

Изучение структуры и функции сердца человека по данным неинвазивных измерений

Устинин М.Н.*¹, Сидорова А.Э.†², Сапельников Е.А.‡^{1,2}, Рыкунов С.Д.§¹,
Твердислов В.А.**²

¹Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша Российской академии наук,
Москва, Россия

²Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия

Аннотация. Рассмотрены основные подходы к исследованию сердца человека с помощью неинвазивных измерений. Для изучения структуры сердца используются такие методы, как эхокардиография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография. Функция сердца изучается в основном с помощью электрокардиографии и магнитной кардиографии. Описаны наборы данных, доступные для использования при математическом моделировании сердца при изучении его работы и при диагностике. Предложен метод функциональной томографии, который преобразует набор временных рядов в пространственное распределение электрических или магнитных источников. Экспериментальные данные магнитной кардиографии, полученные в Центре нейромагнетизма Нью-Йоркского университета, в НИЦ «Курчатовский институт» и в Институте радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, были использованы для реконструкции трехмерной функциональной структуры сердца и временных рядов электрической активности сердца. Токовый диполь, найденный по магнитной кардиограмме, был успешно локализован в пространстве реконструированной структуры сердца, а его амплитуда и направление изменялись в соответствии с фазой сердечного цикла. Метод может быть использован для детального изучения пространственного распределения элементарных источников электрической активности сердца человека по данным многоканальных неинвазивных измерений.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, электрокардиография, магнитная кардиография, баллистокордиография, открытые наборы данных, преобразование Фурье, решение обратной задачи, функциональная томография по данным кардиографии

ВВЕДЕНИЕ

Задача изучения функционирования сердечно-сосудистой системы человека является одной из наиболее важных и сложных среди биомедицинских задач. Для диагностики заболеваний сердца используются различные методы [1]: анализ ЭКГ в покое и при различных нагрузочных тестах, холтеровское ЭКГ-мониторирование, фармакологические пробы, стресс-эхокардиография, радиоизотопные методы, магнитокордиография (МКГ) – техника поверхностного картирования, которая

*ustinin@impb.ru

†sky314bone@mail.ru

‡sapelnikov.ea22@physics.msu.ru

§stanislavrykunov@gmail.com

**tverdislov@mail.ru

обнаруживает магнитные поля сердца и слабые электрофизиологические изменения, которые не могут быть выявлены на ЭКГ. Каждый из этих методов имеет специфические особенности, связанные с физическими принципами, на основе которых они построены и ограничениями в применении. Основными методами являются ЭКГ и МКГ. Потенциалы действия, возникшие в кардиомиоцитах, создают электрические токи, и таким образом образуются электрическое и магнитное поля сердца. На поверхности тела электрические поля сердца измеряются с помощью ЭКГ и поверхностного картирования, а магнитные поля сердца измеряются МКГ.

К основным функциям сердца относятся [2]: способность клеток спонтанно вырабатывать электрические импульсы без внешних раздражителей; способность клеток проводить электрические импульсы, возбуждаться в результате их воздействия и сокращаться при возбуждении; рефрактерность (временная неспособность электрических импульсов вызвать возбуждение клеток). Источником автоколебаний в сердце являются кардиостимуляторные клетки длиной примерно 5–10 мкм, способные к самопроизвольной деполяризации. Скорость деполяризации определяется электрическими характеристиками клетки и внешними нейрогормональными воздействиями. Спонтанная деполяризация служит источником волны деполяризации, которая инициирует один полный цикл сокращения и расслабления сердца. Однако из-за малых размеров данные клетки не могут создавать достаточно мощный импульс для регистрации на ЭКГ. Клетки миокарда длиной 50–100 мкм, которые составляют основную долю сердечной ткани и содержат сократительные белки актина и миозина, ответственны за сокращение и расслабление сердца. Процесс взаимодействия возбуждения и сокращения связан достижением волной деполяризации клетки миокарда и последующим высвобождением кальция, что заставляет клетку сокращаться.

Под влиянием импульса возбуждения в сердце начинают функционировать микродиполи мышечных волокон – источников электродвижущей силы (ЭДС), которые суммируются в макродиполи отдельных фрагментов миокарда, камер сердца и образуют единый диполь и вектор ЭДС сердца, который лежит в основе электрокардиографии.

ЭКГ способно в той или иной мере отразить все эти функции, кроме функции сократимости. Электрические импульсы клеток миокарда и видны на ЭКГ [3]. В работе [4] сформулированы математическое и физическое основание концепции «сердечного вектора» (трех компонент дипольного момента) в ЭКГ на основании представления электрической активности сердца как эквивалентного диполя, положение и момент которого варьируются, что определяет вид потенциала на поверхности тела (ЭКГ). Электрическая активность сердца моделируется диполем переменной величины и направления, расположенным в однородной сфере. Для вычисления «сердечного вектора» достаточно одновременной регистрации трех независимых потенциалов (не менее четырех электродов). Результаты исследований показывают, что диполь может объяснить большую часть наблюдаемых потенциалов. Диполь-базируемая модель [5] представляет источник возбуждения в виде одного эквивалентного диполя, восстанавливает электрические потенциалы на всей поверхности сердца (эпикард или эпикард+эндокард). Модель электрического множества из 12 диполей [6] гораздо лучше соответствует анатомической реальности. Точность метода многодипольной ЭКГ (MDECG) - 98%.

Эхокардиография (Эхо-КГ, УЗИ сердца) – это современный высокоинформативный метод ультразвуковой диагностики, который позволяет оценить структуру и функцию сердца в реальном времени. При проведении УЗИ сердца можно измерить размеры камер сердца и толщину стенок желудочков, оценить сократительную способность сердечной мышцы, исследовать состояние клапанного аппарата (посмотреть, нет ли недостаточности клапанов или сужений клапанных отверстий), проанализировать

характер и скорость кровотока в полостях сердца. Принцип эхокардиографии состоит в том, что специальный ультразвуковой датчик генерирует высокочастотные звуковые волны, которые проникают через ткани организма и отражаются от структур сердца, имеющих различную акустическую плотность. Отраженные сигналы регистрируются и преобразуются в визуальное изображение, которое врач может наблюдать в режиме реального времени на мониторе аппарата. Существует различные виды ультразвукового исследования сердца: стандартная (трансторакальная) эхокардиография с расположением датчика на грудной клетке, чреспищеводная эхокардиография для детального изучения задних отделов сердца при помощи специального пищевого датчика и контрастная эхокардиография с применением контрастных веществ для улучшения визуализации.

Магнитное поле сердца является самым сильным из всех биомагнитных полей. Магнитно-резонансная томография резонанс сердечно-сосудистой системы (МРТ) – широко используемый неинвазивный метод комплексной оценки структуры и функции сердечно-сосудистой системы при различных заболеваниях сердца, позволяющий получить изображение прилегающих структур грудной клетки и брюшной полости. Метод основан на физическом явлении, при котором ядра определённых элементов (в основном водорода) в сильном постоянном магнитном поле ведут себя как микроскопические магниты – они могут поглощать энергию радиочастотных импульсов, а затем переизлучать её в виде радиосигнала. Этот сигнал регистрируется, обрабатывается с помощью сложных алгоритмов и преобразуется в точное изображение распределения этих атомов в исследуемом объекте. Поскольку большинство МР-томографов настроены на детектирование именно ядер водорода, метод изначально лучше всего подходил для визуализации тканей с высоким содержанием воды — головного и спинного мозга, мягких тканей, суставов и сосудов. Исследование сердца долгое время было затруднено из-за его постоянного движения, но с появлением высокопольных (1,5 Тл, 3 Тл и выше) томографов это стало возможным. Миокард состоит преимущественно из лёгких атомов (водорода, кислорода, углерода), что делает его хорошо различимым при МРТ. Кардио-МРТ позволяет детально оценивать, как структуру сердца, так и его работу, превосходя по временному, пространственному и контрастному разрешению такие методы, как рентгеновская томография или УЗИ. Ключевые преимущества метода:

- возможность получения изображений тонких срезов в любой анатомической плоскости,
- создание трёхмерных моделей сердца,
- комбинированная оценка анатомии и функции в рамках одного исследования.

Например, за одну процедуру можно проанализировать строение камер сердца, оценить подвижность стенок в покое и при лекарственной нагрузке, а также изучить кровоснабжение миокарда.

В [7] сравниваются две архитектуры глубокого обучения для автоматического определения дополнительных кардиологических результатов в ускоренной последовательности получения (МРТ). Первая состоит из сети бинарной классификации, которая выявляет наличие ЭС, а вторая – из сети мультиклассовой классификации. Результаты на выборке из 236 человек показывают, что предложенные методы обладают многообещающей сбалансированной точностью, чувствительностью и высокой специфичностью. Авторы [8] представили оценку возможности компьютерной томографии сердца с отсроченным контрастированием (DE-CT) для качественной и количественной оценки микрососудистой обструкции (MVO) у пациентов с инфарктом миокарда с подъёмом ST- сегмента (ИМпST) по сравнению с магнитно-резонансной томографией с отсроченным контрастированием (LGE-MRI). Сравнивались DE-CT и LGE-MRI у пациентов с STEMI, которым было проведено первичное коронарное вмешательство (PCI) по поводу поражения *de novo*.

Изображения, полученные с помощью обоих методов, использовались для измерения областей с гиперинтенсивным сигналом (представляющих собой инфарцированный миокард) и областей с гипоинтенсивным сигналом в областях с гиперинтенсивным сигналом (представляющих собой микрососудистую обструкцию). Было показано, что DE-СТ является хорошей альтернативой LGE-MRI для качественной и для количественной оценки инфаркта миокарда.

Разграничение полости левого желудочка, миокарда и правого желудочка на изображениях магнитно-резонансной томографии сердца (многослойная 2D кино-MPT) является распространенной клинической задачей для установления диагноза. Автоматизация соответствующих задач, таким образом, является предметом интенсивных исследований в течение последних десятилетий. В [9] приводятся результаты протокола 2D фазово-контрастного MPT-стресс-тестирования для количественной оценки бивентрикулярного объема и функции во время велотренировок средней и высокой интенсивности для 12 пациентов. Конечные двужелудочковый диастолический и систолический объемы и функции во время тренировки сравнивались с данными MPT в состоянии покоя и при задержке дыхания, а также с данными 2D-фазово-контрастной MPT для оценки кровотока в аорте. Точность оценивалась как повторяемость измерений между сеансами.

В [10] представлен набор данных 150 записей MPT сердца. Разграничение эндокарда и эпикарда желудочков позволяет рассчитывать различные параметры, такие как фракции выброса левого и правого желудочка (ФВЛЖ, ФВПЖ), масса миокарда, толщина миокарда, телесистолический и теледиастолический объемы желудочков, необходимые для диагностики многих кардиомиопатий. Результаты открывают путь к высокоточному и полностью автоматическому анализу кардиомагнитно-резонансной томографии (KMPT). Современные методы машинного обучения могут успешно классифицировать данные пациентов и получать высокоточные результаты сегментации. В работе [9] приводятся результаты протокола 2D фазово-контрастной MPT-стресс-тестирования для количественной оценки бивентрикулярного объема и функции во время велотренировок средней и высокой интенсивности для 12 пациентов. Конечные двужелудочковый диастолический и систолический объемы и функции во время тренировки сравнивались с данными MPT в состоянии покоя и при задержке дыхания, а также с данными 2D-фазово-контрастной MPT для оценки кровотока в аорте. Точность оценивалась как повторяемость измерений между сеансами. Аналогичные исследования представлены в работе [11].

Магнитокардиография (МКГ) – это метод измерения магнитных полей, создаваемых электрическими токами в сердце, с использованием чувствительного детектора сверхпроводящего квантового интерференционного устройства (СКВИД). При измерении магнитного поля с помощью многоканального устройства получается карта магнитного поля над грудной клеткой, на основе анализа которой, используя математические алгоритмы, учитывающие структуру проводимости туловища, можно определить источник активности в сердце [12]. Модельный расчет показал существенно различающиеся результаты распространения электрофизиологической активации и результирующей электрокардиограммы (ЭКГ) и/или магнитокардиограммы (МКГ) в зависимости от того, была ли реализована в алгоритме геометрия систолы или диастолы [13].

Одной из модификаций метода МКГ является вектор-магнитокардиографии (ВМКГ), которая является записью во времени вектора МП, связанного с электрической активностью сердца. Магнитные поля сердца измеряются, как векторные величины, состоящие из трех пространственных компонентов (горизонтальная, продольная и вертикальная оси). Магнитные поля вращаются по часовой стрелке вдоль электрических токов. Преимуществами МКГ с перпендикулярной осью являются: меньшее воздействие звуковыми (или вторичными)

потоками, компактность системы (так как количество датчиков может быть уменьшено вдвое по сравнению с тангенциальной системой) и легкость сравнения с ЭКГ. Преимущества МКГ перед ЭКГ заключаются в повышенной чувствительности к слабым сигналам, а также отсутствии искажения из-за электропроводности тканей тела. По результатам МКГ-измерений различных групп пациентов было отмечено, что у здоровых людей мгновенное распределение магнитного поля сердца сходно с распределением поля источника в виде токового диполя [1].

В работах [14, 15] изучались слабые магнитные поля, генерируемые феррожидкостью – суспензией магнитных наночастиц. Было найдено, что семиканальный магнитометр [16, 17] может быть использован для регистрации баллистокардиограммы – мельчайших колебаний человеческого тела, вызываемых выбрасыванием крови из желудочков сердца в крупные сосуды [18]. Использовался следующий дизайн эксперимента. Чашка Петри с феррожидкостью была закреплена снаружи на запястье (как наручные часы), испытуемый сидел неподвижно так, что датчики магнитометра располагались над поверхностью феррожидкости. Были записаны временные ряды магнитного поля в семи каналах измерителя чашкой Петри. После преобразования Фурье было найдено, что на спектре обнаруживаются несколько гармоник сердечного ритма, а источники колебаний локализируются методом [19] на поверхности феррожидкости. Таким образом, метод позволяет обнаруживать очень слабые источники биоманитного поля.

Высокоразрешающая КТ (ВРКТ) определяется как КТ с тонкими срезами (сканирование с коллимацией 1–2 мм), оптимизированная с помощью алгоритма с высоким пространственным разрешением. Исследования показали, что ВРКТ точно отражает макроскопические патологические изменения, высокой чувствительностью и специфичностью среди всех методов визуализации, используемых для оценки очаговых и диффузных заболеваний легких [20]. Спиральная КТ позволяет визуализировать просвет дыхательных путей с помощью изображений, напоминающих изображения бронхоскопии (виртуальной бронхоскопии) или бронхографии (виртуальной бронхографии). Как и рентгенография, интенсивность сигнала при компьютерной томографии в основном обусловлена одним параметром: плотностью электронов. Интенсивность сигнала на магнитно-резонансном изображении зависит от плотности ядер, двух времен релаксации и движения ядер внутри визуализируемого объема легкого. Основными показаниями для магнитно-резонансной томографии грудной клетки являются оценка сердца, крупных сосудов, средостения и структур корня легкого из-за естественного контраста, обеспечиваемого текущей кровью [20]. МРТ с кодированием скорости позволяет точно и напрямую измерять ударный объем правого и левого желудочков, легочный кровоток, легочное сосудистое сопротивление [21]. МРТ с гиперполяризованным 3-гелием позволяет оценивать локальную вентиляцию у пациентов с различными аномалиями дыхательных путей [22]. К другим газам, которые использовались для прямой визуализации легочной вентиляции на МРТ, относятся ^{129}Xe , ^{19}F и кислород [20]. Магнитно-резонансная томография с задержкой дыхания позволяет измерять объемы легких и оценивать механику диафрагмы и грудной стенки [23, 24].

Использование КТ в ядерной медицине постоянно растет, сначала с внедрением позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) в сочетании с КТ, а в последнее время – с внедрением однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) в сочетании с КТ. Кроме того, некоторые из основных идей, лежащих в основе КТ, такие как реконструкция из проекций (данных, измеренных во многих положениях и под разными углами), очень похожи на идеи, лежащие в основе методов поперечной визуализации в ядерной медицине – ПЭТ и ОФЭКТ. [25].

Компьютерная томографическая коронарная ангиография (КТКА) — это неинвазивный метод оценки анатомии и заболеваний коронарных артерий. КТКА

идеально подходит для реконструкции геометрии с целью создания виртуальных моделей коронарных артерий.

В настоящее время многомасштабные модели сердца достигли уровня детализации и экспериментальной проверки, благодаря чему они демонстрируют перспективность для клинического применения [26–29].

Модель электрофизиологических источников внутри человеческого тела в виде множества независимых токовых диполей, каждый из которых осциллирует на своей частоте, была предложена в работах [30, 19] и получила название «метод функциональной томографии» [19]. Если проводить многоканальные измерения магнитного или электрического поля в течение достаточного времени (десятки и сотни секунд), можно получить достаточно подробное описание изучаемых органов или тканей. Эффективность данного подхода была продемонстрирована в различных задачах реконструкции функциональной структуры человеческого тела [31]. Представляет большой фундаментальный и практический интерес использование метода функциональной томографии для анализа многоканальных данных кардиографии. Первые попытки такого использования были описаны в работах [32, 33] и показали обнадеживающие результаты.

Настоящая работа посвящена обзору существующих подходов к изучению структуры и функции сердца с акцентом на доступные наборы экспериментальных данных, а также обсуждению вопроса о применимости метода функциональной томографии по данным многоканальной кардиографии для реконструкции трехмерного распределения электрических источников в сердце.

ОТКРЫТЫЕ БАЗЫ ДАННЫХ

Распространенной практикой стало использование общедоступных данных. РТВ-XL – крупнейший на сегодняшний день в открытом доступе набор данных клинических 12-канальных ЭКГ-волн, включающий 21837 записей от 18885 пациентов длительностью 10 секунд. Данные ЭКГ-волн были аннотированы двумя кардиологами как многоклассовый набор данных, где диагностические метки были дополнительно объединены в супер- и подклассы. Набор данных охватывает широкий спектр диагностических классов, включая, в частности, значительную долю записей здоровых людей. Сочетание с дополнительными метаданными о демографических характеристиках, дополнительными диагностическими заключениями, вероятностями диагноза, аннотированными вручную свойствами сигнала, а также предлагаемыми вариантами разделения обучающей и тестовой выборок превращает набор данных в богатый ресурс для разработки и оценки алгоритмов автоматической интерпретации ЭКГ [34]. Файлы с осциллограммами хранятся в формате WaveForm DataBase (WFDB) с 16-битной точностью, разрешением 1 мкВ/младшего значащего разряда и частотой дискретизации 500 Гц. Метаданные сигнала: шум (статический и импульсный случайный), смещения базовой линии и другие артефакты, связанные с электродами. Вся информация, относящаяся к используемой схеме аннотирования, хранится в специальном файле `scr_statements.csv`, который был дополнен сопоставлениями с другими стандартами аннотирования, такими как АНА, aECGREFID, CDISC и DICOM. В `example_physionet.py` приведен минимальный пример использования, демонстрирующий загрузку данных волновой формы (`numpy-arrays X_train and X_test`) и меток (`y_train and y_test`) с использованием предложенного разделения на обучающую и тестовую выборки. Процедуры для набора данных описаны в [35]. Все соответствующие метаданные (демографические и регистрационные метаданные, такие как возраст, пол, рост, вес, медсестра, место проведения, устройство и дата записи) хранятся в файле `ptbx1_database.csv`, где каждая запись идентифицируется по столбцу `ecg_id` (файл содержит 28 столбцов) [34]. Каждая запись идентифицируется уникальным идентификатором `ecg_id`. Пациенты кодируются

по идентификатору `patient_id`. Пути к исходной записи (500 Гц) и версии записи с пониженной частотой дискретизации (100 Гц) хранятся в `filename_hr` and `filename_lr`. Операторы ЭКГ: основными компонентами являются `scp_codes` (операторы SCP-ЭКГ в виде словаря с записями вида `statement: likelihood`, где `likelihood` устанавливается равным 0, если неизвестно) и `report` (строка отчета). Дополнительные поля: `heart_axis`, `infarction_stadium1`, `infarction_stadium2`, `validated_by`, `second_opinion`, `initial_autogenerated_report` и `validated_by_human`. Также предоставлены данные для паттернов сигнала, указывающих на активный кардиостимулятор и интерфейс для упаковки диагностической информации `diagnostic_class` и `diagnostic_subclass`.

В [36] представлен «Репозиторий экспериментальных данных и геометрического анализа» (EDGAR) – интернет-архив электрокардиографических данных, включая экспериментальные данные исследований на животных (www.ecg-imaging.org/edgar-database). Система EDGAR состоит из двух взаимосвязанных компонентов:

- метаданные, которые включают набор описательных параметров и информации, временные сигналы как от сердечного источника, так и от поверхности тела, а также обширную геометрическую информацию, включая изображения, геометрические модели и места измерений, используемые во время сбора/генерации данных;
- веб-интерфейс, обеспечивающий эффективный поиск, просмотр и извлечение данных из репозитория.

Предыдущими примерами, оказавшими значительное влияние на схемы обнаружения признаков ЭКГ, являются европейский стандарт для хранения и обмена сигналами ЭКГ – «Открытый европейский обмен данными и их обработка для компьютерной электрокардиографии» [37] и база данных MIT-BIH [38], которая теперь является частью успешного и разнообразного проекта Physionet [39]. Недавним специализированным примером является «Хранилище телеметрических и холтеровских ЭКГ» или THEW [40]. Все эти базы данных содержат только временные сигналы ЭКГ и не поддерживают данные изображений или геометрические модели, которые необходимы для ЭКГ-гипофизарной визуализации. Вторым преимуществом проекта EDGAR станет доступ к разнообразному массиву данных, а именно: экспериментам, основанным исключительно на моделировании сердечной активности и потенциалов поверхности тела, с использованием схематических геометрических моделей, а также экспериментам, основанным исключительно на медицинской визуализации, многоцентровых исследованиях картирования сердца и BSPM от пациентов. Такое разнообразие предоставит возможности для тестирования алгоритмов и реализаций в различных условиях. Более того, методы, эффективные в различных условиях, также могут быть полезны для клинических применений. Третье преимущество заключается в том, что, применяя алгоритмы и численные методы к одним и тем же наборам данных, исследователи смогут сравнивать результаты на основе общих данных, что ранее было практически недоступно [36].

Картирование потенциалов поверхности тела (КПТ) – это неинвазивный метод оценки биоэлектрической активности сердца с богатой историей практического применения как в научных исследованиях, так и в клинической практике. КПТ обеспечивает всестороннее получение биоэлектрических сигналов по всей грудной клетке, что позволяет проводить более сложный и обширный анализ, чем стандартная электрокардиограмма (ЭКГ). Несмотря на свои преимущества, КПТ не является распространенным клиническим инструментом, однако служит ценным исследовательским инструментом и источником данных для других методов анализа, таких как электрокардиографическая визуализация и, в последнее время, машинное обучение и искусственный интеллект.

В последнее десятилетие широко используются электрофизиологические модели для *in silico* моделирования электрофизиологии сердца. Однако для клинического

применения модели необходима персонализация геометрических моделей туловища и сердца пациента на основе стандартных клинических данных магнитно-резонансной томографии сердца. Включение торса и его внутренних структур позволяет моделировать электрофизиологическую активность желудочков человеческого сердца на ионном уровне, а также потенциалы поверхности тела и электрокардиограмму [41]. Одним из реалистичных критериев могут быть измеренные биосигналы МРТ-изображения. В [42] описывается набор данных, который может стать основой для связывания динамических данные изображений (геометрии сердца и туловища) с положениями электродов и датчиков, с помощью которых получены биосигналы. К телу добровольца прикреплялись три маркера: два верхних – расположены вертикально и номинально на расстоянии 10 см друг от друга, нижний - на 10 см ниже середины между двумя верхними маркерами. Ориентация осей x , y и z была выбрана в соответствии с системой отведений ЭКГ по Франку [4].

При обследовании 5 мужчин (средний возраст 30 ± 5 лет) использованы следующие методы: магнитно-резонансная томография (МРТ) сердца и грудной клетки, карты поверхностного потенциала тела (BSPM) и магнитокардиография (MCG). Последние были записаны одновременно у тех же людей через несколько часов после сеансов МРТ. Данные МРТ включали два подмножества (1 и 2).

1) Была выбрана последовательность сбалансированной свободной прецессии стационарного состояния (bSSFP) с задержкой дыхания, состоящая из нескольких однокадровых двумерных изображений (M2D) со следующими параметрами:

- TR/TE/переворот – соответственно 3.1 мс, 1.2 мс, 50° ;
- пространственное разрешение $3 \times 3 \times 6$ мм³;
- количество срезов 80 (покрытие 480 мм в направлении «ноги-голова»);
- время сканирования 21 с.

Кроме того, были добавлены три дополнительные серии, содержащие информацию о динамической геометрии сердца. Серия M2D-bSSFP Cine обеспечивает полный сердечный цикл в нескольких коротких осевых разрезах (полностью охватывающих левый желудочек); Параметры последовательности: TR/TE/flip: 3.4 мс, 1.7 мс, 60° ; пространственное разрешение: $1.8 \times 1.8 \times 8$ мм³; 50 фаз сердца. Последние две серии (701 и 801) представляют собой однофазные 3D-bSSFP-данные, полученные при свободном дыхании и с помощью навигатора в диастолу и систолу соответственно, со следующими параметрами: подготовка T2 (TE = 50 мс) и преимпульсы насыщения жиром, TR/TE/flip – 4.7 мс, 2.3 мс, 100° ; измеренное пространственное разрешение $1.5 \times 1.5 \times 3$ мм³; реконструировано до $1.5 \times 1.5 \times 1.5$ мм³; количество срезов 180 (покрытие 270 мм в направлении от ног к голове). Длительность сбора данных: на один сердечный удар для диастолического набора данных приходится 110 мс (время сканирования: 257 сердечных ударов), а для систолического набора данных – 55 мс (время сканирования: 514 сердечных ударов).

2) Были выбраны два типа биосигналов – BSPM (поверхностный потенциал тела) и карты МКГ (магнитокардиограмма), что обеспечивает более широкое «поле зрения», чем традиционная ЭКГ. BSPM регистрировался с помощью электродов ЭКГ, расположенных параллельно. Причина добавления данных МКГ состоит в том, что магнитные сигналы меньше подвержены влиянию неоднородностей туловища, не имеют артефактов от электродов и кожи и являются векторными величинами (т.е. предоставляют информацию, отличную от скалярного потенциала BSPM). Биосигналы BSP и МКГ регистрировались одновременно в течение 100 с интервалом 1 мс. Для сигналов ЭКГ и МКГ использовались 20-битный сигма-дельта-преобразователь и фильтр с конечной импульсной характеристикой (имеет передаточную характеристику Чебышева с линейной фазовой характеристикой в полосе пропускания от 0 до 350 Гц). Сигналы МКГ регистрировались синхронно с сигналами BSP с помощью 304-канальной системы векторного магнитометра в магнитно-экранированной комнате.

Процедура усреднения включала временное наложение всех комплексов с центром в точке триггера пика R, умеренную коррекцию базовой линии и усреднение с помощью медианного фильтра. Для нескольких слоев сердца был записан полный сердечный цикл. Данные BSPM и MCG были получены одновременно с помощью биомагнитной многоканальной системы SQUID. Наличие подмножества биосигналов позволяет оценить и проверить численные электрофизиологические модели сердца, для чего необходимо выполнить расчёты поверхностного потенциала тела и/или распределения магнитного поля и сравнить расчётные данные с измеренными данными биосигналов.

Из созданных авторами наборов данных для пяти добровольцев в открытый доступ (link.springer.com/article/10.1186/1475-925X-10-11) выложен только один набор данных. Электронные дополнительные материалы включают: файлы волновых форм в формате WaveForm DataBase (WFDB) с 16-битной точностью, разрешением 1 мкВ/LSB и частотой дискретизации 500 Гц (records500/); метаданные хранятся в файле ptbx1_database.csv, где каждая запись идентифицируется одной строкой по esg_id. Файле ptbx1_database.csv содержит 28 столбцов, которые можно разделить на следующие категории:

- 1) Идентификаторы: каждая запись идентифицируется уникальным esg_id. Соответствующий пациент кодируется с помощью patient_id. Пути к исходной записи (500 Гц) и версии записи с пониженной частотой дискретизации (100 Гц) хранятся в файлах filename_hr и filename_lr.
- 2) Общие метаданные: демографические и регистрационные данные, такие как возраст, пол, рост, вес, медсестра, место проведения, устройство и дата записи.
- 3) Данные ЭКГ: основными компонентами являются scp_codes (заявления SCP-ЭКГ в виде словаря с записями вида statement: likelihood, где likelihood устанавливается равным 0, если неизвестно) и report (строка отчета). Дополнительные поля: heart_axis, infarction_stadium1, infarction_stadium2, validated_by, second_opinion, initial_autogenerated_report и validated_by_human. Большой общедоступный набор электрокардиографических данных PTB-XL 1.0.1 доступен по адресу physionet.org/content/ptb-xl/1.0.1/scp_statements.csv.
- 4) Метаданные сигнала: качество сигнала, такое как шум (static_noise и burst_noise), дрейф базовой линии (baseline_drift) и другие артефакты, например, electrodes_problems. Мы также предоставляем extra_beats для подсчета экстрасистол и pacemaker для паттернов сигнала, указывающих на активный кардиостимулятор.
- 5) Разделение данных на обучающую и тестовую выборки. Рекомендуется использовать 10-кратное разделение на обучающую и тестовую выборки (strat_fold), полученное методом стратифицированной выборки с учетом распределения пациентов, т.е. все записи конкретного пациента были отнесены к одной и той же выборке. Записи в выборках 9 и 10 прошли как минимум одну оценку человеком и, следовательно, обладают особенно высоким качеством меток.

Общепризнанным инструментом для сегментации медицинских изображений является ИТК, который доступен как программный пакет с открытым исходным кодом (Insight Segmentation and Registration Toolkit, <http://www.itk.org>). Также существует коллекция научных программных пакетов python(x,y), которая включает ИТК и инструментарий визуализации VTK (Visualization Toolkit, <http://www.vtk.org>). ИТК и VTK позволяют читать формат DICOM и, таким образом, могут использоваться для открытия DICOM-файлов дистрибутива набора данных.

В [43] представлен набор данных с открытым доступом, OSMR, который предоставляет данные k -пространства с использованием нескольких катушек из 53 полностью дискретизированных и 212 проспективно недискретизированных серий кардиокинематографических изображений.

В [44] представлены изображения КТКА в виде центральных линий, показателей кальцификации и сеток просвета коронарных артерий для 20 случаев с нормальным состоянием (нулевой показатель кальцификации без признаков стеноза) и 20 случаев с заболеваниями (подтвержденная ишемическая болезнь сердца). Предоставленные данные могут быть использованы для различных исследовательских целей, таких как 3D-печать моделей пациентов, разработки и проверки алгоритмов сегментации. Данные КТ-ангиографии и эталонные данные предоставляются в формате NRRD, совместимом со всем распространенным программным обеспечением для медицинской визуализации, таким как 3D Slicer29 и ITK-SNAP40. 3D Slicer — рекомендуемое программное обеспечение для работы с этими данными, предоставляющее инструменты для распространенных операций редактирования и различные дополнения для специализированных задач. Центральные линии сохранены в формате VTK Poly Data (VTP), который, как ожидается, будет использоваться с Visualization Toolkit (VTK) [40] и Vascular Modelling Toolkit [31, 32]. VMTK также доступен в качестве дополнения для 3D Slicer. Поверхностные сетки предоставляются на языке Standard Tessellation Language (STL), совместимом с большинством программного обеспечения для создания сеток. Как 3D Slicer, так и VMTK позволяют редактировать и обрабатывать STL-сетки, включая добавление расширений потока и генерацию объемных сеток для моделирования вычислительной гидродинамики. Для более сложных задач можно использовать специализированное программное обеспечение для редактирования сеток, такое как Meshlab42. Набор данных также может быть использован для разработки новых алгоритмов сегментации и оценки производительности в рамках стандартизированного конкурса ASOCA.

Локализация источника преждевременных желудочковых сокращений (ПЖС) для направления процедуры радиочастотной абляции (РЧА) является одной из важнейших клинических целей неинвазивной электрокардиографической визуализации. В [5] представлены общедоступные данные пациентов с энцефалопатией (ЭП) из репозитория данных EDGAR (128 и 240 электродов) с известными местами стимуляции и со спонтанным предсердно-желудочковым соединением (ПЖС – часть проводящей системы сердца, которая обеспечивает координированную работу предсердий и желудочков) пациентов, которые успешно перенесли процедуру РЧА. Сравнивались характеристики локализации места стимуляции/источника с использованием двух широко применяемых моделей источников в ЭКГ, размещенных на всем туловище (дипольной и потенциальной) на основе одних и тех же клинических данных. Для каждого пациента конкретная геометрия туловища с расположением электродов и положением сердца, а также неоднородности, если таковые имелись, были получены из КТ-сканирования. Результаты исследования показали, что дипольная модель обеспечивает более надежную локализацию, чем потенциальная модель с решениями нулевого порядка. Однородные и неоднородные модели туловища и соответствующие решения прямой задачи были использованы для установления связи между источниками на замкнутых эпикардиальных и эпикардиально-эндокардиальных поверхностях. Ошибка локализации (ОЛ) между истинным и расчетным местом стимуляции/источником желудочковой экстрасистолы составили 25.2 и 13.9 мм для дипольной и потенциальной моделей соответственно. Использование неоднородной модели улучшило потенциальные решения на эпикардиально-эндокардиальной поверхности желудочка. Было показано, что для конкретной задачи локализации места стимуляции/источника желудочковой экстрасистолы (ЖЭ) модель источника на основе диполя является более стабильной и надежной, чем модель источника на основе потенциала, а неоднородности туловища по-разному влияют на эффективность локализации источника ЖЭ в каждой модели источника.

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ТОМОГРАФИЯ СЕРДЦА ПО ДАННЫМ КАРДИОГРАФИИ

Рассмотрим основные положения метода функциональной томографии на основе магнитной кардиографии, опираясь на работы [30, 19, 31]. Магнитный кардиограф одновременно записывает значения разности потенциалов электрического поля в K каналах в дискретные моменты времени, выдавая набор дискретных экспериментальных векторов $\{\mathbf{u}_k\}$, $k=1, \dots, K$.

Поле регистрируется в H моментах времени с постоянным шагом T/H . В результате измерений получается двумерный массив данных U_{hk} , где $h = 0, \dots, H-1$, $k = 1, \dots, K$. Многоканальное дискретное преобразование Фурье можно записать в виде:

$$u_{nk} = \sum_{h=0}^{H-1} U_{hk} e^{-\frac{2i\pi hn}{H}}, n=0, \dots, H-1 \quad (1)$$

где u_{nk} — комплексная амплитуда Фурье для частоты ν_n в канале с номером k , и $\nu_n = \frac{n}{T}$, $n=0, \dots, H-1$.

Все спектры вычисляются за полное время измерения T , что позволяет получить детальную частотную структуру системы. Разрешение по частоте

равно $\delta\nu = \nu_n - \nu_{n-1} = \frac{1}{T}$ и определяется временем регистрации.

Фаза и амплитуда n -й компоненты ряда Фурье записываются как:

$$\varphi_{nk} = \text{atan} 2(\text{Im} u_{nk}, \text{Re} u_{nk}), \rho_{nk} = \frac{1}{H} \sqrt{(\text{Re} u_{nk})^2 + (\text{Im} u_{nk})^2}$$

где $\text{Re} u_{nk}$ — действительная часть b_{nk} , $\text{Im} b_{nk}$ — мнимая часть.

Зная многоканальный спектр, можно выполнить обратное преобразование Фурье во всех каналах:

$$U_k(t) = \sum_{n=0}^N \rho_{nk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}), \nu = \frac{n}{T}, N = \left[\frac{H+1}{2} \right] \quad (2)$$

Для детального изучения частотной структуры сердца мы реконструируем многоканальный сигнал на каждой частоте и анализируем полученные временные ряды.

Реконструированный многоканальный сигнал частоты ν_n во всех каналах:

$$U_{nk}(t) = \rho_{nk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}) \quad (3)$$

будем называть n -й элементарной осцилляцией. Формула (3) может быть записана как:

$$U_{nk}(t) = \rho_n \hat{\rho}_{nk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}) \quad (4)$$

где $\rho_n = \sqrt{\sum_{k=1}^K \rho_{nk}^2}$ — амплитуда осцилляции, $\hat{\rho}_{nk} = \frac{\rho_{nk}}{\rho_n}$ — k -я компонента нормированного паттерна поля $\hat{\rho}_n$. Метод функциональной томографии реконструирует структуру системы путем анализа набора нормированных паттернов. Функциональная томограмма показывает трехмерную карту распределения спектральной мощности всех элементарных осцилляций. Пространственное положение источника каждой осцилляции находится методом полного перебора, минимизируется следующая функция рассогласования между паттерном этой осцилляции и пробным паттерном:

$$\chi(i, j, s, l) = \sum_{k=1}^K (\hat{\rho}_{ijslk}^{tr} - \hat{\rho}_{nk})^2 \quad (5)$$

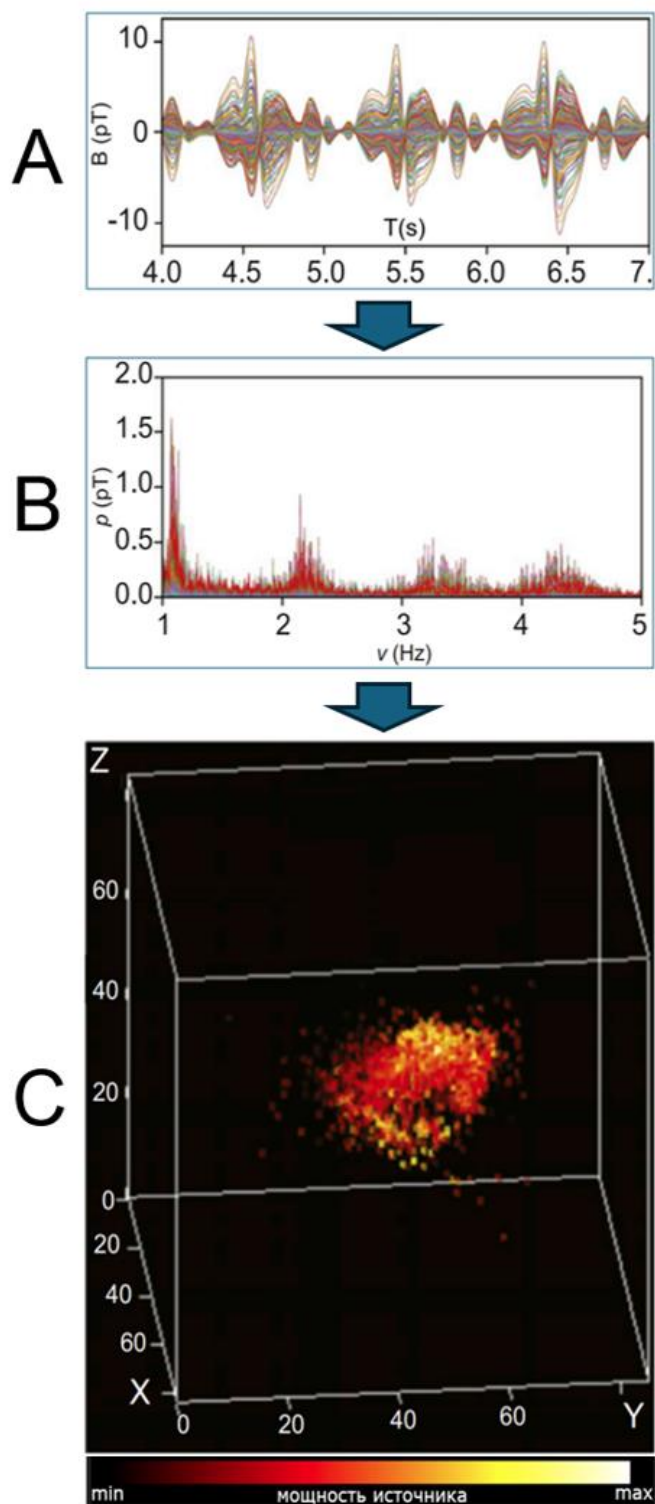


Рис. 1. Блок-схема преобразования данных для вычисления функциональной томограммы сердца по данным магнитной кардиографии (по результатам работы [33]). Панель А – три сердечных цикла МКГ (всего в расчете использовались 69 циклов в течение 60 секунд); панель В – многоканальный спектр МКГ, видны четыре гармоники сердечного ритма, частоты которых использовались для решения обратной задачи; панель С – функциональная томограмма сердца, представляющая собой пространственное распределение элементарных источников магнитного поля, яркость которых показана цветом в соответствии с легендой

При этом набор пробных паттернов вычисляется на сетке заданной степени точности

$$\{\rho_{ijst}^{tr}\}, i=1, \dots, N_x, j=1, \dots, N_y, s=1, \dots, N_z, l=1, \dots, L_{\max} \quad (6)$$

с использованием для элементарного источника модели магнитного диполя.

После решения обратной задачи получается функциональная томограмма – трёхмерное распределение источников в пространстве. Каждая ячейка пространства соответствует набору источников, характеризующихся их частотами, дипольными моментами и спектральными мощностями, и допускающих классификацию по любому из этих признаков или по их сочетанию. Например, совместный анализ анатомической структуры сердца (МРТ) и функциональной томограммы позволит ввести понятие виртуального электрода, а суммирование всех осцилляций, попадающих в тот или иной участок сердца, дает его парциальный спектр. Для изучения функциональной структуры сердца предлагается использовать алгоритм, показанный на рисунке 1, который был успешно апробирован в работах [32, 33].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной статье выполнен краткий обзор существующих методов изучения сердца, перечислены доступные информационные ресурсы, аккумулирующие некоторые экспериментальные данные по кардиологии. Эти данные могут использоваться для развития и отладки новых подходов к исследованию работы сердца в норме и при различных патологиях. Также предложен новый метод анализа многоканальных данных кардиографии, который позволяет восстанавливать пространственную функциональную структуру сердца по временным рядам. В дальнейшем предполагается использовать метод для реконструкции функциональной структуры сердца, опираясь на существующие наборы данных по кардиографии, а также на дополнительные эксперименты. Представляется актуальным установление соответствия между реконструированной функциональной структурой и анатомией сердца и верификация предложенного подхода путем сравнения с существующими результатами моделирования и диагностическими данными.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бокерия О.Л., Кислицина О.Н., Темирбулатова А.Ш. Возможности магнитоэлектрографии в диагностике ишемической болезни сердца и нарушений ритма. *Анналы аритмологии*, 2009. № 2. С.45-63.
2. Волкова Н.И., Джериева И.С., Зибарев А.Л. *Электрокардиография: учебное пособие*. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022. doi: [10.33029/9704-6443-4-CAR-2022-1-136](https://doi.org/10.33029/9704-6443-4-CAR-2022-1-136)
3. Thaler M.S. *The Only EKG Book You'll Ever Need*. Wolters Kluwer, 2019. 361 p.
4. Frank E. General Theory of Heart-Vector Projection. *Circ. Res.* 1954. V. 2. P. 258–270. doi: [10.1161/01.res.2.3.258](https://doi.org/10.1161/01.res.2.3.258)
5. Dogrusoz Y.S., Rasoolzadeh N., Ondrusova B., Hlivák P. Comparison of dipole-based and potential-based ECGI methods for premature ventricular contraction beat localization with clinical data. *Frontiers in Physiology*. 2023. V. 14. doi: [10.3389/fphys.2023.1197778](https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1197778)
6. Holt J.H., Barnard A.C, Lynn M.S. A study of the human heart as a multiple dipole electrical source. II. Diagnosis and quantitation of left ventricular hypertrophy. *Circulation*. 1969. V. 40. No. 5. P. 697–710. doi: [10.1161/01.cir.40.5.697](https://doi.org/10.1161/01.cir.40.5.697)
7. Esther P.-A. Automatic Detection of Extra-Cardiac Findings in Cardiovascular Magnetic Resonance. Lecture Notes in Computer Science. In: *Medical Image Understanding and Analysis: 25th Annual Conference, MIUA 2021, Oxford, United Kingdom, July 12–14, 2021, Proceedings*. Ed. Papiez B.W., Yaqub M., Jiao J., Namburete A.I.L., Noble J.A. Springer, 2021. P. 98–107. (Lecture Notes in Computer Science, V. 12722). doi: [10.1007/978-3-030-80432-9_8](https://doi.org/10.1007/978-3-030-80432-9_8)

8. Takahata M., Shiono, Y., Taniguchi, M., Asae Y., Taruya A., Wada T., Ota S., Ozaki Y., Kashiwagi M., Kuroi A. et al. Qualitative and quantitative evaluation of microvascular obstruction with delayed enhancement cardiac computed tomography in patients with ST-segment elevation myocardial infarction. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2025. doi: [10.1007/s10554-025-03580-x](https://doi.org/10.1007/s10554-025-03580-x)
9. Klarenberg H., Froeling M., Leiner T., Lamb H.J., Boekholdt S.M., Jorstad H.T., Strijkers G.J., Bakermans A.J. Exercise MRI stress testing of the human heart at 3 Tesla: measurement precision of biventricular function and aortic blood flow during steady-state bicycling exercise. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*. 2025. doi: [10.1007/s10334-025-01304-9](https://doi.org/10.1007/s10334-025-01304-9) 2025
10. Bernard O., Lalande A., Zotti C., Cervenansky F., Yang X., Heng P.-A., Cetin I., Lekadir K., Camara O., Ballester M.A.G. et al. Deep Learning Techniques for Automatic MRI Cardiac Multi-Structures Segmentation and Diagnosis: Is the Problem Solved? *IEEE Trans Med Imaging*. 2018. V. 37. P. 2514–2525. doi: [10.1109/TMI.2018.2837502](https://doi.org/10.1109/TMI.2018.2837502)
11. Gorecka M., Craven T.P., Jex N., Chew P.G., Dobson L.E., Brown L.A.E., Higgins D.M., Thirunavukarasu S., Sharrack N., Javed W. et al. Mitral regurgitation assessment by cardiovascular magnetic resonance imaging during continuous in-scanner exercise: a feasibility study. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2024. V. 40. P. 1543–1553. doi: [10.1007/s10554-024-03141-8](https://doi.org/10.1007/s10554-024-03141-8)
12. Koch H. Recent advances in magnetocardiography. *Journal of Electrocardiology*. 2004. V. 37. P. 117–122. doi: [10.1016/j.jelectrocard.2004.08.035](https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2004.08.035)
13. Bauer S, Weber dos Santos R, Schmal TR, Nagel E, Baer M, Koch H: QRS width and QT time alteration due to geometry change in modelled human cardiac magnetograms. *IEEE Computers in Cardiology*. 2005, V. 32. P. 639–642. doi: [10.1109/CIC.2005.1588182](https://doi.org/10.1109/CIC.2005.1588182)
14. Polikarpov M.A., Ustinin M.N., Rykunov S.D., Yurenaya A.Y., Naurzakov S.P., Grebenkin A.P., Panchenko V.Y. 3D imaging of magnetic particles using the 7-channel magnetoencephalography device without pre-magnetization or displacement of the sample. *J. Magn. Magn. Mater.* 2017. V. 427. P.139–143. doi: [10.1016/j.jmmm.2016.10.055](https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2016.10.055)
15. Polikarpov M.A., Ustinin M.N., Rykunov S.D., Yurenaya A.Y., Naurzakov S.P., Grebenkin A.P., Panchenko V.Y. Study of anisotropy of magnetic noise, generated by magnetic particles in geomagnetic field. *J. Magn. Magn. Mater.* 2019. V. 475. P. 620–626. doi: [10.1016/j.jmmm.2018.12.011](https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2018.12.011)
16. Maslennikov Y.V. Magnetocardiographic diagnostic complexes based on the MAG_SKAN SQUIDS. *J. Commun. Technol. Electron*. 2011. V. 56. P. 991–999. doi: [10.1134/S1064226911050093](https://doi.org/10.1134/S1064226911050093)
17. Maslennikov Y.V., Primin M.A., Slobodchikov V.Yu., Khanin V.V., Nedayvoda I.V., Krymov V.A., Okunev A.V., Moiseenko E.A., Beljaev A.V., Rybkin V.S., Tolcheev A.V., Gapelyuk A.V. The DC-SQUID-based magnetocardiographic systems for clinical use. *Phys. Procedia*. 2012. V. 36. P. 88–93. doi: [10.1016/j.phpro.2012.06.218](https://doi.org/10.1016/j.phpro.2012.06.218)
18. Giovangrandi L., Inan O., Wiard R., Etemadi M., Kovacs G. Ballistocardiography – a method worth revisiting. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med Biol. Soc.* 2011. P. 4279–4282. doi: [10.1109/IEMBS.2011.6091062](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091062).
19. Ustinin M.N., Boyko A.I., Rykunov S.D. Functional Tomography of Complex Systems Using Spectral Analysis of Multichannel Measurement Data. *Pattern Recognit. Image Anal.* 2023. V. 33. P. 1344–1374. doi: [10.1134/S1054661823040491](https://doi.org/10.1134/S1054661823040491)
20. Muller N.L. Computed tomography and magnetic resonance imaging: past, present and future. *Eur. Respir. J.* 2002. V. 35. P. 3–12. doi: [10.1183/09031936.02.00248202](https://doi.org/10.1183/09031936.02.00248202)
21. Mousseaux E., Tasu J.P., Jolivet O., Simonneau G., Bittoun J., Gaux J.-C. Pulmonary arterial resistance: noninvasive measurement with indexes of pulmonary flow estimated

- at velocity-encoded MR imaging - preliminary experience. *Radiology*. 1999. V. 212. P. 896–902. doi: [10.1148/radiology.212.3.r99au21896](https://doi.org/10.1148/radiology.212.3.r99au21896)
22. McAdams H.P., Palmer S.M., Donnelly L.F., Charles H.C., Tapson V.F., MacFall J.R. Hyperpolarized ³He-enhanced MR imaging of lung transplant recipients: preliminary results. *AJR*. 1999. V. 173. № 4. P. 955–959. doi: [10.2214/ajr.173.4.10511156](https://doi.org/10.2214/ajr.173.4.10511156)
 23. Qanadli S.D., Orvoen-Frija E., Lacombe P., Di Paola R., Bittoun J., Frija G. Estimation of gas and tissue lung volumes by MRI: functional approach of lung imaging. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1999. V. 23. P. 743–748. doi: [10.1097/00004728-199909000-00020](https://doi.org/10.1097/00004728-199909000-00020)
 24. Cluzel P., Similowski T., Chartrand-Lefebvre C., Zelter M., Derenne J.-P., Grenier P.A. Diaphragm and chest wall: assessment of the inspiratory pump with MR imaging - preliminary observations. *Radiology*. 2000. V. 215. P. 574–583. doi: [10.1148/radiology.215.2.r00ma28574](https://doi.org/10.1148/radiology.215.2.r00ma28574)
 25. Goldman L.W. Principles of CT and CT Technology. *J. Nucl. Med. Technol.* 2007. V. 35. P. 115–128. doi: [10.2967/jnmt.107.042978](https://doi.org/10.2967/jnmt.107.042978)
 26. Neal M.L., Kerckhoffs R. Current progress in patient-specific modeling. *Brief. Bioinform.* 2010. V. 11. P. 111–126. doi: [10.1093/bib/bbp049](https://doi.org/10.1093/bib/bbp049)
 27. Niederer S.A., Plank G., Chinchapatnam P., Ginks M., Lamata P., Rhode K.S., Rinaldi C.A., Razavi R., Smith N.P. Length-dependent tension in the failing heart and the efficacy of cardiac resynchronization therapy. *Cardiovascular Research*. 2011. V. 89. P. 336–343. doi: [10.1093/cvr/cvq318](https://doi.org/10.1093/cvr/cvq318)
 28. Trayanova N.A. Whole-Heart Modeling: Applications to Cardiac Electrophysiology and Electromechanics. *Circ. Res.* 2011. V. 108. P. 113–128. doi: [10.1161/CIRCRESAHA.110.223610](https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.110.223610)
 29. Aguado-Sierra J., Krishnamurthy A., Villongco C. Patient-Specific Modeling of Dyssynchronous Heart Failure: A Case Study. *Prog. Biophys. Mol. Biol.* 2011. V. 107. P. 147–155. doi: [10.1016/j.pbiomolbio.2011.06.014](https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2011.06.014)
 30. Llinás R.R., Ustinin M.N. Precise Frequency-Pattern Analysis to Decompose Complex Systems into Functionally Invariant Entities: U.S. Patent. US20140107979 A1. 2014.
 31. Rykunov, S.D., Boyko, A.I. & Ustinin, M.N. Reconstruction of the Electrical Structure of the Human Body Using Spectral Functional Tomography. *Pattern Recognit. Image Anal.* 2023. V. 33. P. 1315–1343. doi: [10.1134/S1054661823040387](https://doi.org/10.1134/S1054661823040387)
 32. Устинин М.Н., Масленников Ю.В., Рыкунов С.Д., Крымов В.А. Реконструкция функциональной структуры сердца человека по малоканальной магнитной кардиограмме. *Математическая биология и биоинформатика*. 2018. Т. 13. № 2. С. 392–401. doi: [10.17537/2018.13.392](https://doi.org/10.17537/2018.13.392)
 33. Llinás R.R., Ustinin M.N., Rykunov S., Walton K.D., Rabello G.M., Garcia J., Boyko A., Sychev V. Noninvasive muscle activity imaging using magnetography. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 2020. V. 117. No. 9. P. 4942–4947. doi: [10.1073/pnas.1913135117](https://doi.org/10.1073/pnas.1913135117)
 34. Wagner P., Strodthoff N., Bousseljot R.-D., Kreiseler D., Lunze F.I., Samek W., Schaeffter T. PTB-XL, a large publicly available electrocardiography dataset. *Sci. Data*. 2020. V. 7. No. 1. Article No. 154. doi: [10.1038/s41597-020-0495-6](https://doi.org/10.1038/s41597-020-0495-6)
 35. Strodthoff N., Wagner P., Schaeffter T., Samek W. Deep Learning for ECG Analysis: Benchmarks and Insights from PTB-XL. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2020. V. 25. P. 1519–1528. doi: [10.1109/JBHI.2020.3022989](https://doi.org/10.1109/JBHI.2020.3022989)
 36. Aras K., Good W., Tate J., Burton B., Brooks D., Coll-Font J., Doessel O., Schulze W., Potyagaylo D., Wang L., van Dam P., MacLeod R. S. Experimental Data and Geometric Analysis Repository (EDGAR). *Journal of Electrocardiology*. 2015. V. 48. No. 6. P. 975–981. doi: [10.1016/j.jelectrocard.2015.08.008](https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2015.08.008)
 37. Willems L., Rubel P., Zywiets C. Standard interchange for computerized electrocardiography. *Stud. Health Technol. Inform.* 1993. V. 6. P. 185–194.

38. Moody G, Mark R. *MIT-BIH Arrhythmia Database Version: 1.0.0*. 2005. URL: <https://physionet.org/content/mitdb/1.0.0/> (accessed 03.12.2025).
39. Goldberger A.L., Amaral L.A.N., Glass L., Hausdorff J.M., Ivanov P.C., Mark R.G., Mietus J.E., Moody G.B., Peng C.-K., Eugene H. Physiobank, PhysioToolkit, and PhysioNet components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*. 2000. V. 101. P. e215–e220. doi: [10.1161/01.cir.101.23.e215](https://doi.org/10.1161/01.cir.101.23.e215)
40. Couderc J.-P. A unique digital electrocardiographic repository for the development of quantitative electrocardiography and cardiac safety: the Telemetric and Holter ECG Warehouse (THEW). *J. Electrocardiol.* 2010. V. 43. P. 595–600. doi: [10.1016/j.jelectrocard.2010.07.015](https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2010.07.015)
41. Oh T.I., Kim H.J., Jeong W.C., H.Wi. Conductivity image enhancement in MREIT using adaptively weighted spatial averaging filter. *BioMedical Engineering*. 2014. V. 13. No. 87. doi: [10.1186/1475-925X-13-87](https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-87)
42. Koch H., Bousseljot RD., Kosch, O., Jahnke C., Paetsch I., Fleck E., Schnackenburg B. A reference dataset for verifying numerical electrophysiological heart models. *BioMedical Engineering*. 2011. V. 10. No. 11. doi: [10.1186/1475-925X-10-11](https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-11)
43. Chen C., Liu Y., Schniter P., Tong M., Zareba K., Simonetti O., Potter L., Ahmad R. OCMR (v1.0)--Open-Access Multi-Coil k-Space Dataset for Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging. *arXiv*: 2008.03410 [eess.IV]. doi: [10.48550/arXiv.2008.03410](https://doi.org/10.48550/arXiv.2008.03410)
44. Gharleghi R., Adikari D., Ellenberger K., Webster M., Ellis C., Sowmya A., Ooi S., Beier S. Annotated computed tomography coronary angiogram images and associated data of normal and diseased arteries. *Sci. Data*. 2023. V. 10. Article No. 128. doi: [10.1038/s41597-023-02016-2](https://doi.org/10.1038/s41597-023-02016-2)

Рукопись поступила в редакцию 03.12.2025, переработанный вариант поступил 23.01.2026.
Дата опубликования 08.02.2026.

===== INFORMATION AND COMPUTER =====
===== TECHNOLOGIES IN BIOLOGY AND MEDICINE =====

Study of the Structure and Function of the Human Heart Using Non-Invasive Measurements

Ustinin M.N.¹, Sidorova A.E.², Sapelnikov E.A.^{1,2}, Rykunov S.D.¹,
Tverdislov V.A.²

¹*Keldysh Institute of Applied Mathematics of Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia*

²*Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia*

Abstract. The main approaches to studying the human heart using non-invasive measurements are discussed. Methods such as echocardiography, computed tomography, and magnetic resonance imaging are used to study the heart's structure. Cardiac function is studied primarily using electrocardiography and magnetic cardiography. Data sets available for use in mathematical modeling of the heart to study its function and for diagnostic purposes are described. A method of functional tomography is proposed that transforms a set of time series into a spatial distribution of electrical or magnetic sources. Experimental magnetic cardiography

data obtained at the Center for Neuromagnetism, New York University, at the Kurchatov Institute National Research Center and the Kotelnikov Institute of Radio Engineering and Electronics of the Russian Academy of Sciences, were used to reconstruct the three-dimensional functional structure of the heart and time series of electrical activity of the heart. The current dipole found from the magnetic cardiogram was successfully localized in the space of the reconstructed heart structure, and its amplitude and direction changed in accordance with the phase of the cardiac cycle. The method can be used for a detailed study of the spatial distribution of elementary sources of electrical activity of the human heart based on multichannel non-invasive measurements.

Key words: *cardiovascular system, computed tomography, magnetic resonance imaging, electrocardiography, magnetic cardiography, ballistocardiography, open datasets, Fourier transform, inverse problem solution, functional tomography from cardiography data*