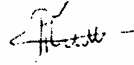


На правах рукописи



Тимохин Дмитрий Павлович

**РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ МНОГОКАНАЛЬНОГО
ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОГО КАРТИРОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ
ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА**

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2012

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана»

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор Щукин Сергей Игоревич

Официальные оппоненты: Бурлаков Роберт Иванович — доктор технических наук, старший научный сотрудник, Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, кафедра медико-технических информационных технологий, профессор;

Невский Дмитрий Ильич — кандидат технических наук, старший научный сотрудник, ФГБУ «Всероссийский научно-исследовательский и испытательный институт медицинской техники» Росздравнадзора, главный научный сотрудник.

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Национальный исследовательский университет «МИЭТ».

Защита состоится «19» декабря 2012 г. в 15:00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.14 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого Совета по адресу 105005, г. Москва, 2-я Бауманская улица, д.5, стр.1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана

Автореферат разослан « 16 » ноября 2012 г.

НТБ МГТУ им. Н.Э. Баумана



2011372

Тимохин Д. П. Разработка бис

Ученый секретарь
диссертационного совета

Самородов
Андрей Владимирович

-381

2634

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

Современный уровень кардиодиагностики сегодня требует визуализации динамических изображений перемещений структур сердца в мониторинг режиме. При этом основными параметрами, на основании которых определяется тип и тяжесть заболевания являются, по-прежнему, ударный выброс (УВ) и фракция выброса (ФВ), именно они входят в соответствующие медицинские стандарты. Для визуализации и мониторинга биомеханических процессов сердца в клинической практике широко применяются эхокардиография, компьютерная и магнитно-резонансная томография, ангиография. Потенциальными возможностями также обладают электроимпедансная томография и моноканальная реокардиография при наличии необходимого методического и алгоритмического обеспечения. Сегодня для проведения длительного неинвазивного мониторинга биомеханических параметров сердца наибольшими перспективами обладает реокардиография. Кроме того, многоканальная реокардиография потенциально позволяет получить данные о движении структур сердца. Электроимпедансные методы широко используются отечественными и зарубежными учеными при решении вопросов повышения точности определения УВ и ФВ у пациентов кардиологического профиля, в том числе учеными медико-технической школы МГТУ им. Баумана. Эти вопросы рассмотрены в работах Щукина С.И., Зубенко В.Г., Беляева К.Р., Морозова А.А. (1996 г.). В запатентованной ими методике точность определения УВ была повышена по сравнению с традиционными методами расчета (Кубичек, Шрабек). ФВ определялась косвенно по регрессионным зависимостям, в расчет входили время изгнания и пресистолический период. В работе использовался канал трансторакальной реограммы (ТРКГ). Одним из основных недостатков трансторакальной реокардиографии является то, что параметры и расположение электродной системы не в полной мере адаптированы под индивидуальные особенности расположения сердца у пациента, что является одной из причин большой погрешности определения УВ и, особенно, ФВ у ряда пациентов кардиологического профиля. В работах Стрелкова В.Б. и Сергеева И.К. (2004 г.) для повышения точности определения эффективного времени изгнания левого желудочка, входящего в формулу расчета УВ, дополнительно к ТРКГ использовался один канал прекардиальной реограммы (ПреРКГ). Электродная система регистрации ПреРКГ была согласована с расположением геометрической оси сердца. Однако, использование всего одного канала ПреРКГ не позволяет в полной мере учитывать индивидуальные особенности биомеханических процессов сердца. Применение многоканальной системы

регистрации ПреРКГ дает потенциальную возможность не только повысить точность определения УВ и особенно ФВ за счет размещения нескольких электродных сборок в области проекции сердца на грудную клетку, но и получать детальную информацию о перемещении структур сердца в динамике.

Цели диссертационной работы

Разработка методического и программно-алгоритмического обеспечения системы многоканального электроимпедансного картирования деятельности сердца.

Задачи диссертационной работы

1. Исследование механизмов формирования электроимпедансных сигналов прекардиальной области грудной клетки и разработка модели формирования сигналов, приемлемой для решения обратной задачи электроимпедансометрии.
2. Разработка электродных систем для метода многоканального электроимпедансного прекардиального картирования.
3. Разработка программно-алгоритмического обеспечения регистрации сигналов, построения электроимпедансных карт и выделения контуров проекции сердца.
4. Проведение доклинических медико-биологических исследований эффективности разработанных средств и методов.

Научная новизна

1. На основе экспериментально-теоретических исследований установлено, что основным механизмом формирования прекардиальных сигналов в области проекции желудочков сердца на поверхность грудной клетки являются процессы перемещения границ сердца.
2. На основе анализа данных вычислительных экспериментов и экспериментальных исследований показано, что в качестве модели формирования импедансных сигналов области проекции границ сердца на грудную клетку допустимо использовать сферическую модель, учитывающую геометрические параметры, проводимость крови и мягких тканей в фазу выдоха.
3. Разработана технология продольного электроимпедансного многоканального картирования, позволяющая рассчитывать карты распределения амплитуды пульсового и базового электроимпеданса.
4. Разработана технология радиального электроимпедансного многоканального картирования, ключевыми особенностями которой являются:

- определение размеров и расположения электродных сборок с учетом размеров, глубины залегания и геометрических особенностей расположения сердца пациента
- использование компьютерных изображений прекардиальной области пациента для определения параметров области зондирования каждого измерительного канала
- специализированное программно-алгоритмическое обеспечение для регистрации электроимпедансных сигналов, построения электроимпедансных карт и расчета УВ и ФВ по перемещению границ проекции желудочков сердца.

Практическая ценность

Разработанные технологии продольного и радиального электроимпедансного многоканального прекардиального картирования позволяют в мониторинговом режиме определять параметры деятельности сердца. Результаты диссертации внедрены в практику научных исследований НИИ Биомедицинской техники и учебный процесс одноименного факультета МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Для оценки перемещения внутренней стенки желудочков сердца на основе технологии электроимпедансного картирования в фазу выдоха возможно использовать сферическую модель биотканей прекардиальной области.
2. Разработанная технология продольного электроимпедансного многоканального картирования позволяет оценивать перемещение центра масс объема крови в желудочках
3. Разработанная технология радиального электроимпедансного многоканального картирования позволяет в мониторинговом режиме определять перемещения внутренних стенок желудочков сердца.
4. Разработанная технология радиального электроимпедансного многоканального картирования позволяет определять параметры центральной гемодинамики: УВ и ФВ сердца в мониторинговом режиме с точностью, не уступающей общепринятым методам МРТ и эхокардиографии.

Апробация работы

Апробация работы проведена на научном семинаре факультета «Биомедицинской техники» МГТУ им. Н.Э. Баумана, научно-учебного комплекса «Радиоэлектроники, лазерной и медицинской техники» МГТУ им. Н.Э. Баумана. Основные положения диссертации докладывались и

обсуждались на: 9-й, 10-й, 11-й, 12-й, научно-технических конференциях «Медико-технические технологии на страже здоровья» (2007–2010), III-й, IV-й, V-й, VI-й, VII-й Российско-Баварских конференциях по биомедицинской инженерии (2007–2011), Всероссийской научной школе для молодежи «Биомедицинская инженерия» 2010.

Публикации

По материалам работы опубликовано 10 печатных работ, из них 4 в изданиях, рекомендованных ВАК.

Объем и структура диссертации

Содержание диссертации соответствует паспорту специальности 05.11.17.

Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, общих выводов, списка литературы и приложений. Основное содержание работы изложено на 141 странице, содержит 77 рисунков, 15 таблиц. Список литературы включает 82 библиографических источника. Диссертация иллюстрирована рисунками, таблицами, графиками.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность диссертационной работы, определена область исследования, обозначены основные проблемы в данной области, сформулированы цели и задачи работы. Показано практическое значение и раскрыта научная новизна работы, а также описана ее структура.

В первой главе проведен анализ существующих систем визуализации биомеханических процессов деятельности сердца. Отмечено, что для визуализации и мониторинга параметров центральной гемодинамики в современной медицине широко применяются неинвазивные методы исследования: рентгенологические, ультразвуковые, электроимпедансные методы, компьютерная (КТ) и магнитно-резонансная томография. Из перечисленных методов именно реокардиография позволяет проводить длительный неинвазивный мониторинг биомеханических параметров сердца и потенциально позволяет получить данные о движении структур сердца. Показано, что многоканальная прекардиальная реография обладает потенциальными возможностями для мониторинга биомеханических параметров деятельности сердца и получения детальной информации о движении стенок сердца.

Во второй главе рассмотрены особенности распределения линий тока в прекардиальной области грудной клетки при измерении импеданса

и приводится обоснование выбора биофизической модели тканей прекардиальной области, приемлемой для решения прямых и обратных задач электроимпедансометрии.

В главе отмечено, что исследуемая прекардиальная область грудной клетки в общем случае является неоднородной средой, включающей скелетные мышцы, легкие, миокард и кровь. Анализ значений удельных сопротивлений биотканей на частоте 100 кГц, являющейся общепринятой частотой для электроимпедансной реокардиографии, показывает, что в фазу выдоха проводимости мышечных тканей, тканей легкого и ткани миокарда, во-первых, близки и, во-вторых, существенно, в 2-3 раза отличаются от проводимости крови. Поэтому для областей проекции сердца на грудную клетку, в фазу выдоха прекардиальные среды, фактически, следует рассматривать как двухслойные.

Отмечено, что важным аспектом в понимании механизмов формирования электроимпедансных сигналов прекардиальной области является изменение геометрических размеров сердца при его функционировании. Показано, что в литературе наиболее часто используются эллиптические и сферические модели желудочков сердца и сердца в целом. Анализ эхокардиографических и магниторезонансных изображений сечений сердца показывает, что форма поверхности внутренней стенки миокарда, охватывающей оба желудочка и в конце систолы, и в конце диастолы близка к сферичной. Поэтому, в качестве начальной модели области зондирования рассмотрена модель однородно-проводящего полупространства среды со сферическим включением, моделирующим объем крови в желудочках. Отмечено, что механизмы формирования сигналов прекардиальной области включают как биомеханические процессы функционирования отделов сердца, так и особенности распределения тока в неоднородных прекардиальных средах. В работе рассматривались следующие модели формирования электроимпеданса в фазу выдоха (Рис. 1).

Для континентальных областей локализации электродной системы относительно проекции сердца на грудную клетку: горизонтально-слоистые двух и трехслойные модели, сферические и бисферические модели. Для приграничных областей: сферические и бисферические модели.

Для математического моделирования прекардиальных сигналов были получены аналитические зависимости решения уравнения Лапласа для перечисленных моделей. Задача ставилась таким образом, что необходимо не только получить результаты моделирования, близкие к измеряемым значениям базового и пульсового импеданса – прямая задача моделирования, но и провести исследования возможности и корректности решения обратной задачи – на основании параметров измеряемых

импедансных сигналов определить перемещения внутренней поверхности миокарда сердца.

При моделировании использовались экспериментальные данные для добровольцев, полученные в медико-технологическом центре МГТУ им. Н.Э. Баумана и научном центре сердечно-сосудистой хирургии им. Бакулева. Данные включали в себя результаты ультразвуковой диагностики, компьютерной и магниторезонансной томографии. Перемещение внутренней стенки миокарда в плоских моделях моделировалось изменением толщины первого слоя, в сферических моделях – изменением радиуса сферы.

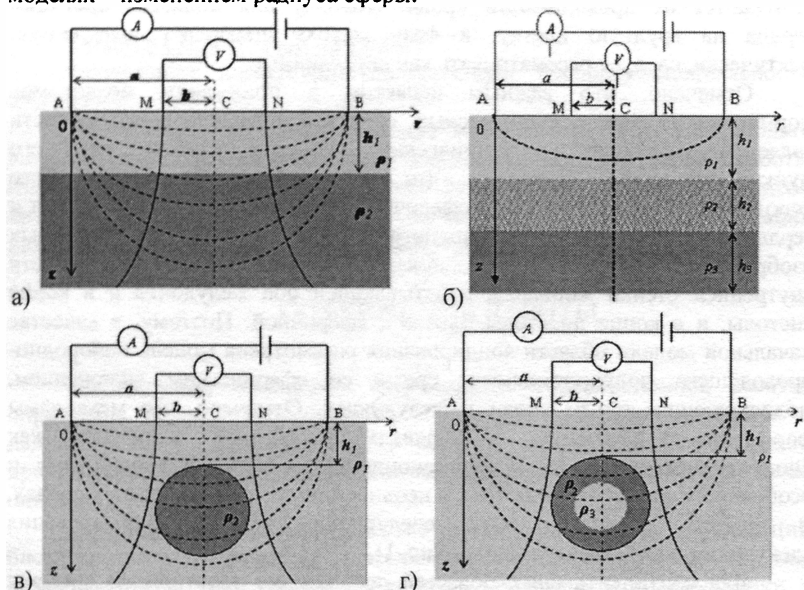


Рис. 1. Модели слоистых сред прекардиальной области:
а) плоская двухслойная; б) плоская трехслойная; в) сферическая;
г) бисферическая

Исследования показали, что экспериментальные значения базовой и пульсовой составляющей электроимпеданса наиболее близки к модельным значениям, рассчитанным для сферической, и бисферической моделей, в которых перемещение внутренней стенки сердца моделировалось изменением радиуса сферы (Табл. 1). Изменение толщины первого слоя для плоских моделей и изменение радиуса для сферических моделей подставлялось в аналитическое выражение прямой задачи соответствующей модели для пересчета в изменение импеданса, которое

сопоставлялось с амплитудой экспериментально полученных пульсовых сигналов.

Таблица 1.

Теоретические и экспериментальные значения базового Zб и пульсового Zп импеданса для четырех рассматриваемых моделей (пациент А): плоской двухслойной (ПДМ), плоской трехслойной (ПТМ), сферической двухслойной (СДМ) и сферической трехслойной (СТМ)

Zб, Ом ПДМ	Zб, Ом ПТМ	Zб, Ом СДМ	Zб, Ом СТМ	Zб, Ом изм
39,4	44,8	50,4	51,5	50,7±0,1
Zп, мОм ПДМ	Zп, мОм ПТМ	Zп, мОм СДМ	Zп, мОм СТМ	Zп, мОм изм
2365	1160	490	270	397±10

При решении обратной задачи использовался метод кажущегося удельного сопротивления. Теоретические оценки решения обратной задачи показали, что при погрешности позиционирования центра токовых и измерительных электродов в 1 мм обратная задача сходится только для одного неизвестного параметра. Поэтому в работе рассмотрен подход преобразования многопараметрической обратной задачи к однопараметрической за счет нахождения неизвестных параметров сферических моделей (глубина залегания, радиус, координаты центра) на основе данным других независимых методов исследования – КТ и МРТ.

В главе отмечено, что сферическая модель сред прекардиальной области описывается геометрическими параметрами (глубина h_1 , радиус r_1 и две координаты центра x , y), параметрами среды (удельное сопротивление окружающих тканей ρ_1 и удельное сопротивление крови ρ_2) и параметрами электродной системы (полурасстояние между токовыми а и потенциальными электродами b). Расчет измеряемого импеданса Z при известных параметрах модели представляет собой прямую задачу электроимпедансометрии (1):

$$Z = Z(a, b, r_1, h_1, x, y, \rho_1, \rho_2). \quad (1)$$

Обратная задача электроимпедансометрии заключалась в нахождении параметров модели на основе измерений импеданса. Удельное сопротивление первой среды, от которого в максимальной степени зависит измеряемый импеданс, определяется удельными сопротивлениями окружающих тканей. В рассматриваемой модели формирования сигналов предполагалось, что перемещение внутренней стенки миокарда определяется изменением радиуса эквивалентной сферы, описывающей геометрию поверхности стенки. Поэтому решались две обратные задачи. В первой задаче по значению постоянной (базовой) составляющей электроимпеданса рассчитывалось удельное сопротивление первой среды

(2). Затем оно применялось при решении второй обратной задачи для нахождения изменения радиуса сферы по значению переменной (пульсовой) составляющей электоримпеданса (3):

$$\rho_1 = \text{func}(a, b, r_1, h_1, x, y, \rho_2, Z_6), \quad (2)$$

$$\Delta r = \text{func}(a, b, r_1, h_1, x, y, \rho_1, \rho_2, \Delta Z). \quad (3)$$

Рассчитываемые по формуле (3) перемещения внутренней стенки сердца в приграничных областях проекции сердца на грудную клетку, описываемые в модели изменением радиуса сферы Δr , для экспериментальных значений амплитуды пульсового импеданса $\Delta Z = 250 - 350$ мОм, находились в диапазоне от 8 до 15 мм, что сопоставимо со значениями перемещений, рассчитанными по данным МРТ. Таким образом, было установлено, что сферическую модель с решением однопараметрической обратной задачи (2) и (3) допустимо использовать для оценки перемещений внутренней стенки сердца.

В третьей главе представлены результаты исследований, направленных на разработку электродных систем для технологии многоканального электроимпедансного прекардиального картирования.

Геометрические параметры электродной системы определялись таким образом, чтобы обеспечивать максимальную чувствительность импедансных сигналов к перемещению границ внутренней стенки желудочков сердца.

На основе результатов моделирования распределения токов с использованием сферической модели определены оптимальные полурасстояния a между токовыми электродами и их зависимость от глубины h_1 залегания сердца. Результаты расчетов приведены в Таблице 2.

Таблица 2

h_1 , мм	20	40	60	80	100	120
a , мм	30	50	70	90	110	130

На основе этих данных, были изготовлены макеты электродных систем для продольно-поперечного а) и радиального б) картирования прекардиальной области (Рис. 2).

Проведенные экспериментальные исследования показали, что электродные системы позволяют получать устойчивые сигналы.

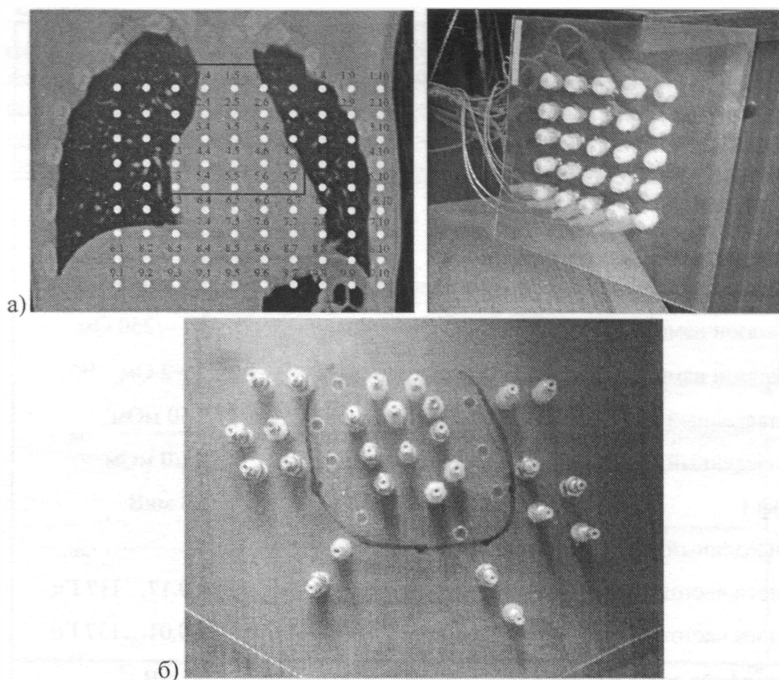


Рис 2 Макеты электродных систем:

а) для продольного картирования, б) для радиального картирования

В четвертой главе представлены результаты разработки методического и программно-алгоритмического обеспечения продольно-поперечного электроимпедансного картирования прекардиальной области.

Для записи и обработки сигналов было разработано программно-алгоритмическое обеспечение включающее несколько модулей: модуль регистрации и фазового анализа сигналов, модуль визуализации карт распределения амплитуды пульсового и базового электроимпеданса, модуль расчета перемещений контура проекции сердца. Аппаратная часть представляла собой многоканальную реографическую систему позволяющую записывать одновременно до 30-ти каналов ПрерКГ один канал электрокардиограммы (ЭКГ) и один канал ТРКГ. Технические характеристики системы приведены в Таблице 3

Таблица 3

Число каналов регистрации прекардиальной реограммы	до 30
Число каналов регистрации трансторакальной реокардиограммы	1
Количество каналов ЭКГ	1
Частота дискретизации каналов, Гц	500
Реограмма:	
метод измерения	тетраполярный
измерительный ток (эффект. значение)	1 мА, 100 кГц
диапазон измерения базового импеданса Z	1 – 250 Ом
диапазон изменений пульсового импеданса ΔZ	± 2 Ом
приведенный ко входу шум базового импеданса (эфф.)	50 мОм
приведенный ко входу шум пульсового импеданса (эфф.)	1.0 мОм
приведённый ко входу шум ЭКГ (эфф.)	3 мкВ
полоса частот ЭКГ	0.17...117 Гц
полоса частот пульсовой реограммы	0.01...137 Гц
Интерфейс связи с ПЭВМ	USB
Разрядность АЦП, не менее	12 бит
Ток потребления, не более, мА	500
Класс защиты устройства II, BF - на пробой изоляции	4.5кВ
Питание системы от сети переменного тока	220 В (50 Гц)
Калибратор	встроенный

Для исследования информативности методики прекардиального электроимпедансного картирования были проведены медико-биологические исследования на добровольцах с астеническим и нормостеническим типом конституции грудной клетки. Измеренные соответствующими электродными системами сигналы ПреРКГ были наложены на фронтальный срез компьютерной томограммы, что позволило осуществить пространственную привязку сигналов к проекциям анатомических структур сердца (Рис. 3). Запись сигналов проводилась на задержке дыхания в фазу выдоха. Сигналы были усреднены по нескольким кардиоциклам и нормированы по времени.

Были получены типичные для здоровых добровольцев параметры сигналов ПреРКГ проекций отделов сердца: левого (ЛЖ) и правого желудочка (ПЖ), верхушки, клапанов, предсердия (Рис. 4). Фазовый анализ сигналов ПреРКГ совместно с ЭКГ и ТРКГ показал, что нисходящая часть сигналов области желудочков соответствует фазе систолы, восходящая часть соответствует фазе диастолы.

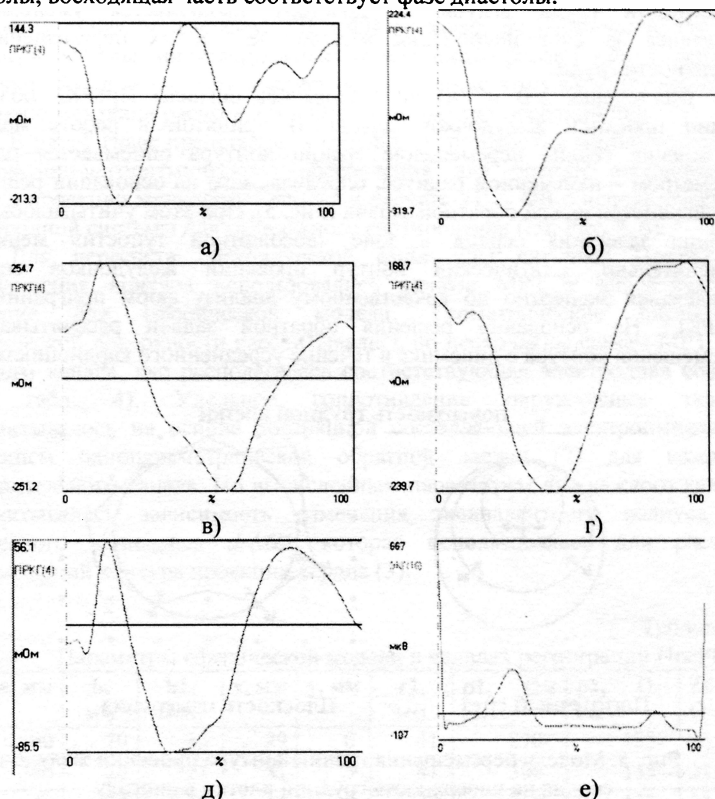


Рис. 4. Параметры прекардиальных сигналов различных отделов сердца:

- а) область предсердий; б) область клапанов; в) область левого желудочка; г) область правого желудочка; д) область верхушки;
- е) сигнал электрокардиограммы

Для визуализации сигналов использовалось представление распределения измеряемого импеданса в виде цветных карт.

Рассчитывалась статическая и динамическая карта распределения пульсового импеданса. Статическая показывает распределение максимальной амплитуды сигнала за весь кардиоцикл. Динамическая отражает распределение электроимпеданса в разные фазы кардиоцикла. Увеличение импеданса в конце систолы связано с уменьшением объема крови в желудочках и перемещением миокарда в направлении от поверхности груди вглубь. В диастолу наблюдается уменьшение импеданса за счет наполнения желудочков и их перемещения к поверхности груди.

Для оценки УВ и ФВ использовались сигналы ПреРКГ области границ проекции желудочков сердца. В принятой в работе модели сокращения сердца перемещение границ контура описывается одним параметром – изменением радиуса, определяемого на основании решения однопараметрической обратной задачи (Рис. 5). При этом учитывалось, что глубина залегания сердца в зоне «абсолютной тупости» меняется незначительно. Статический контур проекции желудочков сердца определялся экспертно по качественному анализу форм приграничных ПреРКГ. На основании решения обратной задачи рассчитывались перемещения контура в динамике в течение усредненного кардиоцикла.

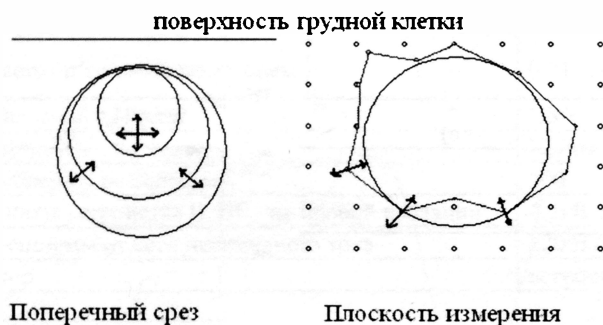


Рис. 5. Модель перемещения границ контура проекции желудочков сердца на поверхность грудной клетки в систолу

На основании экспериментальных данных был построен годограф перемещения центра контура, который связан с движением центра масс объема крови обоих желудочков сердца. Оценка УВ и ФВ проводилась по изменению площади контура в начале и конце систолы, которая пересчитывалась в объем сферы, включающей ЛЖ и ПЖ. Полученные оценки УВ и ФВ оказались заниженными на 25–40 % по сравнению с данными МРТ исследования из-за погрешности проведения контура

проекции сердца по карте распределения амплитуды пульсового импеданса. Также погрешность вносит расположение оси электродных систем вдоль горизонтальной оси без учета анатомических особенностей лежания сердца и неодновременность записи сигналов. Таким образом, было показано, что технология электроимпедансного картирования в целом дает результаты, близкие к показателям биомеханики сердца в норме. Однако точность определения УВ и ФВ оказалась недостаточной, так как не были учтены индивидуальные особенности расположения сердца. Перечисленные недостатки явились основанием ко второму этапу работы – созданию методики расчета УВ и ФВ с учетом этих особенностей.

В пятой главе представлены результаты разработки методического и программно-алгоритмического обеспечения для оценки перемещений границ проекции желудочков сердца и расчета УВ и ФВ с использованием электродной системы для радиального картирования (см. Рис. 2, б).

Для пересчета систолической амплитуды сигналов ПреРКГ в перемещения контура использовались данные МРТ и аналитическое решение для сферической модели. Геометрические параметры сферической поверхности рассчитывались по нескольким срезам МРТ для каждого канала, где располагалась соответствующая электродная сборка (см. табл. 4). Удельное сопротивление окружающих тканей рассчитывалось на основе постоянной составляющей электроимпеданса решением однопараметрической обратной задачи (2) для каждого измерительного канала. По вычисленным параметрам для каждого канала рассчитывалась зависимость изменения эквивалентного радиуса от пульсового импеданса $dr(dZ)$, которая использовалась для расчета перемещений контура проекции сердца (3).

Таблица 4.
Параметры сферической модели в каналах регистрации ПреРКГ

№	a, мм	b, мм	h1, мм	x, мм	y, мм	r1, мм	$\rho 1$, Ом см	$\rho 2$, Ом см	Z6, Ом
1	40	20	20	29	0	41	270	135	28.0
2	40	20	22	31	5	41	300	135	31.1
3	40	20	24	35	0	42	265	135	27.6
4	40	20	20	19	10	52	250	135	25.9
5	50	25	25	19	15	30	255	135	21.4
6	50	25	22	20	15	40	285	135	23.6
7	50	25	20	33	15	41	315	135	26.0
8	40	20	20	29	5	41	280	135	29.1

Контур проекции проводился по внутренней стенке желудочков по срезу МРТ. При расчетах также учитывалась относительный объем

межжелудочковой перегородки (МЖП). УВ и ФВ рассчитывались по площади контура в фазу начала и окончания изгнания (принятые в ТРКГ обозначения S и T) по формулам (4) и (5):

$$УВ = \frac{2}{3} \pi \cdot \left(\frac{S_S}{\pi} \right)^{\frac{3}{2}} - \frac{2}{3} \pi \cdot \left(\frac{S_T}{\pi} \right)^{\frac{3}{2}}, \quad (4)$$

$$\Phi В = \frac{УВ}{\frac{2}{3} \pi \cdot \left(\frac{S_T}{\pi} \right)^{\frac{3}{2}} - \frac{V_{МЖП}}{2}}. \quad (5)$$

Рассчитанные таким образом значения УВ и ФВ сопоставимы со значениями, рассчитанными по данным МРТ методом Симпсона (табл. 5).

Таблица 5.

Сравнение УВ и ФВ, рассчитанных по данным радиального прекардиального картирования и по данным МРТ (пациент В)

Метод расчета	УВ, мл	ФВ, %
МРТ (метод Симпсона)	55±5	57±4
Прекардиальное картирование	60±6	58±4

Установлено, что метод позволяет получить не только значения УВ и ФВ за усредненный цикл, но и рассчитывать значения для каждого кардиоцикла и получать таким образом изменение объема желудочков во времени (Рис. 6).

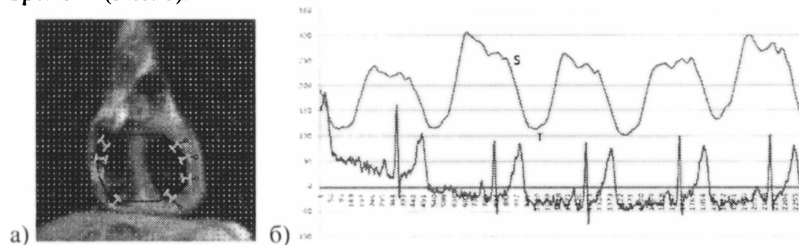


Рис. 6. а) контуры границ проекции желудочков сердца; б) график изменения объема двух желудочков сердца (мл) во времени

При оценке бюджета погрешностей метода радиального картирования учитывались факторы, которые были разделены на три группы. Погрешность определения контура проекции сердца; влияние точности определения параметров модели; влияние движения предсердно-желудочковой перегородки и объем МЖП. Для оценки влияния

параметров модели на основе решения прямой задачи электроимпедансометрии определялось изменение импеданса, связанное с погрешностью измерения каждого параметра модели. Затем это изменение пересчитывалось в погрешность изменения радиуса и в погрешность измерения объемных характеристик (6):

$$\Delta Z = func(\Delta a, \Delta b, \Delta r_1, \Delta h_1, \Delta x, \Delta y, \Delta \rho_1, \Delta \rho_2) \rightarrow \Delta r \rightarrow \Delta V. \quad (6)$$

Результаты оценки погрешности показали, что разработанная методика позволяет определять УВ и ФВ с погрешностью, не превышающей 12-15 %.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

1. На основе теоретических и экспериментальных исследований установлено, что для описания механизмов формирования электроимпедансных сигналов в области проекции желудочков сердца допустимо использовать сферическую модель биотканей прекардиальной области.
2. Для сферической модели получено аналитическое решение прямой и обратной задачи электроимпедансометрии.
3. Разработаны конструкции электродных систем для технологии продольно-поперечного и радиального многоканального электроимпедансного картирования, адаптированные к индивидуальным особенностям расположения, залегания и размеру сердца пациента.
4. Создано программно-алгоритмическое и методическое обеспечение для технологии продольно-поперечного и радиального многоканального электроимпедансного картирования.
5. Разработанная технология продольного электроимпедансного многоканального картирования позволяет оценивать перемещения границ проекции сердца и перемещение центра масс объема крови в желудочках.
6. Разработанная технология радиального электроимпедансного многоканального картирования позволяет в мониторинг режиме определять перемещения внутренних стенок желудочков сердца.
7. Проведенные медико-биологические исследования эффективности разработанных программно-алгоритмических средств показали, что разработанная методика определения УВ и ФВ по данным многоканального электроимпедансного картирования сопоставима по точности с методами эхокардиографии и МРТ.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Оценка перемещений границ проекции желудочков сердца на основе технологии электроимпедансного многоканального картирования / С.И. Шукин [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 10. С. 8-11.
2. Кирпиченко Ю.Е., Тимохин Д.П., Шукин С.И. Исследование особенностей и точности определения параметров деятельности сердца на основе технологии импедансного картирования // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 10. С. 23-27.
3. A new approach to the design of the electrode system to study the precordial area and its positioning / S. Shchukin [et al.] // Proceedings of 7th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering. Erlangen, 2011. P. 19-22.
4. Кирпиченко Ю.Е., Тимохин Д.П., Шукин С.И. Исследование биомеханических процессов деятельности сердца с использованием аппаратно-программного комплекса для импедансного картирования прекардиальной области // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 9. С. 9-14.
5. Особенности моделирования биотканей прекардиальной области при оценке параметров центральной гемодинамики / С.И. Шукин [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 10. С. 4-10.
6. Kirpichenko Y., Timohin D. Tissue modeling for the impedance imaging of the heart // Proceedings of 4th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering. Moscow, 2008. P. 101-106.
7. Kirpichenko Y., Timohin D. Impedance imaging in human's precardiac area // Proceedings of 4th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering. Moscow, 2008. P. 107-111.