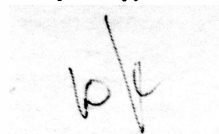


На правах рукописи



Кирпиченко Юрий Евгеньевич

**РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ПРЕКАРДИАЛЬНОЙ
ВЕКТОРНОЙ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ РЕОГРАФИИ**

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 им. Н.Э.Баумана»

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор Шукин 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 13:30 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.14 при Московском государственном техническом университете им Н.Э. Баумана в зале Ученого Совета по адресу 105005, 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 года

Ученый секретарь
диссертационного совета



Самородов
Андрей Владимирович

НТБ МГТУ им. Н.Э.Баумана



2011369

Кирпиченко Ю.Е. Разработка

372

2644

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

Существующие технологии определения параметров центральной гемодинамики (ЦГД) представлены инвазивными и неинвазивными методами. При известных преимуществах инвазивных методов, таких как точность и возможность использования в широком патофизиологическом диапазоне, имеющиеся противопоказания, высокая стоимость и частота осложнений ограничивают их применение. Из активно развиваемых сегодня неинвазивных методов определения параметров насосной функции сердца перспективен метод электроимпедансной реокардиографии, позволяющий, в том числе, проводить длительный мониторинг. Вопросы повышения точности определения ударного выброса (УВ) и фракции выброса (ФВ) на основе методов реокардиографии у пациентов кардиологического профиля были рассмотрены в работах отечественных и зарубежных ученых, в том числе учеными медикотехнической школы МГТУ им. Н.Э. Баумана Щукиным С.И., 1994-2003, Морозовым А.А., 1994; Зубенко В.Г., 1994; Беляевым К.Р., 1996; Мерлеевым А.А., 1998. В запатентованной ими методике точность определения УВ была повышена по сравнению с традиционными методами расчета (Кубичек, Шрамек). ФВ определялась косвенно по феноменологическим регрессионным зависимостям. В этих исследованиях использовался канал трансторакальной реограммы (ТРКГ). При этом, параметры электродной системы не были согласованы с индивидуальными особенностями расположения сердца, что является важной причиной погрешности определения УВ и, особенно, ФВ у пациентов кардиологического профиля. Кроме того, входящий в состав выражения для расчета УВ, параметр времени изгнания крови левым желудочком, не всегда точно определяется на основе сигнала ТРКГ ввиду асинхронизма сокращения желудочков сердца. В работах Стрелкова В.Б. и Сергеева И.К. (2004-2005 гг.) для повышения точности определения времени изгнания крови и, соответственно, расчета УВ, дополнительно к ТРКГ использовался канал прекардиальной реокардиограммы (ПРКГ). Ориентация электродной системы регистрации ПРКГ соответствовала оси сердца пациента и в большей степени учитывала изменение продольных, нежели поперечных, размеров сердца при сокращении. Кроме того, методика определения размеров и локализации электродных систем не учитывала индивидуальные параметры расположения сердца пациента. Разработка научно обоснованных методов определения параметров электродных систем каналов регистрации ПРКГ, чувствительных к изменению продольно-поперечных размеров сердца и учитывающих индивидуальные анатомические особенности его лежания, позволяет

повысить точность определения УВ и ФВ на основе многоканальных прекардиальных измерений, а также получать новую информацию об особенностях биомеханических процессов сокращения сердца. Реализация данного подхода была определена в данной работе термином векторной реокардиографии (ВРКГ), отражающего его особенности.

Цели диссертационной работы

Разработка методического и программно-алгоритмического обеспечения системы векторной электроимпедансной реокардиографии (ВРКГ).

Задачи диссертационной работы

1. Исследование механизмов формирования электроимпедансных сигналов прекардиальной области и разработка модели формирования сигналов, приемлемой для решения обратной задачи векторной электроимпедансной реокардиографии.
2. Исследование и разработка электродных систем для векторной электроимпедансометрии прекардиальной области.
3. Исследование и разработка программно-алгоритмических средств регистрации сигналов прекардиальной области и расчета параметров сокращения сердца.
4. Проведение исследований эффективности разработанных средств и методов.

Научная новизна

1. Разработана система векторной электроимпедансной реокардиографии, позволяющая в мониторинговом режиме определять изменения продольно-поперечных размеров сердца в фазу сокращения.
2. Разработана технология проектирования и позиционирования электродных систем для векторной реокардиографии, включающая: совмещение томографических и оптических изображений прекардиальной области сердца; определение геометрических параметров сердца пациента на основе томографических срезов; расчет параметров электродных систем и их позиционирования относительно проекции границ сердца.
3. На основе экспериментальных и теоретических исследований установлено, что основным механизмом формирования сигналов векторной реокардиографии является изменение эффективных поперечных размеров сердца и перемещение области верхушки сердца.

4. Разработано алгоритмическое и методическое обеспечение системы векторной реокардиографии, позволяющее в мониторинговом режиме: рассчитывать УВ и ФВ сердца; представлять процессы функционирования сердца в фазовой плоскости изменения его продольных и поперечных размеров.
5. На основании результатов доклинических исследований установлено, что точность определения УВ и ФВ сердца на основе созданной биотехнической системы векторной реокардиографии не уступает точности магниторезонансной томографии (МРТ) и ультразвуковых исследований.

Практическая ценность

Разработанный метод оценки перемещений границ сердца позволяет определять УВ и ФВ сердца, а также изменения продольно-поперечных размеров сердца в мониторинговом режиме. Результаты работы внедрены в практику научных исследований НИИ Биомедицинской техники и учебный процесс одноименного факультета МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Результаты экспериментально-теоретических исследований показывающие, что параметры электроимпедансных сигналов векторной реокардиографии могут быть представлены решением задачи для полубесконечной однородной среды со сферическим включением.
2. Результаты исследований механизмов формирования электроимпедансных сигналов при векторной электроимпедансометрии прекардиальной области для продольно-поперечно ориентированных электродных систем в фазу систолы сердца.
3. Метод расчета УВ и ФВ на основе решения обратной задачи для технологии ВРКГ.
4. Метод динамической визуализации изменения продольно-поперечных размеров сердца в фазу систолы.

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 работы

Содержание диссертации соответствует паспорту специальности 05.11.17.

Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, общих выводов, списка литературы и приложений. Основное содержание работы изложено на 141 странице, содержит 68 рисунков, 12 таблиц. Список литературы включает 77 библиографических источников. Диссертация иллюстрирована рисунками, таблицами, графиками.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

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

В первой главе проведен анализ существующих систем мониторингового контроля параметров центральной гемодинамики. Проведенный анализ показал, что сегодня в научно-технической практике применяются неинвазивные методы исследования, такие как рентгенологические, ультразвуковые, импедансные методы и магнитно-резонансная томография. В главе отмечено, что из перечисленных методов перспективен метод реокардиографии, позволяющий проводить длительный мониторинг параметров насосной функции сердца и потенциально позволяет получить данные о движении и изменении размеров структур сердца.

Анализ ключевых характеристик методов реокардиографии показал, что в литературе не отражены вопросы, связанные с пониманием параметров сигналов, получаемых при различных расположениях электродных систем относительно проекций отделов сердца на грудную клетку, а также их зависимость от геометрических размеров электродных систем. Кроме того, не изучены возможности определения изменений продольно-поперечных размеров проекции сердца на основе электроимпедансных измерений.

Во второй главе рассмотрены методические вопросы прекардиальных электроимпедансных измерений в задачах определения перемещений границ проекции сердца.

Показано, что с точки зрения электроимпедансных измерений прекардиальная область включает скелетные мышцы, легкие, миокард и кровь. Анализ значений удельных сопротивлений биотканей на частоте 100 кГц показал, что на выдохе проводимости тканей легкого, мышечных тканей и ткани миокарда, во-первых, близки и, во-вторых, существенно, в 2-3 раза отличаются от проводимости крови. Поэтому в фазу выдоха прекардиальные среды можно рассматривать как двухслойные представленные мягкими тканями грудной клетки, включающими мышцы, легкие и миокард, а также кровью.

Отмечено, что поскольку необходимые характерные размеры и глубины зондирования прекардиальных электродных систем для большинства взрослых пациентов должны находиться в диапазоне 2-20 см, 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. Поэтому, для определения перемещений стенки сердца в направлениях большой и малой осей эллипсоида вращения, моделирующего сердце, необходимо проводить импедансные измерения как минимум по двум отведениям. В направлении зондирования поперечном оси сердца в работе рассматривались сферическая и бисферическая модели прекардиальной области. В направлении зондирования, совпадающим с направлением оси сердца, чтобы учесть вклад в электроимпедансный сигнал верхних отделов сердца, в первую очередь предсердий, дополнительно рассматривалась модель двух непересекающихся сферических включений (Рис. 1).

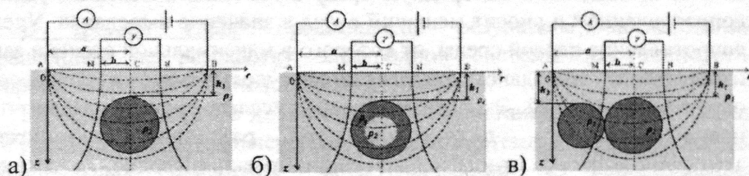


Рис.1. Модели слоистых сред прекардиальной области:
а) сферическая; б) бисферическая; в) двухсферическая

Для целей математического моделирования прекардиальных сигналов были получены аналитические зависимости решения уравнения Лапласа прямой задачи электроимпедансометрии для сферической,

бисферической и двухсферической моделей тканей прекардиальной области.

В главе отмечено, что при разработке технологии векторной электроимпедансной реокардиографии необходимо описание механизмов формирования сигналов прекардиальной области, которое включает как биомеханические процессы функционирования отделов сердца, так и особенности распределения тока в неоднородных прекардиальных средах в фазу выдоха.

Показано, что сферические и бисферические модели сред прекардиальной области описываются геометрическими параметрами (глубины h_1 , радиусы r_1 , r_2 и координаты центра x , y), параметрами среды (удельное сопротивление мягких тканей ρ_1 , ρ_3 и удельное сопротивление крови ρ_2) и 2-мя параметрами электродной системы (полурастояние между токовыми a и потенциальными электродами b). Расчет измеряемого импеданса Z представляет собой прямую задачу электроимпедансометрии. Для сферической модели тканей, представленной на Рис. 1а функционал регистрируемого электроимпеданса определялся в виде:

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

Обратная задача электроимпедансометрии заключалась в нахождении параметров модели на основе измерений импеданса. Расчетные соотношения показывают, что аналитическое выражение электроимпеданса содержит две составляющие:

$$Z = Z_0 + Z_{\text{включ}}, \quad (2)$$

где

$$Z_0 = \frac{2 \cdot \rho_1 \cdot b}{\pi(a^2 - b^2)}. \quad (3)$$

Составляющая Z_0 представляет собой электроимпеданс для однородной среды, составляющая $Z_{\text{включ}}$ связана с уменьшением импеданса за счет помещения в однородную среду включения с меньшим удельным сопротивлением и вносит меньший вклад в значение импеданса. Удельное сопротивление первой среды, от которого в максимальной степени зависит измеряемый импеданс, определяется удельными сопротивлениями окружающих тканей. Экспериментальные исследования показали, что его нельзя принимать одинаковым при различных расположениях электродных сборок относительно границ проекции сердца. Теоретические оценки и вычислительные эксперименты решения обратной задачи показали, при погрешности позиционирования электродной системы 1 мм обратная задача сходится только для одного неизвестного параметра. В связи с этим в работе рассмотрен подход преобразования многопараметрической обратной задачи к однопараметрическую за счет нахождения неизвестных параметров моделей на основании данных

других независимых методов исследования – компьютерной томографии (КТ) или МРТ. В рассматриваемой модели формирования сигналов полагалось, что перемещение внутренней стенки миокарда определяется изменением радиуса эквивалентной сферы соответствующего включения. В реализованном в данной работе подходе для каждого прекардиального канала измерения импеданса решались две обратные задачи: в первой задаче по значению базовой составляющей электроимпеданса рассчитывалось удельное сопротивление первой среды, затем оно применялось при решении второй обратной задачи для нахождения изменения радиуса сферы по значению пульсовой составляющей электроимпеданса (Рис. 2):

$$\rho_1 = \text{func}(a, b, r_1, h_1, x, y, \rho_2, Z_0), \quad (3)$$

$$\Delta r = \text{func}(a, b, r_1, h_1, x, y, \rho_1, \rho_2, \Delta Z). \quad (4)$$

Расчет УВ и ФВ производился по изменению объема крови в фазу начала и окончания изгнания.

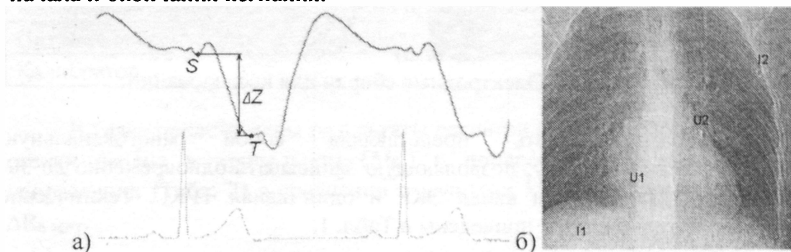


Рис. 2. а) типичные сигналы ПРКГ области абсолютной тупости сердца в поперечном направлении, и электрокардиограммы (ЭКГ) с отмеченными точками начала и окончания изгнания крови (пациент В); б) схема расположения токовых (I1, I2) и измерительных электродов (U1, U2) регистрации сигнала ПРКГ.

В третьей главе представлены результаты исследований, направленных на разработку электродной системы для технологии векторной электроимпедансной реокардиографии.

На основе данных о диапазоне глубин залегания и размеров сердца были рассчитаны и изготовлены электродные системы с приемлемыми для прекардиальных измерений характеристиками с использованием мостиковых ЭЭГ-электродов СПЭГ-П, поставляемых компанией Нейрософт. Проведенные экспериментальные исследования параметров стабильности и шумовых характеристик электродов показали, что последние имеют не уступающие показатели по точности и эргономичности перед одноразовыми ЭКГ-электродами и чашечковыми ЭЭГ-электродами, представленные на рынке компаниями Нейрософт

(СПЭГ-П, ЭВП-2), Вилорд (F8909 D, 0001.001), Grass (F-E6SHC-48). На Рис. 3а приведен вид электродной системы и ее расположение у пациента астенического типа, для исследований информативности каналов измерений импеданса. Системы электродов имеют 3 варианта смещения центра сборки и различные полурасстояния между токовыми электродами (a_1, a_2, a_3) в продольном и поперечном оси сердца направлениях.

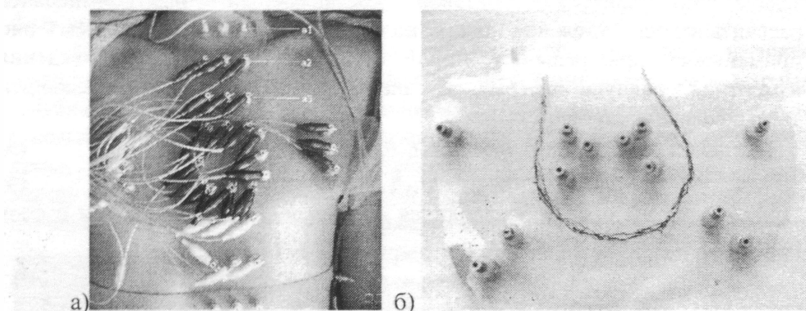


Рис. 3. Электродные сборки для исследований.

Аппаратная часть представляла собой многоканальную реографическую систему, позволяющую записывать одновременно до 30-ти каналов ПРКГ, один канал ЭКГ и один канал ТРКГ. Технические характеристики системы приведены в Табл. 1.

Таблица 1.

Технические характеристики реографической системы «РЕО-32»

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 (эффкт. 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

Таблица 1 – окончание.

диапазон изменений пульсового импеданса ΔZ	1.0 МОм
приведенный ко входу шум базового импеданса (эфф.)	3 мкВ
приведенный ко входу шум пульсового импеданса (эфф.)	0.17...117 Гц
приведённый ко входу шум ЭКГ (эфф.)	0.01...137 Гц
полоса частот ЭКГ	
полоса частот пульсовой реограммы	
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

В главе представлены результаты расчетов перемещений внутренней стенки сердца в продольном (ΔR_a) и поперечном оси сердца (ΔR_b) направлении (Табл. 2) в сравнении с данными МРТ измерений ΔR_a МРТ и ΔR_b МРТ.

Таблица 2.

Сравнение моделей формирования импеданса в задаче определения перемещений стенок сердца для пациента А.

Модель импедансометрии	ΔR_a , мм.	ΔR_a МРТ, мм.	ΔR_b , мм.	ΔR_b МРТ, мм.
Сферическая	4	14	8	9
Бисферическая	4	14	8	9
Двухсферическая	8	14	8	9

Установлено, что в отличие от поперечных размеров, изменения продольных размеров определяются неудовлетворительно. Детальный анализ продольных измерений добровольцев показал, что в продольные значения электроимпеданса вносят вклад, неучитываемый моделью сигналы, формируемые верхними отделами сердца – предсердиями. Для исключения из области зондирования верхних отделов сердца были разработаны требования к геометрическим характеристикам и локализации электродных систем в области верхушки сердца. На основе результатов

моделирования распределения токов для каждого испытуемого были определены оптимальные полурасстояния между токовыми и измерительными электродами и их расположением в области верхушки сердца (Рис. 36).

В четвертой главе представлены результаты разработки методического и программно-алгоритмического обеспечения технологии ВРКГ.

Расчет гемодинамических характеристик проводился на основе значений перемещений внутренних стенок сердца в двух взаимноперпендикулярных направлениях. Для определения УВ и ФВ рассмотрено несколько вариантов расчета. В первом случае принималось, что в систолу объем крови в сердце близок по форме к сфере с меняющимся радиусом, которая описывает среднюю кривизну поверхности внутренней полости сердца определяемую по данным МРТ.

$$УВ = \frac{1}{2} \cdot \left[\frac{4}{3} \pi (R_s^3 - (R_s - \overline{\Delta R})^3) \right], \quad ФВ = \frac{\frac{4}{3} \pi (R_s^3 - (R_s - \overline{\Delta R})^3)}{\frac{4}{3} \pi \cdot R_s^3 - V_{МЖП}}, \quad (5)$$

где R_s – радиус сферы в фазу начала изгнания крови, $\overline{\Delta R}$ – изменение радиуса сферы, рассчитанное как среднее из перемещений внутренней стенки сердца в продольном и поперечном оси сердца прекардиальных отведениях реограммы, $V_{МЖП}$ – объем межжелудочковой перегородки, рассчитанный по данным МРТ.

Таблица 3.

Сравнение УВ и ФВ, рассчитанных по данным векторной импедансометрии и по данным МРТ (пациент А).

Метод расчета	УВ, мл	ФВ, %
МРТ (метод Симпсона)	57±5	58±4
ВРКГ	83±5	35±3

Установлено, что решение обратной задачи в такой постановке дает погрешность определения УВ и ФВ более 40% (Табл. 3). Анализ вычисленных изменений радиуса сферы совместно с данными МРТ показал, что эта погрешность обусловлена тем, что в конце систолы объем сердца, рассчитанный как объем эффективной сферы отличается на 50-70% от действительного. В следующем варианте расчета форма желудочков в фазу систолы описывалась поверхностью эллипсоида вращения на основе данных МРТ. При этом изменение размеров полуосей рассчитывалось по решению обратной задачи электроимпедансометрии для сферических моделей тканей прекардиальной области, где радиус сферы определялся радиусом кривизны внутренней поверхности стенки сердца в продольном сердцу сечении.

$$\begin{aligned}
 UB &= \frac{1}{2} \cdot \left[\frac{4}{3} \pi (R_{SA} \cdot R_{SB}^2 - (R_{SA} - \Delta R_A) \cdot (R_{SB} - \Delta R_B)^2) \right], \\
 \Phi B &= \frac{\frac{4}{3} \pi (R_{SA} \cdot R_{SB}^2 - (R_{SA} - \Delta R_A) \cdot (R_{SB} - \Delta R_B)^2)}{2 \cdot \left(\frac{4}{3} \pi \cdot R_{SA} \cdot R_{SB}^2 - V_{МЖП} \right)}.
 \end{aligned} \quad (6)$$

Здесь параметры с индексом *A* соответствуют направлению вдоль оси сердца, с индексом *B* – поперечному направлению.

Таблица 4.

Сравнение УВ и ФВ, рассчитанных по данным векторной импедансометрии и по данным МРТ (пациент А).

Метод расчета	УВ, мл	ФВ, %
МРТ (метод Симпсона)	57±5	58±4
ВРКГ	104±5	32±3

Установлено, что подобный подход также не дает удовлетворительных результатов по точности определения параметров УВ и ФВ (Табл. 4). Экспериментальные исследования с привлечением данных МРТ показали, что причиной погрешности определения ударного выброса по двум вышеприведенным подходам является определение заниженных значений перемещений внутренней стенки миокарда в отведении, продольном оси сердца и определяется вкладом в пульсовую составляющую импеданса процессов в верхних отделах сердца. Для учета вклада этих процессов была рассмотрена двухсферическая модель, в которой сфера с меньшим радиусом и постоянным объемом моделирует верхние отделы сердца, а большая сфера с изменяющимися размерами – динамику сокращения желудочков, расчет основных параметров гемодинамики производился на основании выражения (5). Такой способ позволил повысить точность расчета параметра ФВ до 30%, при погрешности определения УВ более 50% (Табл. 5).

Таблица 5.

Сравнение УВ и ФВ, рассчитанных по данным векторной импедансометрии и по данным МРТ (пациент А).

Метод расчета	УВ, мл	ФВ, %
МРТ (метод Симпсона)	57±5	58±4
ВРКГ	106±5	45±4

На основе результатов исследований было предложено исключить из области зондирования верхние отделы сердца и использовать электродные системы, локализованные в области верхушки сердца правого и левого

желудочков (Рис. 36). При этом форма желудочков в систолу описывались половиной эллипсоида вращения, а изменение размеров полуосей определялось изменением радиусов эквивалентных сферических поверхностей в зонах зондирования электродных систем.

$$\begin{aligned}
 UB &= \frac{1}{2} \cdot \left[\frac{2}{3} \pi (R_{SA} \cdot R_{SB}^2 - (R_{SA} - \Delta R_A) \cdot (R_{SB} - \Delta R_B)^2) \right], \\
 \Phi B &= \frac{\frac{1}{3} \pi (R_{SA} \cdot R_{SB}^2 - (R_{SA} - \Delta R_A) \cdot (R_{SB} - \Delta R_B)^2)}{\frac{1}{3} \pi \cdot R_{SA} \cdot R_{SB}^2 - V_{МЖП}}, \quad (7)
 \end{aligned}$$

где R_{SA} и R_{SB} – полуоси эллипсоида, определяемые на основании данных МРТ.

На основании анализа данных МРТ в фазу систолы установлено, что для областей зондирования поперечный срез эллипсоида близок к поверхности сферы. Результаты вычислительных экспериментов показали, что критическими параметрами такого подхода являются неизменность h , и эквивалентность площадей эффективной сферы и реального сечения. Рассчитанные таким образом значения УВ и ФВ сопоставимы со значениями, рассчитанными по данным МРТ методом Симпсона (Табл. 6).

Таблица 6.

Сравнение УВ и ФВ, рассчитанных по данным векторной импедансометрии и по данным МРТ (пациент А).

Метод расчета	УВ, мл	ФВ, %
МРТ (метод Симпсона)	57±5	58±4
ВРКГ	66±5	56±4

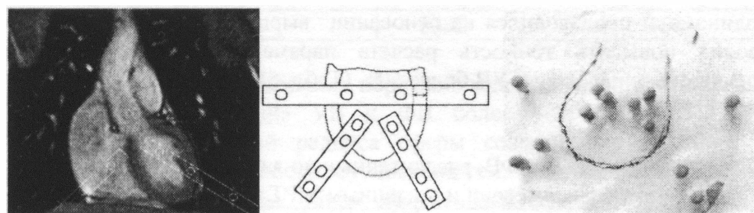


Рис. 4. Трехканальная электродная система для ВРКГ.

Созданное на этой основе методическое и программно-алгоритмическое обеспечение позволяет получить численные оценки значений УВ и ФВ для каждого кардиоцикла.

Для сопряжения с аппаратным комплексом и решения задач электроимпедансометрии, было разработано программно-алгоритмическое

обеспечение включающее основной модуль решения задачи определения гемодинамических параметров в онлайн- и оффлайн-режимах, а также приложений для задач моделирования слоистых сред прекардиальной области. Для позиционирования электродной системы было разработано программное обеспечение для работы с видеокамерой. Видеоизображение совмещалось с фронтальным срезом МРТ с размеченными позициями электродов.

Для исследования информативности методики ВРКГ были проведены исследования на добровольцах с астеническим и нормостеническим типом конституции грудной клетки. Точность рассчитанных перемещений стенок сердца с учетом погрешности расчета находилась в диапазоне до 2 мм, что в пересчете на параметры УВ и ФВ давало погрешность до 20%. Приведенный в главе расчет бюджета погрешностей разработанной методики определения УВ и ФВ показал, что точность определяется погрешностью определения контура проекции сердца, погрешностью определения параметров модели; влиянием объема межжелудочковой перегородки и качеством регистрируемого сигнала, и в пересчете на основные параметры насосной функции сердца дает значения погрешности до 20%.

Численная оценка изменения эффективных продольно-поперечных размеров проекции сердца позволяет на основании экспериментальных данных построить соответствующий годограф, который представляет собой динамическую зависимость изменений размеров внутренних размеров сердца в двух ортогональных направлениях.

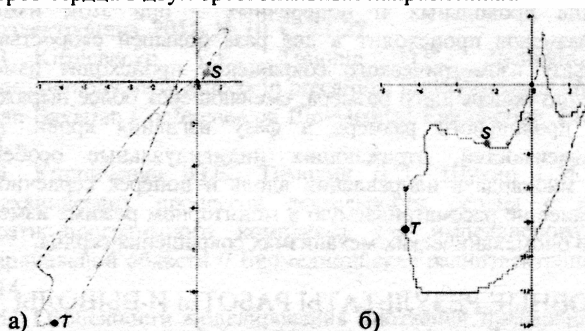


Рис. 5. Зависимости изменений продольно-поперечных размеров сердца для пациента В астенического (а) и пациента Б нормостенического (б) типа (на графиках: S – фаза начала изгнания крови, Т – фаза окончания изгнания крови, шкала значений указана в мм, горизонтальная ось соответствует поперечным изменениям размеров сердца, вертикальная – продольным).

Таблица 7.

Значения УВ и ФВ, рассчитанные по данным векторной импедансометрии и по данным МРТ (пациент Б).

ВРКГ		МРТ	
УВ	ФВ	УВ	ФВ
74±5	50±4	67±5	58±4

Таблица 8.

Значения УВ и ФВ, рассчитанные по данным векторной импедансометрии и по данным МРТ (пациент В).

ВРКГ		МРТ	
УВ	ФВ	УВ	ФВ
65±5	48±4	58±5	53±4

В главе отмечено, что зависимости (Рис. 5), соответствующие пациенту (Табл. 7, Табл. 8) астенического типа (пациент В, ось сердца расположена вертикально) и нормостенического типа (пациент Б, ось сердца расположена под углом 45 градусов) отражают разные характеры сокращения сердца в фазу систолы. Видно, что для пациента В в фазу изометрического сокращения происходит незначительное увеличение продольных и поперечных размеров сердца, сменяющееся фазой изгнания крови, в которую происходит одновременное уменьшение размеров полости сердца продольных и поперечных – при этом изменение продольных размеров происходит в два раза большей скоростью. Для пациента Б фазу изометрического сокращения происходит изменение преимущественно поперечного размера, сменяющееся более выраженным сокращением продольного размера в фазу изгнания крови. Анализ подобных зависимостей, отражающих индивидуальные особенности сократимости миокарда в направлении вдоль и поперек сердечной оси, дает новую, ранее не рассматриваемую в мониторинговом режиме измерений, информацию о биомеханических механизмах сокращения сердца.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

1. В результате анализа научно-технической литературы обоснована актуальность и возможность создания биотехнической системы ВРКГ на основании разработки каналов регистрации чувствительных к изменению продольно-поперечных размеров сердца.
2. Получены аналитические решения прямой задачи электроимпедансометрии для сферической, бисферической и двухсферической моделей сред применительно к технологии ВРКГ.

3. Разработана технология проектирования и позиционирования электродных систем для системы ВРКГ.
4. Создано методическое и программно-алгоритмическое обеспечение для регистрации, анализа и визуализации прекардиальных сигналов.
5. Создано методическое и программно-алгоритмическое обеспечение для проектирования и позиционирования электродных систем для ВРКГ.
6. Разработано методическое и программно-алгоритмическое обеспечение системы ВРКГ, позволяющее в мониторинговом режиме определять УВ и ФВ сердца, а также определять изменения эффективных продольно-поперечных размеров проекции сердца на прекардиальную область в фазу систолы.
7. Проведенные медико-биологические исследования эффективности разработанной системы ВРКГ на здоровых добровольцах показывают, что точность определения УВ и ФВ сердца на основе созданной БТС не уступает точности МРТ и УЗ исследований.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Вопросы точности определения параметров деятельности сердца на основе технологии векторной реокардиографии / С.И. Шукин [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 10. С. 4-7.
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. Kirpichenko Y.E., Timohin D.P., Shchukin S.I. Vector rheocardiography, new aspects in precardiac impedometry // Proceedings of 7th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering. Erlangen, 2011. P. 15-18.
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 Enginnering. Moscow, 2008. P. 107-111.