times N_h$, соответственно; R=diag($\rho_1, \rho_2,..., \rho_M$) – прямоугольная диагональная матрица размером $N_b \times N_h$, содержащая на диагонали сингулярные числа ($\rho_1, \rho_2,..., \rho_M$), причем $\rho_1 \ge \rho_2 \ge ... \ge \rho_M \ge 0$; $M = \min(N_h, N_b)$.

Поскольку неустойчивости при обращении матриц связаны со вкладом малых сингулярных чисел, предложено ввести фильтр малых сингулярных чисел с коэффициентом передачи [28]:

$$\left(\tilde{\boldsymbol{G}}^{\boldsymbol{h}\boldsymbol{b}}\right)^{-1} = \boldsymbol{V}\tilde{\boldsymbol{R}}^{+}\boldsymbol{U}^{\boldsymbol{T}}; \qquad (2.65)$$

$$\tilde{\mathbf{R}}^{+} = \operatorname{diag}(\tilde{\rho}_{1}^{+}, \tilde{\rho}_{2}^{+}, ..., \tilde{\rho}_{M}^{+}) = \operatorname{diag}(K(\rho_{1})\rho_{1}^{-1}, K(\rho_{2})\rho_{2}^{-1}, ..., K(\rho_{M})\rho_{M}^{-1}); \qquad (2.66)$$

$$K(\rho) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\rho_{cb}}{\rho}\right)^2 \frac{1 - K_{rp}}{K_{rp}}},$$
(2.67)

где ρ_{cb} – первое, отсчитываемое с начала вектора ρ , сингулярное число, для которого выполняется условие $\left(\frac{\rho_1}{\rho_i}\right) > C_b$ (C_b – параметр, задающий диапазон учитываемых сингулярных чисел) [8]; $K_{rp}(\rho_{cs}) = \frac{1}{\sqrt{2}}$. При этом общепринятый коэффициент регуляризации:

$$\alpha = \rho_{cb}^2 \frac{1 - K_{rp}}{K_{rp}}.$$
 (2.68)

Значение C_b показывает ограничиваемый диапазон сингулярных чисел обратных матриц. Элементом $\rho_{i_{max}}$ является последнее значение в диагональной матрице diag(R), которое удовлетворяет условию $\frac{\rho_1}{\rho_{i_{max}}} < C_b$ [42, 78]. Для определения коэффициента регуляризации (2.68) уровень ρ_{cb} оценивается по формуле $\rho_{cb} = \rho_1/C_b$.

Важной задачей является оценка уровня регуляризации, характеризуемого коэффициентом *C*_b, и определяемого ошибками записи, оцифровки потенциалов, дискретизации поверхностей торса и эпикарда и задания геометрии сеток на торсе и эпикарде.

Степень обусловленности матрицы характеризуется числом обусловленности *cond*, равным отношению максимального и минимального сингулярных чисел в спектре (ρ_1 , ρ_2 ,..., ρ_M).

В таблице 2.2 в качестве примера представлены типичные значения числа обусловленности матриц системы (2.31)-(2.34) при использовании двух разных моделей поверхности эпикарда. В соответствии с таблицей 2.2 целесообразно использовать 1-ый вариант алгоритма реконструкции (формулы (2.54) - (2.56)), который начинается с обращения лучше обусловленной матрицы *H*^{hh}.

Матрица	G^{hb}	G^{hh}	H^{hb}	H^{hh}
Для модели сферического квазиэпикарда	6,82e+16	3,09e+03	4,06e+15	1,13
Для триангуляционной модели эпикарда	1,93e+17	8,70e+04	1,95e+17	10,8

Таблица 2.2 - Типичные значения числа обусловленности

Представляет интерес сравнение спектров сингулярных чисел матрицы *G^{hb}* для случаев использования модели поверхности сферического квазиэпикарда и триангуляционной модели эпикарда.

Рассмотрим вначале вариант с использованием модели сферического Ha 2.32 обращенной квазиэпикарда. рисунке представлен спектр последовательности сингулярных чисел для модели сферического квазиэпикарда. Видимо максимальное значение отношения $\frac{\rho_{i_{max}}}{\rho_i} \cong 10^{16}$. Можно сказать, что матрица является плохо обусловленной. Тогда при использовании модели сферического обратную матрицу нужно регуляризировать, квазиэпикарда, значит надо уменьшать вклад мелких неоднородностей.



Рисунок 2.32 – Спектр обращенной последовательности сингулярных чисел для модели сферического квазиэпикарда

Выполнение расчетов для триангуляционной модели эпикарда, описанной выше, дает рисунок 2.33, который показывает спектр обращенной последовательности сингулярных чисел.

Видимо максимальное значение отношения $\frac{\rho_{i_{max}}}{\rho_i} \cong 10^{16}$. Спектры на рисунках 2.32–2.33 получены при использовании центра системы координат сердца (ЦС), определявшегося по формулам (2.17) параметры торса составляли a = 190 мм, b = 95мм.



Рисунок 2.33 – Спектр обращенных диагональных элементов матрицы для триангуляционной модели эпикарда

Как показано в работе [27], для реализации устойчивых результатов реконструкции распределения потенциалов на эпикарде необходимо ориентироваться на получение областей неоднородности потенциала размерами порядка 25 – 30 мм. Для этого количество учитываемых сингулярных чисел составляет 40 – 70, а число используемых электродов должно составлять 50 – 80 [25, 26] Поэтому для контроля уровня регуляризации в соответствии со спектрами,

представленными на рисунках 2.32 и 2.33 и условием $\left(\frac{\rho_1}{\rho_i}\right) > C_b$, необходимо

ориентироваться на начальные участки спектров сингулярных разложений матрицы G^{hb} . На рисунке 2.34 показана зависимость количества учитываемых сингулярных чисел i_{max} от уровня регуляризации C_b , вытекающая из представленных спектров для двух моделей поверхности эпикарда. В соответствии с данной зависимостью в дальнейшем проводится контроль уровня регуляризации C_b для конкретных ситуаций привязки геометрических моделей поверхности эпикарда к системе координат торса и параметрам торса.



Рисунок 2.34– Зависимость количества учитываемых сингулярных чисел от уровня регуляризации

2.5 Реализация алгоритма реконструкции

На рисунке 2.35 показаны основные этапы алгоритма реконструкции карт потенциала на поверхности эпикарда, начинающиеся с расчетм матриц для СЛАУ (2.29), (2.30), и заканчивающиеся итерационным процессом расчета распределения потенциалов в соответствии с (2.60)– (2.62). Здесь также отражены этапы проведения сингулярного разложения матрицы G^{hb} , а также регуляризации обращенной матрицы (G^{hb})⁻¹ с контролем уровня регуляризации C_b .

Результаты проведения реконструкции КППЭ представлены на рисунках 2.36 и 2.37 На рисунке 2.36 показано распределение потенциала на поверхности плоской развертки квазиэпикарда в момент времени, соответствующий вершине Rзубца кардиоцикла при разных значениях C_b . Потенциал на поверхности плоской развертки квазиэпикарда основан на системе координат: горизонтальная ось – это длина дуги по углу φ и вертикальная ось – это длина дуги по углу φ ; в качестве единицы измерения используется значение мм, значения напряжения и производной потенциала, получены с использованием единицы измерения мВ. Более подробно организация плоской развертки для 2D карты потенциала рассмотрена в разделе 3.1. А на рисунке 2.37 показано распределение потенциала на поверхности триангуляционной модели эпикарда в момент времени, соотвествующий вершине R-зубца кардиоцикла при разных значениях *C*_b.



Рисунок 2.35 – Основные этапы алгоритма реконструкции карт потенциала на поверхности эпикарда

В обоих вариантах, сразу видим, что с ростом значения С_b области потенциала становится более детальными, и значение потенциала увеличивается. поверхности C_b При маленьком значении поляризация потенциалов на квазиэпикарда дает только 2 широкие области. Такой результат дает мало полезной информации. А при большом значении С_b области неоднородности потенциала мелкие с подавлением крупномасштабных неоднородностей, сложно делать анализ с этим результатом, так же, как и при малом C_b . Таким образом можно предложить для реконструкции изображения с значения $C_b = 200 - 400$ количеством учитываемых сингулярных чисел 40 – 70.





L fi, mm

L fi, mm

L fi, mm



Рисунок 2.37 – Распределение потенциала на поверхности триангуляционной модели эпикарда при разных C_b от 100 до 2000

67

3. РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА НА ПОВЕРХНОСТИ СЕРДЦА

3.1 2D визуализация электрической активности сердца

Одним из перспективных способов визуализации электрических процессов на поверхности эпикарда является переход к 2D картам, т.е. изображениям распределений параметров электрической активности сердца на плоской развертке трехмерной поверхности сердца. Подобный подход применял известный отечественный ученый Л.И. Титомир [2, 77]. Пример плоской развертки поверхности сердца для случая поверхности сферического квазиэпикарда показан на рисунке 3.1. Подобный подход широко применяется также в географической картографии.



Рисунок 3.1 – Плоская развертка поверхности квазиэпикарда; ПП и ЛП –правое и левое предсердия; ПЖ и ЛЖ – правый и левый желудочки

Достоинством использования плоской развертки поверхности эпикарда является возможность наблюдения электрической активности во всех точках поверхности без смены ракурса (угла наблюдения). Особенно заметно это преимущество проявляется при наблюдении 2D карт потенциала в динамике – при анимации этих карт в ходе всего кардиоцикла или для выбранных сегментов кардиоцикла [34]. Некоторым недостатком 2D карт является определенная потеря объемного пространственного восприятия процессов, что вполне компенсируется достоинствами 2D карт с плоской разверткой. К тому же кардиолог может при

желании опционально перейти к объемным 3D картам, рассматриваемым в следующем разделе 3.2.

UV-mapping, или UV-развёртка в трёхмерной графике (англ. UV map) — это соответствие между координатами на поверхности трёхмерного объекта (X, Y, Z) и координатами на текстуре (U, V). Это создает эффект рисования изображения на поверхности трехмерного объекта [106]. Это создает эффект рисования изображения на изображения на поверхности трехмерного объекта.

С использованием данного подхода предлагается алгоритм 2D визуализации с учетом ориентации электрической оси сердца, основные этапы алгоритма представлены на рисунке 3.2. Рассмотрим эти этапы более подробно.



Рисунок 3.2 – Основные этапы работы алгоритма 2D визуализации

Для визуализации потенциалов на 2D развертке поверхности сферы в рамках концепции U,V-mapping в качестве 2D исходных переменных естественным образом выступают полярный и азимутальные углы θ, φ.

На 1 этапе создается равномерная сетка полярных и азимутальных углов с направлением отсчета, аналогичным рисунку 2.21 во 2 главе:

$$\Theta_i = i\Delta\Theta; \qquad \Theta_i = j\Delta\Theta,$$
(3.1)

где $\Delta \theta = \frac{\pi}{N_{\theta}}$; $\Delta \phi = \frac{2\pi}{N_{\phi}}$; N_{θ} и $N_{\phi} = 2N_{\theta}$ – числа разбиений сетки в полярном и азимутальном направлениях; $i = 0..(N_{\theta} - 1)$; $j = 0..(N_{\phi} - 1)$. Так как выбирается $N_{\phi} = 2N_{\theta}$, то $\Delta \phi = \Delta \theta$, то есть шаг по углу в полярном и азимутальном направлении одинаков.

На 2 этапе проводится расчет сетки длин дуг в полярном и азимутальном направлении, соответствующих равномерной сетке углов. При этом двумерные матрицы длин дуг по данным направлениям рассчитываются по следующим формулам [28]:

$$l_{\theta}(i,j) = R_{H}\theta_{i};$$

$$l_{\phi}(i,j) = \pi R_{H} \left[1 - \sin(\theta_{i}) \left(1 - \frac{j-1}{N_{\theta}} \right) \right].$$
(3.2)

Длины дуг l_{θ} и l_{ϕ} рассматриваются, как декартовы прямоугольные координаты на плоской развертке поверхности сферы квазиэпикарда (КЭ). Использование формул (3.2) приводит к равенству шага по длине дуги на плоской развертке при равенстве шага по углу на поверхности сферы КЭ. Таким образом, сохраняются расстояния (длины дуг) между точками на сферической поверхности и соответствующими точками на поверхности плоской развертки.

Из формул (3.2), в частности, следует, что для точек на экваторе:

$$l_{\theta} \binom{N_{\theta}}{2}, j = \frac{\pi R_{H}}{2};$$

$$l_{\phi} \binom{N_{\theta}}{2}, j = \pi R_{H} \left(\frac{j-1}{N_{\theta}}\right).$$
(3.3)

Разрез поверхности квазиэпикарда проходит по меридианам, для которых:

$$l_{\varphi}(i,0) = \pi R_H \left(1 - \sin(\theta_i)\right);$$

$$l_{\varphi}(i,(N_{\varphi} + 1)) = \pi R_H \left(1 + \sin(\theta_i)\right).$$
(3.4)

Центральный меридиан представляет собой прямую линию:

$$l_{0}(i,(N_{\theta}+1)) = \pi R_{H}.$$
(3.5)

На рисунке 3.1 показаны вид плоской развертки квазиэпикарда и соответствие разделов сердца данной развертке, а на рисунке 3.3 показано расположение точек предлагаемой сетки на поверхности плоской развертки квазиэпикарда совместно с опорными меридианами.



Рисунок 3.3 – Точки сетки на плоской развертке поверхности эпикарда

Существенно, что при визуализации электрической активности сердца на рассмотренной сетке точек для плоской развертки поверхности сферического квазиэпикарда сохранены расстояния (длины дуг) между точками на сферической поверхности и соответствующими точками на поверхности плоской развертки. Это позволяет оценивать размеры областей электрической активности непосредственно по 2D карте.

В соответствии с рисунком 3.3центральный меридиан соответствует центру левого желудочка. Нами был предложен также вариант, когда центральный

меридиан соответствует границе между правым и левым желудочками. Для этого диапазон азимутальных углов сдвигается на 90⁰ [86]. Выбор варианта проводится опционально для удобства наблюдения.

На 3 этапе определяются массивы декартовых координат элементов поверхности сферы КЭ. Проведение этого этапа связано с необходимостью привязки 2D карты потенциала как к положению электрического центра сердца (см. раздел 2.3.3), так и к ориентации электрической оси сердца.

Для удобства при визуализации электрической активности ориентация 2D карты потенциала на поверхности квазиэпикарда должна соответствовать положению электрической оси сердца, которая определяется для вершины R-пика положением вектора электрического момента **M** согласно дипольной модели электрического генератора сердца [77, 44]. Проекции вектора **M** в системе координат торса определяются в результате решения переопределенной СЛАУ $\phi_{3\,i} = \phi_{{}_{\rm A}\,i}$ ($i = 1...N_3$), где $\phi_{{}_{\rm A}\,i}$ – потенциал в точке расположения *i*-го электрода для дипольной модели:

$$\phi_{\pi i} = \frac{1}{4\pi\sigma_C} \cdot \frac{M_x(x_i - x_{ce}) + M_y(y_i - y_{ce}) + M_z(z_i - z_{ce})}{\left(\sqrt{(x_i - x_{ce})^2 + (y_i - y_{ce})^2 + (z_i - z_{ce})^2}\right)^3},$$
(3.6)

здесь *x_i*, *y_i*, *z_i* – координаты *i*-го электрода; *x_{ce}*, *y_{ce}*, *z_{ce}* – координаты ЦС; σ_c – удельная проводимость (для определения углов не нужна).

Ориентация вектора **М** в пространстве определяется углами θ и ϕ , показанными на рисунках 3.4, 3.5 и 3.6. При этом ϕ - угол между вектором **М** и его проекцией на сагиттальную плоскость M_{xz} и θ – угол в сагиттальной плоскости между M_{xz} и вертикальной осью z.

Проекции вектора M задаются через данные углы следующими соотношениями:

$$M_{x} = -\left|\vec{M}\right| \cos \varphi \sin \theta;$$

$$M_{y} = \left|\vec{M}\right| \sin \varphi;$$

$$M_{z} = -\left|\vec{M}\right| \cos \varphi \cos \theta.$$

(3.7)
Углы θ и ϕ находятся через проекции вектора ${\bf M}$ по формулам:



Рисунок 3.4 – Ориентация вектора M в пространстве с углами θ и ϕ



Рисунок 3.5 – Поворот осей координата в сагиттальной плоскости ($\vec{M}_{xz} \| - \vec{1}_{z'}$)



Рисунок 3.6 – Поворот осей координата во фронтальной плоскости ($\vec{M} \parallel -\vec{1}_{z'}$)

Найденные углы φ и θ позволяют перейти к 2D картам, в которых вертикальное направление соответствует ориентации электрической оси сердца. Данное преобразование координат представляется двумя поворотами. Первый поворот системы координат проводится вокруг оси *y* (см. рисунок 3.5):

$$x' = -z \cdot sin(\theta) + x \cdot cos(\theta);$$

$$y' = y;$$

$$z' = z \cdot cos(\theta) + x \cdot sin(\theta).$$
(3.9)

Второй поворот проводится вокруг оси *х*′ (см. рисунок 3.6):

$$x'' = x';$$

$$y'' = z' \cdot sin(\varphi) + y' \cdot cos(\varphi);$$

$$z'' = z' \cdot cos(\varphi) - y' \cdot sin(\varphi).$$
(3.10)

Повороты (3.9) и (3.10) могут быть объединены следующими выражениями:

$$x'' = -z \cdot \sin(\theta) + x \cdot \cos(\theta);$$

$$y'' = z \cdot \cos(\theta) \cdot \sin(\varphi) + x \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\varphi) + y \cdot \cos(\varphi);$$

$$z'' = z \cdot \cos(\theta) \cdot \cos(\varphi) + x \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\varphi) - y \cdot \sin(\varphi).$$

(3.11)

При этом в правой части формул (3.9), (3.11) используются координаты на поверхности сферы для равномерной сетки углов (3.1):

$$x = R_{H} \cdot sin(\theta_{i}) \cdot sin(\varphi_{j});$$

$$y = -R_{H} \cdot sin(\theta_{i}) \cdot cos(\varphi_{j});$$

$$z = R_{H} \cdot cos(\theta_{i}).$$

(3.12)

3-ий этап алгоритма 2D визуализации отражается схемой, показанной на рисунке 3.7.



Рисунок 3.7 – Основные этапы работы алгоритма привязки 2D карты к ориентации электрической оси сердца.

На 4 этапе проводится расчет сетки полярных и азимутальных углов для элементов поверхности сферы квазиэпикарда в повернутой системе декартовых координат. Поскольку полученные на 3 этапе, повернутые вдоль электрической оси сердца, декартовы координаты элементов поверхности сферы КЭ образуют 3D сетку, то для реализации U,V-развертки необходимо перейти от данных декартовых координат (x_k'', y_k'', z_k'') в (3.11) к соответствующим им полярным и азимутальным углам $(\theta_k'', \varphi_k'')$, k – номер точки на поверхности сферы КЭ, аналогичный комбинации индексов (*i*, *j*) в равномерной сетке углов (θ_i, ϕ_j) в (3.1). Переход осуществляется по формулам:

$$\theta_{k}'' = \frac{\pi}{2} - \operatorname{arctg}\left(\frac{z_{k}''}{\sqrt{x_{k}''^{2} + y_{k}''^{2}}}\right);$$

$$\varphi_{k}'' = \frac{\pi}{2} + \operatorname{atan}_{2}\left(\frac{y_{k}''}{x_{k}''}\right).$$
(3.13)

Причем, если $\phi_k'' < 0$, то проводится трансформация азимутального угла в положительную область: $\phi_k^h = \phi_k'' + 2\pi$.

На 5 этапе проводится интерполяция массива реконструированных потенциалов с исходной равномерной сетки элементов поверхности сферы с равными площадями на равномерную сетку углов в повернутой системе координат:

$$(\phi_m^h)'' = \operatorname{interpolation}\left(\left(\theta_k'', \phi_k''\right), \phi_k^h, \left(\theta_m, \phi_m\right)\right), \qquad (3.14)$$

где $(\theta_k'', \varphi_k'')$ – сетка углов в повернутой системе координат, причем узлы этой сетки соответствуют центрам элементов поверхности сферы КЭ с одинаковыми площадями; ϕ_k^h – массив реконструированных потенциалов на сетке углов $(\theta_k'', \varphi_k'')$; (θ_m, φ_m) – равномерная сетка полярных и азимутальных углов, организованная в соответствии с (3.1); $(\phi_m^h)''$ – массив интерполированных потенциалов на равномерной сетке углов (θ_m, φ_m) . Следует отметить, что равномерная сетка углов (θ_m, φ_m) имеет такие же направления отсчета углов, как и сетка равных площадей $(\theta_k'', \varphi_k'')$, то есть она ориентирована в направлении электрической оси сердца.

В настоящей работе интерполяция проводится методом линейной интерполяция на основе триангуляции [104]. Метод триангуляции с линейной интерполяцией основан на разделении области D на треугольники в рамках

триангуляции Делоне, ни одно ребро треугольника не пересекается другими треугольниками (см. раздел 2.3.2, посвященный триагуляционной модели эпикарда). Поскольку каждый треугольник определяет своими тремя вершинами плоскость, то результирующая поверхность состоит из треугольных граней и является кусочно-линейной (per partes linear).

Применение алгоритма линейной интерполяция на основе триангуляции обусловлено тем, что данный алгоритм считается самым быстрым [104], что важно для системы скрининга. С другой стороны недостатки данного алгоритма, возникающие для неравномерных сеток, в нашей ситуации несущественны, так как исходная сетка $(\theta_k'', \varphi_k'')$ является равномерной по площадям. Кроме того, число элементов сеток $(\theta_k'', \varphi_k'')$ и (θ_m, φ_m) одинаково и равно числу элементов массивов потенциалов ϕ_k^h и $(\phi_m^h)''$ на квазиэпикарде.

На 6 этапе проводится визуализация 2D карты интерполированного потенциала на плоской развертке поверхности квазиэпикарда с сеткой длин дуг. В медицинской практике пространственные карты (рентгеновские снимки, томограммы, УЗИ-сканограммы) как правило, представляются двумерными изображениями, в которых информационный параметр отображается градациями яркости, цвета или линиями постоянного уровня (изолиниями). Поскольку электрический потенциал может быть как положительным, так и отрицательным, то гораздо нагляднее использовать градации цвета, чем полутоновые палитры. При этом положительный потенциал удобно отображать градациями красного цвета, а отрицательный потенциал – градациями синего цвета. Для этого в математических пакетах можно использовать, например, цветовые палитры jet или turbo. При таком подходе динамический диапазон изменения электрического потенциала удваивается по сравнению со случаем использования полутоновой палитры, когда приходится, например, использовать минимальные яркости для максимальных положительных потенциалов, а максимальные яркости – для максимальных по модулю отрицательных потенциалов. В результате, при использовании цветовой

палитры, локальные неоднородности на карте потенциала различаются существенно заметнее, чем при использовании полутоновой палитры. Цветовая палитра размечается в милливольтах.

Рисунки 3.8а)-в) соответствуют 3 изменениям на этапе 3: исходное изображение без поворота, после поворота вокруг оси Y и после полного поворота.







Карты 2D визуализации распределения потенциала эпикарда после полного поворота предоставлены на рисунке 3.9, рассмотрены для сравнения 2 варианта палитры: черно-белая полутоновая палитра – 3.9а), вариант 3.9б) соответствует цветной палитре, как написано выше. Сравнение вариантов на рисунке 3.9 подтверждает преимущества при использовании цветовой палитры.



б) цветовая палитра

Рисунок 3.9 – 2D карты с разными палитрами

Имеется возможность использования традиционных 2D карт с визуализацией изопотенциальных линий с заданным шагом по уровню потенциала; рисунок 3.10а) соответствует случаю, когда границы областей поляризации при размещении пределов цветной палитры расположены в пределах от –13мВ до 27 мВ. Однако при необходимости отразить конкретные изолинии (например, линии нулевого потенциала или в окрестности нулевого потенциала, то представляется более

наглядным подход, при котором используется цветовая палитра **совместно** с показом изолиний потенциала (см. рисунок 3.10б) – палитра плюс изолинии).



а) без цветовой палитры с показом изолиний потенциала, шаг потенциала 5 мВ



б) цветовая палитра совместно с линией нулевого потенциала
 Рисунок 3.10 – 2D карт с визуализацией изопотенциальных линий

3.2 3D визуализация электрической активности сердца

В настоящей работе для 3D визуализации электрической активности сердца предлагается использовать триангуляционную реалистическую модель поверхности эпикарда, описанную в разделе 2.3.2. Достоинством такого подхода является наглядность за счет объемного восприятия объекта, а также за счет

знакомого кардиологу реалистического очертания поверхности сердца, позволяющего отделять области предсердий от области желудочков.

Правда, при таком подходе для наблюдения всех точек поверхности сердца необходимо изменять ракурс, т.е. поворачивать картинку. Это требует дополнительных вычислительных и временных затрат а также создает неудобства при визуализации изменения 3D карты в течение кардиоцикла.

Рассмотрим алгоритм визуализации. Самая большая разница между использованием реальной 3D карты и 2D карты потенциалов на поверхности эпикарда заключается в том, что в случае 3D карты нет необходимости в промежуточных преобразованиях после реконструкции распределения электрического потенциала на поверхности сердца, а результаты могут быть отображены сразу. Этапы проведения визуализации 3D карты представлены на рисунке 3.11. Рассмотрим эти этапы подробнее.



Рисунок 3.11 – Основные этапы работы алгоритма 3D визуализации

На 1 этапе алгоритма 3D визуализации загружается матрица, содержащая информацию и номерах и координатах точек, образующих сетку для описания

триангуляционной модели поверхности эпикарда: $pnt = (x_i, y_i, z_i), i = 1..N_{pnt}$, где N_{pnt} – количество точек сетки.

На 2 этапе загружается матрица, содержащая номера точек, образующих вершины для каждого треугольника: $dhk = (i_A(tr), i_B(tr), i_C(tr)), tr = 1..N_h$, где $i_A(tr)$, $i_B(tr)$, $i_C(tr)$ – номера точек A, B, C, образующих треугольник с номером tr; N_h – количество треугольников. Существенно, что треугольники образуются в результате известной процедуры триангуляции Делоне [69, 70], целью которой является наиболее равномерное и компактное распределение точек сетки на треугольники (2D симплексы).

На 3 этапе загружается массив реконструированных потенциалов $\phi^{h} = (\phi_{1}^{h}, \phi_{2}^{h}, ..., \phi_{N_{h}}^{h})$ в центрах треугольников (см. раздел 2.2).

На 4 этапе проводится собственно визуализация, когда каждый пиксел треугольника с текущим номером tr окрашивается в соответствующий цвет, который определяется: а) потенциалом ϕ_{tr}^{h} для центра данного треугольника; б) цветовой палитрой, выбранной для визуализации (рекомендуются цветовые палитры jet или turbo); в) заданным ракурсом (направлением) наблюдения; г) масштабом, который определяет соответствие между диапазоном используемых оттенков цветов И диапазоном уровней потенциала для массива реконструированных потенциалов ϕ^h . Ракурс задается двумя углами наблюдения (ϕ, θ) , где ϕ – азимутальный угол (при $\phi = 90^{0}$ наблюдается вид спереди – во фронтальном направлении); θ – полярный угол (при θ = 0⁰ луч наблюдения расположен горизонтально).

На рисунках 3.12 – 3.14 представлены примеры результатов визуализации 3D карты потенциалов при применении различных опций визуализации. Используется вариант, когда рядом с 3D картой располагается масштабная шкала цветов с разметкой в милливольтах (colorbar в случае использования цветовой палитры). Все карты приведены для одного обследуемого, для одной записи ЭКС, и для момента времени, соответствующего вершине R зубца.

На рисунке 3.12 представлен случай использования полутоновой палитры. Этот случай, как и при отображении 2D карты (см. раздел 3.1), является неудачным, поскольку диапазон изменения градаций яркости не учитывает знака потенциала и в 2 раза меньше суммарного диапазона изменения оттенков цвета (градации красного и голубого в палитре **jet**). В итоге локализацию характерных областей распределения потенциала выявить сложно. Данный вариант может использоваться только для цели публикаций материалов, когда требуется использование полутоновой (черно-белой) палитры.





На рисунке 3.14 представлен случай, когда необходимо выделить область с важным для диагностики диапазоном изменения потенциала. Здесь, в качестве примера, задано, что треугольники с уровнем $\phi_{tr}^h > 0,01 \,\mathrm{mB}$ окрашиваются с

максимально ярким красным цветом, а треугольники с $\phi_{tr}^h < -0,01 \,\text{мB}$ окрашиваются с максимально ярким синим цветом. Тогда переходные области с уровнями, лежащими, например, в диапазоне $0,01 \,\text{мB} > \phi_{tr}^h > -0,01 \,\text{мB}$ будут наиболее отчетливо видны.



Рисунок 3.13 – Визуализация 3D карты потенциалов при применении цветовой палитры



Рисунок 3.14 – Визуализация 3D карты потенциалов при применении цветовой палитры в малом диапазоне уровней потенциала

4. РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРО-КАРДИОДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ НА ПОВЕРХНОСТИ СЕРДЦА

4.1 Постановка задачи

В ходе разработки и реализации системы неинвазивной электрокардиодиагностики (ИСС ЭКД) возникают вопросы отладки, оптимизации и тестирования отдельных компонентов системы и затем всей системы в целом. Структура, функциональная схема и основные этапы работы системы ИСС ЭКД рассмотрены выше в разделе 1.3. В целом, система образована: 1) электронным блоком регистрации многоканальных ЭКС, подключенным к кардиожилету нескольких типоразмеров с предустановленными электродами; 2) персональным компьютером с программным обеспечением, разработка которого и являлась основной задачей настоящей работы.

Во 2 главе работы рассмотрены этапы регистрации, предобработки и реконструкции карт распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда (КППЭ). Здесь же представлены материалы, подтверждающие работоспособность и функционирование соответствующих компонентов системы.

В 3 главе рассмотрен этап визуализации 2D и 3D карт КППД и представлены получающиеся карты распределения электрического потенциала, предлагаемые для проведения электрокардиодиагностики. Требуемое функционирование данного этапа подтверждено во 2 главе соответствующими картами.

Настоящая глава посвящена вопросам оптимизации и тестирования системы ЭКД. В разделах 4.2 – 4.3 рассматриваются вопросы оптимизации при проведении визуализации 2D и 3D карт распределения электрического потенциала на эпикарде.

В разделе 4.4 рассматривается организация интерфейса программы для организации рабочего места воача-кардиолога.

В разделе 4.5 рассматриваются характеристики ресурсоемкости программного обеспечения системы ИСС ЭКД а также временные затраты для проведения обследований.

В разделе 4.6 представлены результаты проверки работоспособности системы и предварительные оценки диагностической значимости результатов картирования.

4.2 Использование динамического масштаба цветовой палитры

В главе 3 при рассмотрении алгоритмов визуализации 2D и 3D потенциала на поверхности эпикарда отмечалась перспективность использования цветовой палитры для отображения уровня потенциала с учетом его знака (см. рисунок 3.9, и рисунок 3.13). При этом предлагалось использовать такой масштаб палитры, когда максимальные по модулю уровни положительного и отрицательного потенциала соответствуют максимальной насыщенности красного и синего цвета, соответственно. Отмечалось, что при этом наиболее наглядно отображаются неоднородности в распределении потенциала. Назовем такой вариант масштаба **предельным** или вариантом 1.

Однако возникает вопрос о масштабе цветовой палитры при динамическом режиме наблюдения, когда рассматривается изменение карт в ходе кардиоцикла или для выбранного сегмента кардиоцикла.

С одной стороны, при сравнении карт для разных моментов времени естественным представляется фиксированный масштаб для всех моментов времени, когда максимальная насыщенность красного и синего цвета соответствует фиксированным уровням потенциала, предельным для всего наблюдаемого сегмента кардоцикла. Обычно для этого можно зафиксировать масштаб для момента вершины R-зубца. Такой вариант представлен на рисунке 4.1, где показаны 2D карты для момента вершины R зубца ($t = t_R$, см. рисунок 4.1а)) и для момента $t = t_R + 20$ мс (см. рисунок 4.1б)).



Рисунок 4.1 — Визуализация 2D карты потенциалов с фиксированным масштабом а) для момента вершины R зубца ($t = t_R$,) и б) для момента $t = t_R + 20$ мс

При сравнении данных рисунков можно сравнивать уровни потенциала по насыщенности цвета. Однако для варианта, показанного на рисунок 4.16), наблюдение неоднородностей в распределении потенциала крайне неудобно из-за малой насыщенности цветов при малых по модулю уровнях потенциала для момента $t = t_R + 20$ мс.

В данной ситуации предпочтительным является вариант динамически изменяющегося масштаба, когда для каждого момента времени используется предельный масштаб с максимальными насыщенностям цветов для данного момента. На рисунках 4.2a) и 4.2б) представлены 2D карты для того же случая, что и на рисунках 4.1, однако с использованием динамически изменяющегося

87

масштаба. Видно, что для обоих моментов времени неоднородности в распределении потенциала хорошо видны.



Рисунок 4.2 – Визуализация 2D карты потенциалов с динамически изменяющимся масштабом

а) для момента вершины R зубца (t = t_R,) и б) для момента t = t_R + 20 мс
 Использование вариантов визуализации с динамически изменяющимся
 масштабом или фиксированным масштабом следует предусмотреть опционально,
 в зависимости от предпочтений кардиолога.

4.3 Динамический режим визуализации электрической активности сердца

Чтобы наблюдать изменение распределения электрического потенциала на поверхности сердца в течение кардиоцикла, мы принимаем 2 варианта визуализации.

Первый вариант используется для хранения данных, непрерывного наблюдения. При этом для всего кардиоцикла или выбранного сегмента кардиоцикла создается последовательность моментов времени $t_k = m \cdot k/f_{\rm A}$, где $f_{\rm A}$ – частота дискретизации ЭКС, m – шаг по временным отсчетам. Для каждого момента времени t_k рассчитывается 2D карта (кадр), который последовательно сохраняется в памяти для создания видео или анимации. При этом могут использоваться форматы AVI (видео) или GIF (анимации).

При использовании формата AVI существует возможность останавливаться и более внимательно наблюдать в каждый момент времени, или менять скорость видео, но с форматом GIF мы можем наблюдать только непрерывное изменение, так как изображение загружается и изменяется автоматически. На рисунке 4.3 представлен вид экрана AVI записи, на котором вверху – 2D карты потенциалов, изменяющиеся синхронно с положением маркера на ЭКГ внизу. Сохранение в формате GIF приводит к тем же изображениям, за исключением того, что нет необходимости использовать видеоплеер.

Преимущество первого варианта заключается в том, что после завершения обработки и архивирования, результаты можно использовать для наблюдения и сравнения много раз. Недостатком этого варианта является то, что требуется время на сборку и сохранение кадров и большой объем памяти (этот вопрос рассмотрен в разделе 4.5).



Рисунок 4.3 – Вид экрана для AVI записи 2D карты потенциалов синхронно с ЭКС

Второй вариант используется в основном интерфейсе прогрнаммы. Интерфейс такого варианта посмотрен позже, в подразделе 4.4. Вначале проводится реконструкция серии 2D карт для выбранного сегмента кардиоцикла (это нужно проводить в обоих вариантах, затраты времени рассматриваются в разделе 4.5). Затем пользователь сам кнопкой мыши запускает визуализацию очередного кадра по моменту времени $t_k = m \cdot k/f_{\rm I}$, после чего распределение электрического потенциала сердца отобразится в соответствующем кадре. Результат, полученный этим вариантом, также можно использовать много раз, но данные, хранящиеся в рабочем пространстве программы в виде файлов формата .m, занимают лишь 1/5 часть памяти по сравнению с первым вариантом (эту серию кадров можно также сохранить в основной памяти ПК). Особенностью здесь является то, что после выбора момента времени, в котором мы хотим наблюдать, карта появляется на экране по прошествии интервала времени 1-2 секунды (в зависимости от уровня ПК).

Основная разница между двумя вариантами заключается не во времени обработки данных (время ожидания), а в том, как наблюдать за результатами. При использовании первого варианта наблюдать за результатами удобно, легко и быстро, но самым большим минусом является то, что он занимает много памяти (в 5 раз больше, чем второй вариант). Также при наблюдении 3D-модели невозможно увидеть скрытые ракурсы, а объем информации теряется. При использовании второго варианта предоставляется множество вариантов отображения изображения и наблюдения: можно наблюдать каждый момент или автоматически загружать результаты, быстро переключаться с 2D на 3D или наоборот и т.д. Все эти функции будут подробно описаны в подразделе 4.4 ниже.

4.4 Организация интерфейса для автоматического рабочего места врачакардиолога

Конечной целью диссертации является реализация системы неинвазивной электрокардиодиагностики на основе визуализации электрической активности на поверхности сердца для кардиологов, которая добавляет информацию о

91

распределении электрической активности на поверхности сердца во время диагностики. Мы предлагаем отдельное приложение, которое можно установить на компьютер на рабочем месте кардиологов. Это приложение с простым интерфейсом, удобное в манипулировании, использовании, а также сопровождаемое различными вариантами выбора во время использования. На рисунке 4.4 показана структура алгоритма организации интерфейса для врачакардиолога, а на рисунке 4.5 показан вид основного окна данного интерфейса на момент написания данной диссертации.



Рисунок 4.4 – Структура алгоритма организации интерфейса для врача-кардиолога



Рисунок 4.5 - Входной интерфейс программы на этапе визуализации

В пункте меню «Данные осмотра» в зависимости от распространенных случаев, мы выбираем (или создаем) папку пациента, а также опционально выбираем 4 варианта загрузки данных, как показано на рисунке 4.6.

При выборе пунктов подменю выполняются следующие действия:

- «Первый раз» формируется папка для информации о данных пациента, вводятся параметры торса в подменю «Параметры торса пациента» (ширина, толщина и высота торса в мм); загружаются и обрабатываются результаты регистрации многоканальных ЭКС в формате .edf;
- «Повторно без изменения параметров» выполняется аналогично пункту «Первый раз», только папка пациента уже имеется и параметры торса изменять не нужно;
- 3. «Повторно с изменением параметров» выполняется аналогично пункту «Первый раз», только папка пациента уже имеется;
- 4. «Только смотреть результат» папка пациента, параметры торса и обработка многоканальных ЭКС уже проведена ранее; выполняется только этап визуализации карт потенциала.



😍 ПРИЛОЖЕНИЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЭГС

Рисунок 4.6 – Варианты загрузки данных

При выполнении пунктов 1, 2, 3 время обработки максимально. После получения результатов расчета необходимые данные, такие как параметры торса, результаты распределения электрической активности на поверхности сердца, сохраняются в виде цифровых файлов для использования в дальнейшем. В случае выполнения пункта 4, для просмотра результатов при дальнейшем анализе диагноза, этот вариант состоит только из загрузки данных и создания карт визуализации на основе имеющихся результатов. Значительно сокращается время выполнения.

В настоящее время для удобства контроля правильности расчетов на этапе определения координат электрического центра сердца (см. раздел 2.3.3), мы выводим на экран рассчитанные координаты ЦС в мм, как показано на риснуке 4.7 [34]. В следующей версии ПО возможно, что эта часть будет скрыта или отображаться только по запросу, оставляя место для другого, более важного параметра.

Сдвиг ЦС	
Сдвиг ЦС от спины к груди (x), мм	25.05
Сдвиг ЦС справа налево (у), мм	6.587
Сдвиг ЦС смещение по высоте (z), мм	3.964

Рисунок 4.7 – Окно показания координата ЦС

В левой части экрана выводятся также для информации следующие параметры обработки многоканальных ЭКС:

- шаг по времени в мс, задающий временной интервал, с которым серия карт потенциала воспроизводится на выбранном сегменте кардиоцикла.
- коэффициент *Cb*, определяющий уровень регуляризации (см. раздел 2.4), при уменьшении *Cb* возрастает коэффициент регуляризации α (формула (2.68)) и уменьшается вклад верхних пространственных частот на картах потенциала;
- номер электрода, у которого ЭКС отражается на экране;

Предусмотрен выбор двух вариантов моделей наблюдения потенциала: 2D карты при плоской развертке поверхности сферического квазиэпикарда или 3D

карты при объемной визуализации триангуляционной поверхности эпикарда. Выбор отражен на риснуке 4.8 (о моделях наблюдения см. в главе 3).



Рисунок 4.8 – Выбор варианта визуализации

Для информирования о готовности результатов в левом углу панели результатов появится индикатор зеленого цвета, когда результаты будут готовы к визуализации. Рисунок 4.9 показывает интерфейс в режиме просмотра. Верхний правый график показывает знакомую кардиологу электрокардиограмму конечностного отведения. Ниже находятся 3 слайдера (линейки с подвижным курсором, далее - слайдеры), соответствующие интервалам Р-зубца, QRS-сегмента и Т-зубца. Если выбран вид «Auto run» (см переключатель в верхней части рисунка 4.9), просто нажмем на соответствующую карту ниже. Слайдер автоматически переместится в начало линейки и начинается последовательное во времени с заданным шагом воспроизведение серии готовых карт, позволяющее увидеть все изменения карт потенциала на всем этом сегменте. Шаг смещения по времени может быть выбран опционально, по умолчанию это 2 мс. Если мы выберем ручной режим (Manual), мы выберем момент времени, который нас интересует, и установим соответствующее этому моменту положение слайдера на линейке. Переключая кнопкой мыши положение слайдера, можно наблюдать временную последовательность карт потенциала. Уровень электрического потенциала отображается на рисунке 4.9 по цветовой шкале (или шкале псевдоцветов), размещенной вертикально около каждой карты.

Таким образом, при перемещении слайдера по временной шкале, обновляется соответствующая карта потенциала. При этом синхронно смещается временной маркер на электрокардиограмме в верхней части экрана. Существенно, что вычислительная реконструкция карт электрического потенциала на квазиэпикарде проводится до фазы визуализации, на этапе обработки ЭКС множественных отведений.

Режим Auto Scale предназначен для установки значения цветовой палитры, соответствующей максимуму и минимуму потенциала в каждый момент времени. В ручном режиме (Manual) здесь установлииваются единые максимальное и минимальное значения потенциала для всего временного интервала.

Существенным моментом предложенной визуализации является синхронизация во времени карт потенциала на поверхности сердца и положения временного маркера на знакомой кардиологу электрокардиограмме. Это способствует наглядности при визуализации в динамике электрической активности сердца на кардиоцикле.





4.5 Анализ ресурсоемкости и временных затрат на обследование

Анализ ресурсоемкости и временных затрат на обследование существенно зависит от параметров алгоритма и параметров используемого компьютера. В таблице 4.1 представлены типичные значения параметров алгоритма обработки данных в системе неинвазивного электрокардиологического скрининга. В таблице 4.2 представлены параметры ПК, на которых тестировалось разработанное программное обеспечение системы скрининга.

Таблица 4.1 -	Технические па	раметры обработ	тки (по аналогии	с п 4.7.3)
---------------	----------------	-----------------	------------------	------------

1.	Число электродов	48				
2.	Число информационных каналов ЭКС	46				
3.	Частота дискретизации ЭКС	500 Гц				
4.	Длительность записи	30с-1 мин				
5.	Число элементов в триангуляционной модели (N _{h_3D})	1584				
6.	Уровень сингулярных чисел для СКЭ	200				
7.	Уровень сингулярных чисел для ТМ	400				
Первый случай: при числе разбиений $N_{\theta} = 30$:						
8.	Число точек сетки на торсе (<i>N</i> _b)	1800				
9.	Число точек сетки на сферическом КЭ (N_h) 1162					
Второй случай: при числе разбиений $N_{\theta} = 40$:						
10.	Число точек сетки на торсе (N_b)	3200				
11.	Число точек сетки на сферическом КЭ (N _h)	2056				
Третьей случай: при числе разбиений $N_{\theta} = 50$:						
12.	Число точек сетки на торсе (N _b)	5000				
13.	Число точек сетки на сферическом КЭ (N _h)	3210				

Примечания. В таблице использованы следующие сокращения:

СКЭ – сферического квазиэпикарда

ТМ - триангуляционная модель

Для анализа влияния параметров ПК на время обработки программы мы использовали 2 компьютера с разными параметрами.

Таблица 4.2 – Параметры ПК, на которых тестировались временные затраты	
--	--

ПК 1	1	Процессор	Intel(R) Core(TM) i5-5200U CPU @ 2.20ГГц 2.19 ГГц		
	2	Установленная оперативная память	8.00ГБ		
	3	Тип системы	64-разрядная операционная система, процессор на базе x64		
	1	Процессор	Intel(R) Core(TM) i5-10400U CPU @ 2.90ГГц; 2910 МГц; ядер: 6, логических процессоров: 12		
ПК 2	2	Установленная оперативная память	8.00ГБ		
	3	Тип системы	64-разрядная операционная система, процессор на базе x64		

Таблицы временных затрат для 3-х различных уровней разбиений поверхности, представлены ниже: таблица 4.3 получена при использовании ПК 1, таблица 4.4 – при использовании ПК 2. Соответствующие карты распределения потенциала на поверхности квазиэпикарда отображены на рисунке 4.10. При этом упоминаемый в разделе 2.3.3 ЦС (центр сердца) – это задаваемый в системе координат торса центр координатной системы, используемой для представления поверхности сердца.

Приведенные ниже параметры приведены по пп.1-5 для обработки 280 отсчетов времени (560 мс) кардиоцикла. Расчеты по пп.6-9 соответствуют QRS-комплексу (46 точек времени, 92 мс).

		$N_{\theta} = 30$	$N_{\theta} = 40$	$N_{ ext{ heta}} = 50$		
1. Установка жи	лета,					
соединение электронного			3-5 мин			
блока с жилетом и с ПК	•					
2. Предварительный						
мониторинг для пров	ерки		30 с - 1 мин			
качества записи						
3. Регистрация			30 с - 1 мин			
многоканальных ЭКС						
4. Установка параме	тров					
обработки в интеракти	вном		1 - 2 мин			
режиме						
5. Препроцессинг		9,615 (c)	8,169 (c)	7,235 (c)		
6. Интерполяция		6.124 (c)	10 497 (c)	16.012 (c)		
потенциалов на торса		0,124 (0)		10,012 (0)		
7.1. Определение ЦС		0,077 (c)	0,128 (c)	0,197 (c)		
7.2. Привязка модели	2D	0,0033 (c)	0,004 (c)	0,0062 (c)		
эпикарда	3D	0,0786 (c)	0,0485 (c)	0,034 (c)		
8. Реконструкция	2D	26,411+2,998	59,784+14,298	144,532+63,231		
распределения		(c)	(c)	(c)		
потенциала на	3D	24,977+3,689	29,113+4,948	$37 431 \pm 8 494 (c)$		
эпикарде	50	(c)	(c)	57,451+0,474 (0)		
9.1. Расчет карт для	2D	10,299 (c)	32,153 (c)	88,648 (c)		
визуализации 3D		0 (c)	0 (c)	0 (c)		
9.2. Визуализация 2D		11,014 (c)	10,103 (c)	11,935 (c)		
(3 рисунки) 3D		5,407 (c)	3,043 (c)	3,017 (c)		

Таблица 4.3 – Таблица временных затрат на ПК 1

		$N_{\theta} = 30$	$N_{\theta} = 40$	$N_{ ext{ heta}} = 50$		
1. Установка жи	лета,					
соединение электронного			3-5 мин			
блока с жилетом и с ПК	•					
2. Предварительный						
мониторинг для пров	ерки	30 с - 1 мин				
качества записи						
3. Регистрация			30 с - 1 мин			
многоканальных ЭКС						
4. Установка параме	тров					
обработки в интеракти	вном		1 - 2 мин			
режиме						
5. Препроцессинг		11,164 (c)	7,17 (c)	6,061 (c)		
6. Интерполяция		4 959 (c)	6 3191 (c)	9482(c)		
потенциалов на торса		1,555 (0)		, (.)		
7.1. Определение ЦС		0,075 (c)	0,086 (c)	0,112 (c)		
7.2. Привязка модели	2D	0,016 (c)	0,0023 (c)	0,00388 (c)		
эпикарда	3D	0,112 (c)	0,0428 (c)	0,017 (c)		
8. Реконструкция	2D	11,13+1,022	27,232+2,952	68 883+9 869 (c)		
распределения		(c)	(c)	00,003+7,007 (0)		
потенциала на	3D	9,595+0,777	11,475+1,373	13.802 ± 2.159 (c)		
эпикарде	50	(c)	(c)	13,002+2,137 (0)		
9.1. Расчет карт для	2D	3,899 (c)	11,893 (c)	28,609 (c)		
визуализации 3D		0 (c)	0 (c)	0 (c)		
9.2. Визуализация 2D		7,249 (c)	8,322 (c)	8,493 (c)		
(3 рисунки) 3D		3,001 (c)	2,534 (c)	2,551 (c)		

Таблица 4.4 – Таблица временных затрат на ПК 2





Из статистики в таблице 4.3 видно, что увеличение числа разбиений N_{θ} значительно увеличивает количество точек сетки на торсе и сетки на сферическом КЭ, поэтому увеличивает размер векторов или матриц расчета, тем самым особенно увеличивая время обработки при реконструкции распределения потенциала на эпикарде, расчете карт для визуализации при многократном использовании модели сферического КЭ.

С параметрами системы в таблице 4.1 можно сказать, что ПК 2 намного мощнее по сравнению с ПК 1 с чипом хоть это и то же поколение i5, но у ПК 2 многоядерный, многопоточный процессор, помогающий ускорить обработку задач, особенно для больших объемов вычислений. Время обработки нескольких этапов сокращено до 3 раз, а общее время обработки для всех процессов сокращено

103

до 2 раз. Это значительная скорость, которую следует учитывать при установке программы, так как чем мощнее ПК, тем больше затратность обследования.

Однако, несмотря на то, что это занимает гораздо больше времени, полученные визуальные результаты, представленные на рисунке 4.10, практически не отличаются (при выбранном уровне регуляризации). Таким образом, чтобы сэкономить время на ожидание, а также уменьшить размер вычисляемых параметров, мы решили использовать число разбиений $N_{\theta} = 30$ в качестве настройки программы по умолчанию. В итоге ожидаемое время обследования составляет около 10 минут. При этом время регистрации многоканальных ЭКС с установкой жилета составляет 5 минут, а время обработки в ПК1 составляет 101 секунда.

Для одного обследования с длительностью записи 1 минута требуемый объем памяти будет включать в себя емкость записи, дополнительную информацию, сохраненную после обработки сигнала после отработки в подразделе 2.1.2, память для хранения рассчитанных параметров для повторно просмотра результатов. Затраты памяти на диске ПК (далее ресурсоемкость) для этого примера представлены в таблице 4.5. Информация о памяти здесь относится только к использованию программы, упомянутому в главе 4.4.

Отслеживая таблицу 4.5, можно увидеть, что для расчета матриц, связывающих поверхности торса и эпикарда, требуется наибольшая емкость из всех разделов хранилища – порядка 234 МБ, что составляет 99% от общих затрат памяти. Однако сохранение этих данных позволит сократить время обработки в случае повторного осмотра и поступления новых записей, как видно из таблиц 4.3 и 4.4: так как этап расчета матриц коэффициентов СЛАУ занимает довольно много времени, реализуется сокращение времени обработки при повторном осмотре на 18 – 20 %.

	Сохранение	Объем
1	Записи (1мин)	2,9 МБ
2	Дополнительная информация, сохраненная после обработки сигнала	5 КБ
3	Память для хранения рассчитанных параметров для повторно просмотра результатов (при числе разбиений N_{θ} =30)	234 МБ
3.1	Временные параметры	160 КБ
3.2	Структуры для торса	8 КБ
3.3	Структуры для сферической модели КЭ	16 КБ
3.4	Структуры для триангуляционной модели эпикарда	120 КБ
3.5	Матрица коэффициентов для сферической модели КЭ	136 МБ
3.6	Матрица коэффициентов для триангуляционной модели эпикарда	93 МБ
3.7	Матрица для визуализации сферической модели КЭ	2,65 МБ
3.8	Матрица для визуализации триангуляционной модели эпикарда	1,3 МБ

Таблица 4.5 – Таблица ресурсоемкости для одного измерения и отработки этой работы

4.6 Результаты проверки работоспособности системы

4.6.1 Вопросы устойчивости результатов картирования

Представляет практический интерес проверка стабильности получаемых карт распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда. Для этого мы проводили исследования по схеме, предлагаемой в настоящей работе (см. раздел 1.3) для одного человека и сравнивали получаемые результаты. При такой постановке сравнивались карты: 1) полученные в одном состоянии сердечнососудистой системы (по записям, отстоящим во времени на малый интервал порядка 20 секунд); 2) полученные в смежных состояниях по записям, отстоящим во времени на 1 неделю. На рисунках 4.11 – 4.13 представлены карты для момента вершины R-зубца, полученные в одном состоянии сердечно-сосудистой системы (по записям, отстоящим во времени на малый интервал порядка 20 секунд). При этом на рисунке 4.11 показаны распределения потенциалов на поверхности торса, на рисунке 4.12 – 2D карты распределения потенциалов на поверхности квазиэпикарда и на рисунке 4.13 – 3D карты распределения потенциалов на поверхности эпикарда.



Рисунок 4.11 – Карты потенциалов на поверхности торса по записям, отстоящим во времени на малый интервал порядка 20 секунд





По результатам картирования с использованием записей, отстоящих во времени на малый интервал порядка 20 секунд, можно сказать, что при сравнении результатов во всех 3 случаях (карта распределения на поверхности торса, 2Dвизуализации и 3D-изображение потенциалов на эпикарде) наблюдается только незначительное изменение уровня 0, разделяющего области на поверхности торса. Для карт на поверхности эпикарда практически нет разницы в отображаемых результатах.

107



z,MM

a,



Рисунок 4.13 – 3D карты потенциалов на поверхности эпикарда по записям, отстоящим во времени на малый интервал порядка 20 секунд

На рисуках 4.14 – 4.16 представлены карты для момента вершины R-зубца, полученные в смежных состояниях по записям, отстоящим во времени на 1 неделю (05.09.2023 и 11.09.2023, соответственно.). При этом на рисунке 4.14 показаны распределения потенциалов на поверхности торса, на рисунке 4.15 - 2D карты

40

35

30

25 20

15

10 5

0

-5 -10
распределения потенциалов на поверхности квазиэпикарда и на рисунке 4.16 – 3D карты распределения потенциалов на поверхности эпикарда.



Рисунок 4.14 – Карты потенциалов на поверхности торса по записям, отстоящим во времени на 1 неделю





По результатам картирования с использованием записей, отстоящих во времени на 1 неделю, можно сказать, что при сравнении результатов во всех 3 случаях (карта распределения на поверхности торса, 2D-визуализации и 3D-изображение потенциалов на эпикарде) наблюдается только незначительное различие распределения потенциала на поверхности торса. Для карт на поверхности эпикарда практически нет разницы в отображаемых результатах. Небольшое изменение карты на поверхности торса может быть связано с изменением позы или незначительной разницей в положении электродов на торсе. Но в целом результаты схожие.

110





б,

-60

у,мм

-50 0 50

60

40



х,мм

20

0

-20

0

-5 -10

Наряду с качественной оценкой путем визуального сравнения карт распределения потенциала, мы использовали коэффициент корреляции Пирсона для получения количественной оценки совместимости рассматриваемых случаев. Коэффициент корреляции Пирсона рассчитывался по следующей формуле [22]:

$$C_{\phi} = \frac{\sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} (\phi_{ij} - \overline{\phi}) (\widetilde{\phi}_{ij} - \overline{\phi})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} (\phi_{ij} - \overline{\phi})^{2} \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} (\widetilde{\phi}_{ij} - \overline{\phi})^{2}}}, \qquad (4.1)$$

где $\overline{\phi} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} \phi_{ij}}}{m \cdot n}$ и $\overline{\phi} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} \widetilde{\phi}_{ij}}}{m \cdot n} -$ средние значения распределений ϕ и $\overline{\phi}$, заданных

в виде матриц размерности *m*×*n*. Полученные результаты обобщены в таблице 4.6, представленной ниже,

Таблица 4.6 – Сравнение коэффициента корреляции Пирсона для случаев 1 и 2

	Случай 1	Случай 2
	(интервал 20	(интервал 1
	секунд)	неделя)
Расчет потенциала для сферической модели	99,6%	97,5%
квазиэпикарда		
Расчет карт для визуализации сферической модели	99,7%	97,7%
КЭ		
Расчет потенциала для триангуляционной модели	00.6%	07.6%
эпикарда	99,0%	97,0%

Из приведенных выше данных мы также видим, что существует высокий уровень корреляции между рассмотренными случаями. Незначительное снижение корреляции (примерно на 2 %) связано с возможным изменением позы или незначительной разницей в положении электродов на торсе при регистрации потенциалов через 1 неделю.

Таким образом, на основании представленных результатов можно сделать вывод об устойчивости получаемых карт электрического потенциала на поверхности эпикарда.

4.6.2 Проверка согласованности 2D и 3D карт потенциала

Одним из этапов проверки работоспособности предлагаемых алгоритмов является выяснение согласованности 2D и 3D карт электрического потенциала на эпикарде для одной и той же записи многоканальных ЭКС.

На рисунке 4.17 представлены в верхнем ряду 3D карты для триангуляционной реалистической модели эпикарда, а в нижнем ряду – соответствующие им 2D карты для плоской развертки модели сферического квазиэпикарда. Карты приведены в рамках одной записи многоканальных ЭКС, для одного и того же кардиоцикла, при трех различных моментах времени: а) при вершине Q зубца; б) при вершине R-зубца и в) при вершине S-зубца. Ракурс выбран таким образом, что центры левого предсердия и левого желудочка находятся в центральной области графика.

При расчетах принимались следующие параметры:

- координата ЦС по оси х (смещение влево от центра торса) x = 29.8 мм;
- для триангуляционной модели эпикарда (3D карты) использовались значение *C_b* = 400, число обусловленности матрицы *cond* = 1,926·10¹⁷, коэффициент регуляризации α = 0,995;
- для плоской развертке поверхности квазиэпикарда (2D карты) использовались значение $C_b = 200$, число обусловленности матрицы cond = $6,8\cdot10^{16}$, коэффициент регуляризации $\alpha = 5,197$.

Наиболее значимым моментом, который мы хотим отметить, является четкое соответствие областей на триангуляционной модели эпикарда (3D карты) и на плоской развертке поверхности квазиэпикарда (2D карты). Градации красного цвета соответствует областям с положительным потенциалом, градации синего цвета – областям с отрицательным потенциалом (по аналогии с рисунками 4.15, 4.16). Как в 2D, так и в 3D картах имеется наглядная демонстрация поляризации сердца в момент вершины R, что соответствует физиологической теории возбуждающей деятельности сердца.





Рисунок 4.17 – Карты потенциалов на поверхности эпикарда для двух моделей эпикарда при трех различных моментах времени:

Таким образом, подтверждается согласованность 2D и 3D карт электрического потенциала на эпикарде для одной и той же записи многоканальных ЭКС.

4.6.3 Предварительная оценка диагностической значимости получаемых карт потенциала

В качестве предварительной оценки диагностической значимости получаемых результатов нами было проведено выборочное сравнение здоровых и больных с установленным (верифицированным) постинфарктным синдромом (ПИС) в условиях стационара в больнице «Клиническая больница № 6 им. Г.А. Захарьина», г. Пенза.

Проводилась регистрация ЭКС и выполнялась их обработка с использованием разработанной многоэлектродной системы при следующих технических условиях:

1.	Число электродов	48
2.	Число информационных каналов ЭКС	46
3.	Частота дискретизации ЭКС	500 Гц
4.	Граничная частота ФВЧ	0,05 Гц
5.	Граничная частота ФНЧ	50 Гц
6.	Длительность записи	30 с – 1 мин
7.	Число точек сетки на торсе	1800
8.	Число точек сетки на сферическом КЭ (СКЭ)	1162
9.	Уровень сингулярных чисел для СКЭ	200

На рисунке 4.18 представлены 2D карты потенциалов для момента вершины R зубца на поверхности квазиэпикарда для двух пациентов с постинфарктным синдромом (ПИС), находившихся в больнице ГБУЗ «Клиническая больница №6 им. Г.А. Захарьина», г Пенза. При этом диагноз пациента, соответствующего карте на рисунке 4.18а): I20.0 ИБС; острый инфаркт миокарда с подьемом ST боковой



стенки ЛЖ 20.09.2023. А диагноз пациента, соответствующего карте карте на рис. рисунке 4.18б): I21.1 ИБС. Инфаркт миокарда нижней стенки ЛЖ от 25.09.2023.

Рисунок 4.18 – 2D карты потенциалов на поверхности квазиэпикарда у двух больных людей с постинфарктным синдромом для момента вершины R зубца

В рисунке 4.19 представлены карты распределения потенциалов для момента вершины R зубца на поверхности квазиэпикарда для двух здоровых молодых людей из контрольной группы. Сравнение карт на представленных рисунках свидетельствует на качественном уровне об уменьшении площади положительных значений потенциала для больных с ПИС.

Однако количественно определить разницу между этими результатами сложно, поэтому мы предлагаем еще один параметр оценки, который заключается в относительных площадях возбуждения для R зубца. Интервал наблюдения находится на участке интервала QRS.





В соответствии с приведенной выше картой распределения потенциалы на квазиэпикарде, рисунок 4.20 и рисунок 4.21 соответственно представляют собой графики зависимости относительной площади возбуждения от времени на интервале QRS у двух пациентов с ПИС (рисунок 4.20) и двух здоровых людей (рисунок 4.21). Рассмотрим значение Common Ventr - относительная площадь возбуждения для всех желудочков (ventriculus). Числовые значения для нормированных максимальных площадей представлены в таблице 4.7. Нормировка проводилась по общей площади желудочков. Также отдельно оценивались относительные площади правого и левого желудочка (Titomir RV и Titomir RV, соответственно). Оценки порога возбуждения соответствуют работам известного российского ученого Л.И. Титомира [77].

117



Рисунок 4.20 – Графики зависимости от времени относительных площадей возбуждения для интервала QRS у больных людей с постинфарктным синдромом (ПИС): Common Ventr – общая площадь; Titomir RV и Titomir RV – относительные площади правого и левого желудочков; а) Больной № 1; б) Больной № 2.



Рисунок 4.21 – Графики зависимости от времени относительных площадей возбуждения для интервала QRS у здоровых людей: Common Ventr – общая площадь; Titomir RV и Titomir RV – относительные площади правого и левого желудочков; а) Обследуемый № 1; б) Обследуемый № 2

	Группа 1	
	(Больные с	Группа 2
	постинфарктным	(Здоровые)
	синдромом)	
Обследуемый с картой потенциала: случай а)	0.28	0,77
на рисунке 4.20 и рисунке 4.21	0,20	
Обследуемый с картой потенциала: случай б)	0.36	0,95
на рисунке 4.20 и рисунке 4.21	0,50	

Таблица 4.7 – Числовые значения нормированных максимальных площадей возбуждения на QRS интервале

Из таблицы следует, что для представленных здоровых обследуемых максимальная нормированная площадь возбуждения составляет величину не менее 0,77. В то же время для больных с ПИС максимальная нормированная площадь возбуждения не превышает 0,36. Обобщая на результаты расчетов для других обследуемых (5 больных с ПИС и 5 здоровых), мы получили, что для здоровых обследуемых максимальная нормированная площадь возбуждения составляет величину не менее 0,7. В то же время для больных с ПИС максимальная нормированная площадь возбуждения составляет величину не менее 0,7. В то же время для больных с ПИС максимальная нормированная площадь возбуждения составляет величину не менее 0,7. В то же время для больных с ПИС максимальная нормированная площадь возбуждения не превышает 0,5.

Из представленных результатов можно сделать вывод о визуальном различии 2D карт и о значимом уменьшении площади возбуждения на R зубце для больных с ПИС.

Таким образом, представляет интерес проведение дальнейшей верификации разработанной многоэлектродной электрокардиологической системы и определение чувствительности и специфичности при диагностике заболеваний сердца с помощью данной системы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе получены следующие основные результаты:

1. Разработан алгоритм предобработки, который позволяет перейти от зарегистрированных многоканальных электрокардиосигналов к карте электрического потенциала на поверхности торса.

2. Разработан метод реконструкции КППЭ, обеспечивающий привязку геометрических моделей поверхности сердца к системе координат торса, на основе обработки зарегистрированных многоканальных ЭКС.

3. Разработаны и реализованы методы визуализации карт эпикардиального потенциала, позволяющие совместно использовать 2D карты на плоской развертке поверхности квазиэпикарда и 3D карты для триангуляционной реалистической модели эпикарда, обеспечивающие поворот 2D карт в направлении электрической оси сердца и предоставляющие удобство наблюдения временной динамики изменения КППЭ синхронно со стандартным ЭКГ-сигналом

4. Разработан пакет алгоритмов и программ для скрининговой системы электрокардиодиагностики на основе компьютерной обработки многоканальных ЭКС, позволяющий реализовать режим визуализации КППЭ и предоставляющий врачу-кардиологу удобный интерфейс с организацией режимов архивирования, обработки ЭКС, способов визуализации карт эпикардиального потенциала.

5. Разработана методика исследования работоспособности алгоритмического и программного обеспечения, подтвердившая устойчивость КППЭ, согласованность 2D и 3D карт потенциала и показавшая приемлемое время обработки многоканальных ЭКС порядка 50 – 100 секунд при общем времени обследования 6 – 10 минут.

Рекомендации. Результаты диссертационной работы позволяют расширить функциональные и диагностические возможности неинвазивной электрокардиодиагностики при скрининговых обследованиях широких слоев населения.

121

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

- АРМ Автоматизированное рабочее место
- БД База данных
- ЕГИСЗ Единая государственная информационная система в области здравоохранения
 - ИБС Ишемическая болезнь сердца
- ИС Информационная система
- КППЭ Карта потенциалов на поверхности эпикарда
- МИС Медицинская информационная система
- МО Медицинская организация
- МРТ Магнитно резонансная томография
- ОЗ ЭКГ Обратная задача электрокардиографии
 - ОО Относительное отклонение
 - ППЖ Поздние потенциалы желудочков
 - СКО Среднеквадратическое отклонение
 - ССЗ Сердечно сосудистые заболевания
 - ССС Сердечно сосудистая система
- ИСС НКД Скрининговая система неинвазивной электрокардиодиагностики
 - ЭКГВР Электрокардиография высокого разрешения
 - ЭАС Электрическая активность сердца
 - ЭКГ Электрокардиография
 - ЭКС Электрокардиосигнал
 - ЭМК Электронная медицинская карта
- ЭЭГС ПТ Эквивалентный электрический генератор сердца поверхностного типа
 - ЭФИ Электрофизиологическое исследование
 - TSVD Усеченное сингулярное разложение

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акопян А. В., Заславский А. А. Геометрические свойства кривых второго порядка, – М.: МЦНМО, 2007. – 136 с.

2. Амиров Р.З. Электрокардиотопография. – М.: Медицина, 1965. – 142 с.

3. Аракчеев А.Г., Сивачев А.В. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца. – М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002. – 128с.

 Аронов Д.М., Лупанов В.П. Функциональные пробы в кардиологии. –М. : МЕДпресс-информ, 2007. – 328 с.

5. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // Вестник аритмологии, 2001, №24, 65–87с.

обратной Спек M. Решения 6. Барр Д., задачи, выраженные непосредственно в потенциала // Теоретические форме основы электрокардиологии: Пер. с англ. / Под ред. К.В.Нельсона и Д.В.Гезеловица. – М.: Медицина, 1979. – С.341–352.

7. Батяев, А. С. Беспечение электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / А. С. Батяев, О. Н. Бодин, **Т. Л. Н. Чьюнг**., М. Н. Крамм, А. Ю. Бодин. // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. - 2023. № 2. - С. 89–96.

8. Баскаков С.И. Лекции по теории цепей. –М.: УРСС, 2013. –280с.

9. Бодин О.Н. Методы и средства обработки кардиографической информации / Монография. Пенза: Изд-во Пенз. гос. ун-т. – 2008. – 350с.

10. Бодин, А.Ю. Классификация электрокардиографических помех и разработка способа сегментации электрокардиосигнала / А. Ю. Бодин, М. Н. Крамм, Л. Ю. Кривоногов, Н. А. Сержантова, **Т.Л.Н. Чыонг**. // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2023 – № 4. – С. 64–71.

11. Бодин, А.Ю. Особенности регистрации множественных отведений электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин, О.Н. Бодин, М.Н. Крамм, **ТЛ.Н. Чыонг**, Д.С.

Гомзин // 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: ВГУ им. А.Г. и Н.Г. Столетовых, 2022. - Книга 1.– С. 461–465.

12. Бокерия Л.А., Ревишвили Ф.Ш., Калинин Ф.В., Калинин В.В., Ляхина О.С., Фетисова Е.А. Программно-аппаратный комплекс для неинвазивного электрофизиологического исследования сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии / Мед.техн. – 2009. – №6 – С. 1–7.

 Бреббия К., Теллес Ж., Вроубел Л. Методы граничных элементов. – М.: Мир, 1987. – 524с.

Выгодский М.Я. Справочник по высшей математике. Изд-во "Наука". М.
 1977 г. – 873с.

15. Гомзин, Д.С. Разработка электрокардиографической системы на основе многоэлектродного жилета: выпускная работа: 12.04.04 / Гомзин Дмитрий Сергеевич; ФГБОУ ВО "НИУ "МЭИ"; науч. рук. М.Н. Крамм. – М., 2022. – 94 с.

16. Данилкина, Ю.С. Разработка электрокардиографического женского жилета / Ю.С. Данилкина, **Т.Л.Н. Чыонг**, А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм // В книге: Современные проблемы физики и технологий. Сборник тезисов докладов Х Международной молодежной научной школы-конференции (25 – 27 апреля 2023). Москва: МИФИ, 2023. С. 147–148.

17. Жихарева Г.В., Афшар Э., Куприянова Я.А. Моделирование испытательных электрокардиографических сигналов при наличии ишемии миокарда. // Вестник Московского энергетического института. 2015. № 4. С. 86–91.

18. Жихарева Г.В., Куприянова Я.А, Маралкина Е.П., Стрелков Н.О. Моделирование карт наружных потенциалов для исследования алгоритмов решения обратных задач электрокардиографии // Вестник Московского энергетического института. 2018. № 3. С. 132–140.

19. Жихарева, Г.В. Восстановление электрической активности миокарда по сигналам многоэлектродной электрокардиографической системы / Г.В. Жихарева,

М.Н. Крамм, Я.А. Куприянова, И.В. Андреев, И.А. Останин, **Т.Л.Н Чыонг** // Агаджаняновские чтения. IV Всероссийская научно-практическая конференции с международным участием (25–27 мая 2023 г.). - Москва: РУДН, 2023. – С. 137–140.

Зудбинов Ю.И. Азбука ЭКГ и боли в сердце. – Ростов-на-Дону.: Феникс,
 2003. – 235 с.

21. Иванов Г.Г., СулаА. С.Дисперсионное ЭКГ картирование: теоретические основы и клиническая практика. – М.: Техносфера, 2009. – 190 с. ISBN 978-5-94836-225-0.

22. Калинина В.Н. Теория вероятностей и математическая статистика. – М.: Дрофа, 2008. – 471 с. ISBN 978-5-358-04757-0

23. Кореневский Н.А., Попечителев Е.П. Биотехнические системы медицинского назначения / – Старый Оскол: ТНТ, 2012. – 687с. ISBN 978-5-94178-352-6

24. Корн Г., Корн Т. Свойства окружностей, эллипсов, гипербол и парабол // Справочник по математике. – 4-е издание. – М.: Наука, 1978. – С. 70–73.

25. Крамм М.Н. Анализ влияния выбора количества электродов на карты распределения электрического потенциала на поверхностях торса и квазиэпикарда. //Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2019. №. 3 (33). С. 61–68.

26. Крамм М.Н. Анализ влияния выбора количества электродов на результаты реконструкции распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. Изд-во ПГУ, Пенза, №1 (33), 2020. С.78 – 85 DOI: 10.21685/2227-8486-2020-1-6.

27. Крамм М.Н. Проведение регуляризации при реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца поверхностного типа // Вестник но-вых медицинских технологий. – 2020. Т. 27. № 2. С. 103-106.

28. Крамм М.Н. Разработка методологии информационной скрининговой системы электрокардиодиагностики: диссертация на соискание ученой степени доктора технических наук: 05.11.17, 05.11.16 – Москва, 2021. – 309 с.

29. Крамм М.Н. Реконструкция источников электрической активности сердца / Винокуров Д.С., Крамм М.Н., Лебедев В.В. //Современные информационные технологии. Труды международной научно-технической конференции. Пенза, 2007. – С.139–142.

30. Крамм М.Н. Реконструкция токовых источников сердца в обратной задаче ЭКГ. Алгоритмы и их анализ (Монография) / Жихарева Г.В., Крамм М.Н. // LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH & Co. KG, Saarbrücken, Germany, 2012. – 148 с.

31. Крамм М.Н. Реконструкция эквивалентного токового источника сердца / Винокуров Д.С., Крамм М.Н., Лебедев В.В. // 8-я Международная научнотехническая конференция Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии Тез. докл. – Владимир, 2008. – С.187–191.

32. Крамм М.Н. Реконструкция эквивалентного электрического генератора сердца для кардиодиагностики // Методы, средства и технологии получения и обработки измерительной информации. Материалы Международной научнотехнической конференции «Шляндинские чтения – 2019», (г.Пенза, 28–30октября 2019 г.), – Пенза: Издательство ПГУ, 2019. – С.259-261. ISBN 978-5-907185-87-6.

33. Крамм М.Н., Безбородова О.Е., Бодин О.Н., Светлов А.В. Цифровой двойник сердца // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. Изд Пенз. Госуд. унив. 2021. № 1 – С.73-84.

34. Крамм М.Н., Бодин О.Н., Бодин А.Ю., **Чыонг Т.Л.Н.**, Жихарева Г.В. Особенности построения многоэлектродной системы электрокардиологического скрининга // Медицинская техника. 2022. №5(335).– С.37–41.

35. Крамм М.Н., Палютина Ю.А., Стрелков Н.О.Анализ погрешности расчета электрических потенциалов, создаваемых поверхностным источником в проводящем цилиндре конечной длины // Журнал радиоэлектроники. – 2016. – № 6. – [Электронный ресурс]. – URL <u>http://jre.cplire.ru/jre/jun16/4/text.html ISSN 1684-</u> 1719 36. Крамм, М. Н. Реконструкция и визуализация электрической активности сердца с помощью многоэлектродной системы электрокардиодиагностики / М. Н. Крамм, О. Н. Бодин, А. Ю. Бодин, Г. В. Жихарева, **Т. Л. Н. Чыонг**. // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2022 – № 4. – С. 93–101.

37. Крамм, М.Н. 2D визуализация электрической активности сердца на квазиэпикарде / М.Н. Крамм, **Т.Л.Н. Чыонг**, А.Ю. Бодин, О.Н. Бодин // 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: ВГУ им. А.Г. и Н.Г. Столетовых, 2022. – Книга 1.– С. 155-158.

38. Крамм, М.Н. Алгоритм обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной системе электрокардиологического скрининга для визуализации электрического потенциала на эпикарде / М.Н. Крамм, Т.Л.Н. Чыонг, А.Ю. Бодин, О.Н. Бодин, Г.В. Жихарева. // Медицинская техника. – 2023 – №5(341). – С.13–17. ISSN 0025-8075.

Крамм, М.Н. Особенности построения многоэлектродной системы электрокардиологического скрининга / М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, А.Ю. Бодин, Т.Л.Н. Чыонг, Г.В. Жихарева // Медицинская техника – 2022 – №5(335). – С.37–41.

40. Крамм, М.Н. Построение многоэлектродной электрокардиографической скрининговой системы / М.Н. Крамм, Г.В. Жихарева, **Т.Л.Н. Чыонг**, А.Ю. Бодин, О.Н. Бодин // Агаджаняновские чтения. IV Всероссийская научно-практическая конференции с международным участием (25–27 мая 2023 г.). – Москва: РУДН, 2023. – С. 219–222.

41. Левкин С.С. Атлас анатомии человека. –М.: АСТ. 2013.–512с.

42. Леонов А.С. Решение некорректно поставленных обратных задач: Очерк теории, практические алгоритмы и демонстрации в МАТЛАБ. М.: Либроком, 2010. 336 с.

43. Международная статистическая классификация болезней и проблем, связанных со здоровьем (10-й пересмотр) (МКБ-10) (версия 2.23 от 19.07.2023). [Электронный ресурс]. Режим доступа (URL): https://normativ.kontur.ru/document?moduleId=1&documentId=71591&ysclid=lu8b31t j8f278915703. – (дата обращения 27.03.2024).

44. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. – М.: МЕДпресс-информ, 2023. – 360 с

45. Нельсон, К.В. Теоретические основы электрокардиологии / под ред. К.В. Нельсона и Д.Б. Гезеловица. – М.: Медицина, 1979. – 470с.

46. Новые методы электрокардиографии / Под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина. – М.: Техносфера, 2007. – 552 с.

47. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии – М.: ООО "Московское медицинское агентство", 1997.– 528 с.

48. Основы клинической электрофизиологии сердца в норме и при патологии [Electronic resource] - URL: <u>http://old.smed.ru/guides/13/article</u>.

49. Патент № 2358646, Российская Федерация. Способ моделирования и визуализации распространения возбуждения в миокарде / О.Н.Бодин, Е.А.Гладкова, А.В.Кузьмин, Н.Ю. Митрохина, И.В.Строкова // Опубл. 20.06.2009 Бюл. № 17.

50. Патент № 2360597, Российская Федерация. Способ определения электрической активности сердца / Бодин О.Н., Гладкова Е.А., Кузьмин А.В., Митрохина Н.Ю., Мулюкина Л.А. // Опубл.10.07.2009, Бюл. №19.

51. Патент № 2435518 РФ. Российская Федерация. Способ неинвазивного электрофизиологического исследования сердца / Ревишвили А.Ш., Калинин В.В., Калинин А.В.// Опубл. 10.12.2011, Бюл. № 34.

52. Патент № 2448643, Российская Федерация. Электрокардиограф с измерением координат и параметров источника электрической активности сердца / Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Винокуров Д.С., Филонов Д.В., Стрелков Н.О. // Опубл. 27.04.2012, Бюл. № 12.

53. Патент 2486862 РФ. Способ адаптивного подавления помех в электрокардиосигнале / О. Н. Бодин, В. И. Волчихин, Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков, П. П. Чураков, В. А. Шурыгин // Опубл. 10.07.2013. Бюл. № 19.

54. Патент № 2489083, Российская Федерация. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца / Бодин О.Н., Кузьмин А.В., Митрохина Н.Ю., Семерич Ю.С., Рябчиков Р.В. // Опубл.10.08.2013 Бюл. № 22)

55. Патент № 2535439, Российская Федерация. Способ повышения точности при измерении координат сигналов миокарда и устройство его реализации / Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Винокуров Д.С., Филонов Д.В., Стрелков Н.О., Глушков А.Е., Журавлева Н.А. // Опубл. 20.01.2014, Бюл. № 2.

56. Патент 2568817 РФ. Способ адаптивной фильтрации электрокардиосигнала /О. Н. Бодин, Л. Ю. Кривоногов, В. Л. Кривоногов, Ф. К. Рахматуллов. // Опубл. 20.11.2015.Бюл. № 32.

57. Патент № 2644303, Российская Федерация, МПК А61В5/0402. Способ оказания экстренной кардиологической помощи / Бодин О.Н., Аржаев Д.А., Бодин А.Ю., Ожикенов К.А., Полосин В.Г., Рахматуллов А.Ф., Рахматуллов Р.Ф., Рахматуллов Ф.К., Сафронов М.И., Сергеенко А.С., Убиенных А.Г. // Опубл. 08.02.2018, Бюл. № 4 – 26 с.

58. Патент № 2651068, Российская Федерация. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца / Бодин О. Н., Бодин А. Ю., Жихарева Г. В., Крамм М. Н., Палютина Ю. А., Стрелков Н. И., Черников А. И. // Опубл. 18.04.2018, Бюл. № 11.

59. Патент № 2676625, Российская Федерация. Способ повышения диашгностической точности нагрузочного ЭКГ теста для выявления признаков преходящей ишемии миокарда / Крамм М.Н., Копылов Ф.Ю., Чомахидзе П.Ш., Жихарева Г.В., Стрелков Н.О., Черников А.И. // Опубл. 09.01.2019

60. Патент № 2750057, Российская Федерация. Способ и система оптимизации лечебно-диагностической медицинской помощи / Бодин О.Н.,

Безбородова О.Е., Крамм М.Н. // Рег.26.06.2020, решение о выдаче патента от 06.05.2021, Опубл. 21.06.2021 Бюл. № 18

61. Патент № 2764498 РФ. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / Бодин О.Н., Крамм М.Н., Бодин А.Ю., Рахматуллов Р.Ф., Рахматуллов Ф.К., Сафронов М.И., Федоренко А.И., Черников А.И. // Опубл. 17.01.2022 Бюл. № 2.

62. Полосин В.Г. Построение фазовых траекторий в пространстве энтропийно-параметрического потенциала для исследования динамических характеристик сердца / Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. Пенза, ПГУ, – 2017. № 3(21)., С.126–136.

63. Полякова И.П. Поверхностное ЭКГ-картирование как метод диагностики нарушений ритма сердца / Глава 6 в монографии «Неинвазивная диагностика в клинической аритмологии» // М.: Медицина, 2009, С. 157–175.

64. Рахматуллов Ф.К. Чреспищеводная электростимуляция сердца и клиническая электрофизиология антиаритмических средств. – Пенза.: Изд-во ПГУ, 2006. – 111 с.

65. Рябыкина Г.В., Вишнякова Н.А., Блинова Е.В., Кожемякина Е.Ш., Соболев А.В., Бритов А.Н. Возможности метода дисперсионного картирования ЭКГ для оценки распространенности сердечно-сосудистых заболеваний. Кардиоваскулярная терапия и профилактика. 2010;9(3). – С.98–105.

66. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2024686240. Программа для определения координат электрического центра сердца / М. Н. Крамм, Т.Л.Н. Чыонг, Г.В. Жихарева. – заявка № 2024685751, дата поступления 24.10.2024 г., дата регистрации 06.11.2024г, Бюл. № 11.

67. Сингулярное разложение [Электронный pecypc]. – URL: http://www.machinelearning.ru/wiki/index.php?title=SVD (дата обращения 31.05.2024).

68. Система «Амикард» [Electronic resource] – URL: <u>https://www.amycard.ru/metod.html</u>

69. Скворцов А. В. Триангуляция Делоне и её применение. – Томск: Изд-во Томского университета, 2002. — 128 с. — ISBN 5-7511-1501-5.

 Скворцов А. В., Мирза Н. С. Алгоритмы построения и анализа триангуляции. – Томск: Изд-во Томского университета, 2006.– 168 с. — ISBN 5-7511-2028-0.

71. Струтынский А.В., Баранов А.П., Банзелюк Е.Н., Глазунов А.Б. Патофизиологические основы аритмологии // Лечебное дело, № 2, 2009. – С.69–74.

72. Сула А. С., Рябыкина Г. В., Гришин В. Г., Дисперсионное картирование – новый метод анализа ЭКГ// Биофизические основы электродинамической модели биогенератора сердца, «Кардиологический вестник», Том II (XIV), № 1, 2007 г.

73. Сыркин А.Л., Аксельрод А.С., Новикова И.А., Полтавская М.Г., Седов В.П., Чомахидзе П.Ш., Паша С.П. Руководство по функциональной диагностике болезней сердца. Под ред Сыркина А.Л. – М.: Золотой Стандарт, 2009. – 368с.

74. **Т.Л.Н.Чыонг**, асп.; рук. М.Н. Крамм, д.т.н., проф. (НИУ «МЭИ») Поиск координат центра сердца для реконструкции распределения эквивалентного электрического генератора сердца // Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: Двадцать девятая Междунар. науч.-техн. конф. студентов и аспирантов (16–18 марта 2023 г., Москва): Тез. докл. – М.: ООО «Центр полиграфических услуг "Радуга,,», 2023. – 1240 с. ISBN 978-5-907292-90-1. С. 191.

75. Титомир Л. И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. –М.: Наука, 1999. – 448с.

76. Титомир Л.И. Электрический генератор сердца. – М.: Наука, 1980.–371 с.

77. Титомир Л.И., Трунов В.Г., Айду Э.А.И. Неинвазивная электрокардиотопография. – М.: Наука, 2003. –198 с.

78. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. – М.: Наука. Гл.ред.физ.-мат. лит., 1986. – 288с.

79. Устройство для регистрации электрокардиосигналов в условиях свободной двигательной активности : патент 2540528 РФ / О. Н. Бодин, Л. Ю. Кривоногов, Ф. К. Рахматуллов и др. Опубл. 10.02.2015. Бюл. № 4.

80. Чыонг, ТЛ.Н. Вопросы визуализации эпикардиального потенциала в многоэлектродной электрокардиологической системе/ Т.Л.Н. Чыонг // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы–2023: труды XXXVI Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов (6–8 декабря 2023 г.). - Рязань: ИП Коняхин А.В., 2023. – С. 34–37.

81. **Чыонг, ТЛ.Н.** Многоэлектродная система электрокардиологического скрининга / Т.Л.Н. Чыонг // Сборник научных статей по материалам XX Международной научно-технической конференции, посвященной 80-летнему юбилею Пензенского государственного университета (16–17 ноября 2023г.). - Пенза: Изд-во ПГУ, 2023. – С. 71–73.

82. Чыонг, ТЛ.Н. О влиянии параметров алгоритма реконструкции на распределение эквивалентного электрического генератора сердца на поверхности эпикарда / Т.Л.Н. Чыонг, М.Н. Крамм // Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: Двадцать восьмая Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов (17–19 марта 2022 г.), – Москва: ООО «Центр полиграфических услуг "Радуга,,», 2022. – С. 188.

83. Чыонг, ТЛ.Н. Поиск координат центра сердца для реконструкции распределения эквивалентного электрического генератора сердца / Т.Л.Н. Чыонг, М.Н. Крамм // Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: Двадцать девятая Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов (16–18 марта 2023 г.), – Москва: ООО «Центр полиграфических услуг "Радуга,,», 2023. – С. 191.

84. **Чыонг, Т.Л.Н.** Реконструкция распределения эквивалентного электричесого генератора сердца на сферическом квазиэпикарде по реальным ЭКС / Т.Л.Н. Чыонг, М.Н. Крамм // Радиоэлектроника, электротехника и энергетика:

Двадцать шестая Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов (12–13 марта 2020 г.), – Москва: ООО «Центр полиграфических услуг "Радуга,,», 2020. – С. 162.

85. Чыонг, Т.Л.Н. Реконструкция электрического генератора сердца на сферическом квазиэпикарде / Т.Л.Н. Чыонг, А.А. Гущин.// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: Двадцать пятая Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов (14–15 марта 2019 г.), – Москва: ООО «Центр полиграфических услуг "Радуга,,», 2019. – С. 163.

86. **Чыонг, ТЛ.Н.** Смена ракурса для 2D визуализации эпикардиального потенциала / Т.Л.Н. Чыонг, М.Н. Крамм // Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: Тридцатая Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов (29 февраля–02 марта 2023 г.), – Москва: ООО «Центр полиграфических услуг "Радуга,,», 2024. – С. 183.

87. Ю.С. Данилкина, М.Н. Крамм, **Т.Л.Н. Чыонг**, А.Ю. Бодин, Д.В. Краюшкин. Многоканальная регистрация ЭКГ с поверхности женского торса и визуализация характеристик сердца (2024). Научная визуализация 16.3. – С. 97 – 105, DOI: 10.26583/sv.16.3.10

88. Bodin, O. N. Issues of Interference-Resistant Processing for Electrocardiodiagnostics / O. N. Bodin, M. N. Kramm, A. Y. Bodin, **T. L. Nhi Truong** and L. Y. Krivonogov // International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices (EDM) (29 June-3 July 2023 y.). – 2023. – Pp. 1260–1269.

89. C. Ramanathan et al., "Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia," Nature Medicine, vol. 10, no. 4, pp. 422–428, 2004.

90. Cardiovascular diseases (CVDs) [Electronic resource] – URL: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)

91. CARDIOINSIGHT MAPPING VEST [Электронныйресурс]. – URL: <u>https://global.medtronic.com/xg-en/healthcare-professionals/products/cardiac-</u>rhythm/cardiac-mapping/cardioinsight-mapping-vest.html

92. Danilkina, Y.S. Multichannel ECG Recording from the Surface of the Female Torso and Visualization of Heart Characteristics / Y.S. Danilkina, M.N. Kramm, T.L.N. Truong, A.Y. Bodin, D.V. Krayushkin. // Scientific Visualization. 2024. – Vol. 16, No.
3. – Pp. 97 – 105.

93. Denisov A.M., Zakharov E.V., Kalinin A.V., Kalinin V.V. Numerical solution of an inverse electrocardiography problem for a medium with piecewise constant electrical conductivity // Computational Mathematics and Mathematical Physics, vol. 50, pp. 1172–1177, 2010.

94. G. Coorey, G. A. Figtree, D. F. Fletcher, V. J. Snelson, S. T. Vernon, D. Winlaw, S. M. Grieve, A. McEwan, J. Y. H. Yang, P. Qian, et al., "The health digital twin to tackle cardiovascular disease—a review of an emerging interdisciplinary field," NPJ digital medicine, vol. 5, no. 1, p. 126, 2022.

95. Gibbons R. J. et al. ACC/AHA 2002 guideline update for exercise testing: summary article: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Update the 1997 Exercise Testing Guidelines) //Journal of the American College of Cardiology. – 2002. V. 40. №. 8. P. 1531–1540.

96. Griddata[Электронныйресурс]–URL:https://docs.exponenta.ru/R2019a/matlab/ref/griddata.html–URL:

97. J. Corral-Acero et al., "The 'digital twin' to enable the vision of precision cardiology," European Heart Journal, vol. 41, no. 48, pp. 4556 - 4564, 2020.

98. K. Sel et al., "Building digital twins for cardiovascular health: From principles to clinical impact," Journal of the American Heart Association, p. e031981, 2024.

99. Kramm, M. N. Constructional Features of a Multielectrode Electrocardiology Screening System / M. N. Kramm, O. N. Bodin, A. Yu. Bodin, T. L. N. Truong, G. V. Zhikhareva . // Biomed Eng. – 2023. – Vol. 56, No. 5. – Pp. 345–352.

100. Kramm, M. N. Issues of Electrocardiosignal Processing for the Visualization of Electrical Potential Maps on the Epicardium in a Multielectrode Electrocardiological Screening System / M. N. Kramm, **T. L. N. Truong**, A. Y. Bodin, O. N. Bodin and G. V.

Zhikhareva // 2023 Systems and Technologies of the Digital HealthCare (STDH) (4–6 October 2023 y.). – 2023. – Pp. 66–68.

101. Kramm, M.N. An algorithm for electrocardiosignals processing in a multielectrode electrocardiological screening system for visualization of the electrical potential of the epicardium/ M.N. Kramm, **T.L.N. Truong**, A.Y. Bodin, et al. // Biomed Eng. – 2024. – 57, Pp. 316–320.

102. L. Li et al., "Towards enabling cardiac digital twins of myocardial infarction using deep computational models for inverse inference," IEEE Transactions on Medical Imaging, 2024.

103. L. Li, J. Camps, B. Rodriguez, and V. Gra. Solving the Inverse Problem of Electrocardiography for Cardiac Digital Twins: A Survey\ IEEE Reviews in Biomedical Engineering, JULY 2024, pp. 1-19

104. Lee, D. T., and Schachter, B. J. (1980), 'Two Algorithms for Constructing a Delaunay Triangulation', International Journal of Computer and Information Sciences, v. 9, n. 3, p. 219–242.

105. Martin R.O., Pilkington T.C. Unconstrained inverse electrocardiography: epicardial potentials // IEEE Trans on Biomed Eng, v. BME-19, # 4, 1972. P.276–285.

106. Mullen, T (2009). Mastering Blender. 1st ed. Indianapolis, Indiana: Wiley Publishing, Inc. ISBN 9780470496848.

107. P. S. Cuculich et al., "The electrophysiological cardiac ventricular substrate in patients after myocardial infarction: noninvasive charac terization with electrocardiographic imaging," Journal of the American College of Cardiology, vol. 58, no. 18, pp. 1893–1902, 2011.

108. Rudy Y, Ramanathan, C., Ghanem, R.N., Jia P. System and method for noninvasive electrocardiographic imaging (ECGI) using generalized minimum residual (GMRES) // United states patent № 7016719 B2, 2006.

ПРИЛОЖЕНИЕ А. СВИДЕТЕЛЬСТВО



ПРИЛОЖЕНИЕ Б. АКТЫ О ВНЕДРЕНИИ

УТВЕРЖДАЮ 🗡 Главный врач ГБУЗ «Клиническая больница № 6 имени Г.А. Захарьина» А.С. Кибиткин «1+» 10 2024 г.

СПРАВКА

об использовании результатов диссертационной работы Тхи Лан Нхи Чыонг

представленной на соискание ученой степени кандидата технических наук

Разработанная соискателем многоканальная система неинвазивной электрокардиодиагностики внедрена в ГБУЗ «Клиническая больница № 6 им. Г.А. Захарьина» г. Пензы и используется в действующем макете системы диагностики состояния сердца.

Предложенные в диссертационной работе методы обработки многоканальных электрокардиосигналов и способы визуализации карт электрического потенциала на поверхности эпикарда, позволяют наблюдать временную динамику движения процессов проведения возбуждения в миокарде и получать дополнительные для кардиодиагностики пространственные характеристики электрической активности сердца.

Заведующая кардиологическим отделением № 1

Е.Г. Зиновьева

Заведующая кардиологическим отделением № 2

Л.А. Бондаренко

Заведующая кардиологическим отделением № 3

All.

М.Н. Балашова



АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы Чыонг Тхи Лан Нхи «Методы и алгоритмы визуализации электрической активности сердца в системах электрокардиодиагностики на основе многоканальной обработки электрокардиосигналов»,

представленной на соискание ученой степени кандидата технических наук

Материалы диссертационной работы аспирантки кафедры основ радиотехники ФГБОУ ВО «НИУ МЭИ» Чыонг Тхи Лан Нхи внедрены в учебный процесс подготовки студентов, обучающихся по направлению «Биотехнические системы и технологии» (12.03.04 - бакалавриат и 12.04.04 - магистратура).

Полученные в диссертационной работе результаты используются в лекционных курсах «Медицинские приборы» (обработка электрокардиосигналов множественных отведений) и «Основы компьютерной томографии» (решение обратных задач электрокардиографии).

Зав. каф. ОРТ ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ» к.т.н., доцент

Mlel-

/Шалимова Е.В./ «<u>27</u>»_<u>0/</u>_ 2025 г.