

Научные основы проектирования электроимпедансных систем контроля параметров центральной гемодинамики и дыхания

Аннотация

В настоящее время из имеющихся инструментальных методов оценки объемных характеристик деятельности сердца хорошо известны УЗИ, МРТ или КТ с контрастом. При этом традиционные методики не позволяют проводить измерение параметров центральной гемодинамики и дыхания в мониторинговом режиме. Возможности многоканальной электроимпедансной технологии позволяют определять ударный объем и фракцию выброса сердца, визуализировать процессы перемещения стенок желудочков сердца в реальном времени с точностью не хуже 1...2 мм. В статье рассматриваются вопросы реализации технологии вычисления ударного и минутного объемов кровообращения, а также перемещений камер сердца как результат решения задачи электроимпедансных измерений. Представлены результаты математического и физического моделирования процессов сердечной деятельности на основе прекардиальных измерений.

Введение

По данным отчета ВОЗ [1] в мире ежегодно от болезней сердца умирают около 17 млн человек, что составляет примерно 29 % всех случаев смерти. Из них 7,2 млн человек умирают от ишемической болезни сердца, а 5,7 млн – в результате инсульта. При ранней диагностике сердечно-сосудистых нарушений в среднем смертность снижается до 70 %. Развитие инструментальных технологий раннего обнаружения нарушений гемодинамики является эффективным инструментом снижения смертности от данного типа нозологий.

С момента широкого внедрения в клиническую практику технологий МРТ, КТ и УЗИ интерес к электроимпедансным методам снизился. Это было вызвано на раннем этапе низкими характеристиками регистрирующей аппаратуры, которые не позволяли подойти к решению задач определения параметров сердечной деятельности, сопоставимому с МРТ и КТ. Заложённые в работах Ю.Т. Пушкаря (1959 г.) возможности проведения исследований гемодинамических показателей не только деятельности сердца в целом, но также его отделов (желудочки, клапаны, предсердия, перемещение верхушки сердца) совместно с методом трансторакальной реографии открыли возможности по повышению диагностической ценности импедансной технологии [2], [3]. Ограничения электроимпедансной технологии до настоящего времени не позволяли обеспечить пространственное разрешение на уровне до 1...2 мм.

В данный момент технические возможности электроимпедансной многоканальной регистрирующей аппаратуры позво-

ляют конкурировать по пространственному разрешению с общепризнанными инструментальными методами [4], [5].

В исследованиях, выполненных в период 1999-2017 гг. учеными научной школы МГТУ им. Н.Э. Баумана, получены результаты, которые легли в основу технологии. Созданные инструментальные средства, такие как «Реокардиомонитор» и РЕО-32 позволили провести исследования и подойти к созданию технологии многоканального электроимпедансного картирования деятельности сердца с расчетом параметров центральной гемодинамики [6], [7].

Основными результатами данных исследований являются:

- обоснованные требования к проектированию многоканальных импедансных измерительных преобразователей и кабельных систем;
- методика метрологической поверки и калибровки, включая критерии и процедуры, обеспечивающие точность импедансного преобразователя;
- обоснованные критерии отбора, классификации и валидации реоциклов;
- методика определения гемодинамических фаз;
- расчетное соотношение для определения гемодинамических показателей у пациентов кардиологического профиля;
- метод выделения дыхательного паттерна и анализа параметров центральной гемодинамики на фазах дыхания;
- технология продольно-поперечного электроимпедансного многоканального картирования;
- обоснованные параметры, конструкция и расположение электродных систем с учетом глубины залегания и индиви-

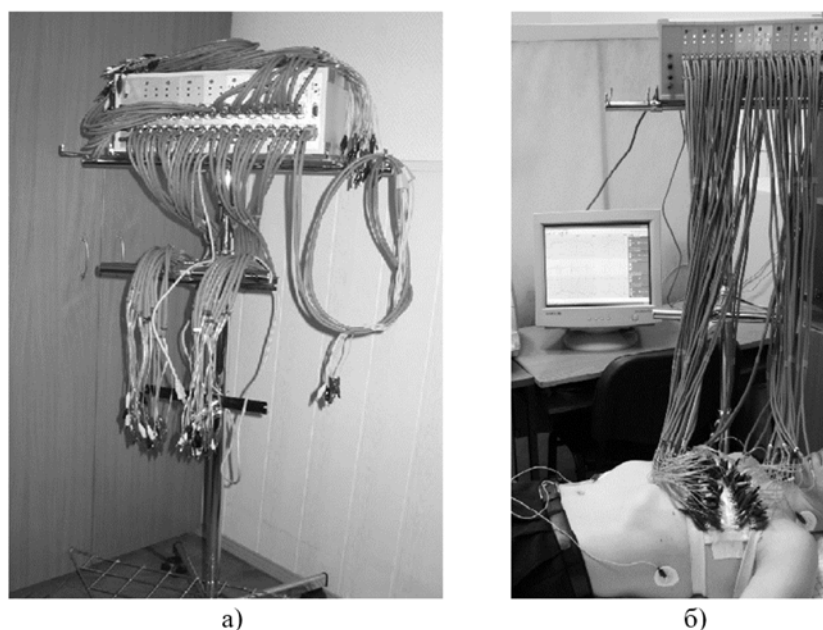


Рис. 1. Импедансный измерительный комплекс РЕО-32 (а) и иллюстрация проведения эксперимента (б) (электродная система)

дуальных особенностей расположения сердца для определения перемещений камер сердца;

- подтверждение того, что точность определения гемодинамических параметров на основе электроимпедансных измерений не уступает точности МРТ и УЗИ.

Разработанный многоканальный импедансный измерительный комплекс РЕО-32 (рис. 1) соответствует требованиям, предъявляемым для решения задач электроимпедансных измерений, в том числе динамической визуализации сердечной деятельности, которая является разновидностью электроимпедансной томографии (ЕИТ).

Метод ЕИТ реализуется на реконструкции проводимости или диэлектрической проницаемости части тела по совокупности поверхностных электрических измерений.

Электроды размещаются на поверхности тела. Через токовые электроды пропускается переменный ток частотой от 50 до 150 кГц, малой амплитуды (действующее значение до 5 мА), а с потенциальных электродов регистрируется изменение напряжения, пропорциональное изменению импеданса. В диапазоне частот от 50 до 150 кГц тангенс угла диэлектрических потерь в среде составляет менее 10 %, что в данном случае говорит о преобладании тока проводимости над током смещения [7].

Известными приложениями метода ЕИТ являются мониторинг функции легких [8], [10], диагностика раковых образований грудной железы [11], локализация эпилептических очагов, визуализация мозгового кровообращения [12], визуализация деятельности сердца и крупных артериальных сосудов [13]. До недавнего времени технологические решения были представлены, как правило, экспериментальными системами, не имеющими коммерческой реализации.

Однако в 2011 году компанией «Draeger» (Германия) был представлен первый коммерческий продукт «PulmaVista 500 ЕИТ», реализующий динамическую визуализацию функции легких и мониторинг параметров дыхания [14]. Аналогом данного комплекса является также комплекс «ELISA 800VIT» компании «Swisstom» (Швейцария), представленный на рынке в тот же период [15]. Изобретение ЕИТ как метода медицинской визуализации обычно приписывается John G. Webster (1978 г.) [16], хотя первое упоминание о практической реализации сис-

темы ЕИТ опубликовано в работах Дэвида С. Барбера и Брайана Х. Брауна (1984 г.) [17].

При постановке задач для исследований важным являлось формирование биофизической модели, которая позволяет определять параметры сред в зонах измерений, а также корректно решать обратную задачу импедансометрии. В данном случае требовалось снять ограничения на единственность решения на основе данных об особенностях гемодинамики, анатомическом строении сердца и грудной клетки [7], [18].

Техника и методы

В общем случае область зондирования является многослойной средой, представленной такими биологическими тканями, как мышечная ткань, ткани легкого, миокард, а также кровь. Ткани легкого в основном прикрывают сердце за исключением так называемой зоны тупости, где они отсутствуют. На выдохе сердце наименее прикрито легкими и верхушка сердца расположена выше, чем на вдохе, за счет положения диафрагмы, при этом на фазе выдоха удельные сопротивления легких и мышечной ткани близки по величине [7], [19].

Анализ эхокардиографических и МРТ-изображений сердца показывает, что форма поверхности внутренней стенки миокарда, охватывающей оба желудочка, и в конце, и в начале механической систолы близка к сферической [10] (рис. 2а, б). На основании этого при формировании биофизической модели можно ориентироваться на двухслойную расчетную модель со сферическим включением, которая хорошо согласуется с анатомическим строением грудной клетки в зоне регистрации сигналов [20]. Иллюстрация биофизической модели и схемы регистрации сигналов представлена на рис. 2в, г.

МРТ-исследования проводились в Научном центре сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева на магниторезонансном томографе «Siemens MAGNETOM Avanto» (Германия). Удельное сопротивление сферического включения в рамках модели принималось равным удельному сопротивлению крови, которое для нормального показателя гематокрита на частоте зондирующего тока 100 кГц составляет 135 Ом·см.

В общем случае функция поля, создаваемого токовыми электродами (рис. 2в), удовлетворяет уравнению Лапласа. Для предложенной в работе модели существует аналитическое ре-

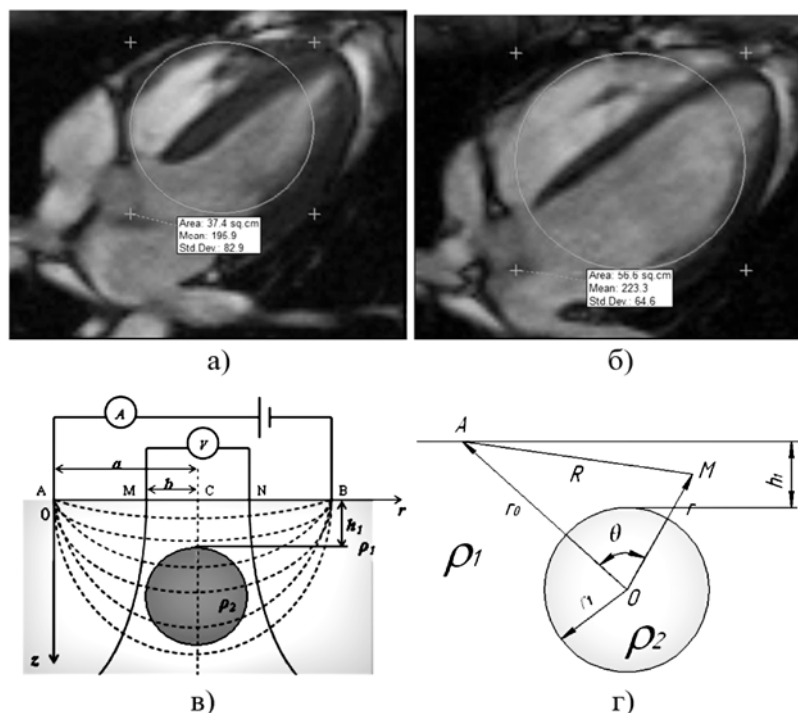


Рис. 2. Срезы магнитно-резонансной томограммы вдоль большой оси сердца в конце (слева) (а) и в начале механической систолы (справа) (б); схема регистрации сигналов и иллюстрация сферической двухслойной расчетной модели грудной клетки (в); схема расчета распределения потенциала сферической модели для точечного источника тока (г)

шение для функции Z_{MN} [21]. Расчет потенциалов проводился по постоянному току, токи смещения в биотканях не учитывались. Аналитическое решение задачи распределения импеданса на поверхности для модели (рис. 2б) описывается выражением (1):

$$Z_{MN} = \frac{2 \cdot \rho_1 \cdot b}{\pi \cdot (a^2 - b^2)} + dZ(\rho_1, \rho_2, a, b, r_1, h_1, x, y). \quad (1)$$

Постоянная часть импеданса соответствует однородной среде с удельным сопротивлением ρ_1 , переменная часть связана с изменением импеданса в результате внесения сферического включения.

Как видно из решения, импеданс на поверхности зависит от параметров геометрии электродной системы и параметров слоев: ρ_1 – эффективного удельного сопротивления первого слоя, Ом·м; ρ_2 – удельного сопротивления крови, Ом·м; a, b – полурасстояний между токовыми и потенциальными электродами, м; h_1 – глубины залегания сферического включения, м; r_1 – радиуса включения, м; x, y – смещения включения относительно центра электродной системы, м.

Биофизическое моделирование

Задачу электроимпедансной визуализации деятельности сердца можно сформулировать как задачу динамического определения перемещений границ сердца и его отделов. Для выбранной модели эти перемещения можно упрощенно описать двумя типами движения:

- движение центра сферы (центра масс эквивалентной сферы);
- изменение радиуса сферы.

Для определения параметров модели ($\rho_1, \rho_2, h_1, r_1, x, y$) при фиксированных параметрах электродной системы (a, b) требуется шесть измерений импеданса и решение системы такого же числа нелинейных уравнений. С учетом того, что при измерениях существуют погрешности расчета параметров модели, решение этих уравнений не обеспечивает единственности решения, что требует поиска подходов для установления ограничений на единственность решения.

Для сокращения числа неизвестных можно провести предварительные измерения и доопределить параметры модели (h_1, r_1, x, y) по данным КТ, МРТ, УЗИ. Размеры электродных систем для электроимпедансных измерений выбирались на основании условия, что глубина зондирования сопоставима с глубиной залегания сферического включения или толщиной первого слоя, следовательно; h_1 – глубина залегания включения сопоставима с расстоянием $2a/3$, где a – полурасстояние между токовыми электродами, м [19].

Для определения ρ_1 можно применить метод кажущегося сопротивления, т. е. удельного сопротивления однородной среды, которое дает такое же значение импеданса, как и в используемой модели [18]. ρ_k определяется на основании формулы (2).

Для двухслойной модели со сферическим включением зависимость импеданса от параметров модели функционально описывается соотношением (3), аналогичным соотношению (1). На основе импеданса Z_{MN} можно пересчитать кажущееся удельное сопротивление по формуле (3) и получить соотношение (4):

$$\rho_k = \frac{\pi \cdot (a^2 - b^2)}{2 \cdot b} \cdot Z_{MN}; \quad (2)$$

$$Z_{MN} = Z(\rho_1, \rho_2, a, b, r_1, h_1, x, y); \quad (3)$$

$$\rho_k = \rho_k(Z_{MN}, \rho_2, a, b, r_1, h_1, x, y). \quad (4)$$

Решение уравнения (1) для определения ρ_1 аналогично формуле (5), которая по значениям измеренного импеданса Z_{MN} позволяет определить ρ_1 :

$$\rho_1 = \rho_1(Z_{MN}, \rho_2, a, b, r_1, h_1, x, y). \quad (5)$$

Методы и алгоритмы

В эксперименте использовались электродные системы, имеющие линейные размеры, сопоставимые с глубиной зондирования первого слоя [19]. При небольших размерах электродных сборок (a, b) кажущееся удельное сопротивление ρ_k для сферической модели, как и для плоской двухслойной модели, практически совпадает с удельным сопротивлением первого слоя ρ_1 , и в этом случае зондируемую среду можно считать однородной. При больших размерах электродных сборок (a, b) ρ_k уменьшается за счет прохождения токовых линий через более проводящее включение – сферу.

Для уменьшения методической погрешности при вычислении ρ_1 предложен метод, основанный на парном измерении сопротивлений поверхностного слоя. Согласно гипотезе, значение удельных сопротивлений первого слоя для пары измерений, производимых с единой зоны регистрации при различных геометрических размерах электродных сборок, при близких глубинах зондирования должны совпадать. Размеры электродных систем выбирались так, чтобы глубина зондирования была сопоставима с глубиной залегания сферического включения h_1 . Использовались электродные системы с расстояниями между токовыми электродами 80, 100, 120, 140 мм и потенциальными (измерительными) электродами 40, 50, 60, 70 мм соответственно.

Для уменьшения влияния слоев, лежащих на пути прохождения зондирующего тока, на результат расчета ρ_1 измерения проводились в зоне тупости [17], [20]. При таком подходе методическая погрешность вычисления ρ_1 по формуле (5) для пары измерений с единой зоны регистрации снижается. Как показывают результаты, изменение глубины прижатия электродов в зоне измерения оказывает существенное влияние на результат расчета ρ_1 , что важно учитывать при определении ρ_1 . Предложен метод, позволяющий провести корректировку решений для множества зависимостей $\rho_k(h_1)$ с учетом пересчета модели (5) в диапазоне возможных изменений $a_1 \pm 2$ мм и $a_2 \pm 2$ мм.

В качестве критерия корректировки использовался критерий (6), который отражает условие равенства решений для ρ_1 , рассчитанного по модели (5) для пары измерений (рис. 3а). Результатом оптимизации является единственное решение для пары (a_1, a_2) из множества возможных реализаций по модели (5), см. табл. 1.

$$\Delta \rho_1(a_1, a_2) = [\rho'_1(Z'_{MN}, \rho_2, a_1, b_1, r_1, h_1, x, y) - \rho''_1(Z''_{MN}, \rho_2, a_2, b_2, r_1, h_1, x, y)]^2 \rightarrow 0. \quad (6)$$

Таблица 1

Значения Z_{MN} и удельного сопротивления первого слоя ρ_1 до и после оптимизации для серии экспериментальных измерений

Номер позиции	1			2			3		
Размеры (а, b), мм	Z _{MN} , Ом	ρ ₁ , Ом·м	ρ ₁ (опт.), Ом·м	Z _{MN} , Ом	ρ ₁ , Ом·м	ρ ₁ (опт.), Ом·м	Z _{MN} , Ом	ρ ₁ , Ом·м	ρ ₁ (опт.), Ом·м
(80, 40)	49	4,8	4,72	51,65	5,08	4,87	53,9	5,3	5,3
(100, 50)	37,5	4,62		38,5	4,75		40,25	4,97	
(120, 60)	32,6	4,84		33,6	5		37,2	5,55	
(140, 70)	30,1	5,23		31,5	5,48		32,2	5,79	

В качестве дополнительного критерия (7) возможно использовать гипотезу о нормальном законе распределения размеров электродных систем:

$$(\Delta a_1^2 + \Delta a_2^2) \rightarrow \min. \quad (7)$$

Расчет удельного сопротивления первого слоя ρ_1 по модели (5) без оптимизации дает завышение в среднем до 4 % (см. табл. 1). В отдельных случаях отклонения значений ρ_1 могут достигать до 12,5 % (см. рис. 3б).

Результаты апробации

Разработка методики требует использования корректной геометрической модели регистрации перемещения границ и центра масс сердца.

Для определения локальных перемещений в данных сечениях Δr_1 по модели (1), с учетом критериев (6), (7), достаточно 5 парных каналов регистрации сигналов в соответствующих анатомических зонах сердца: одна зона на верхушке сердца, две зоны на краях в поперечной плоскости слева и справа в проекции сердца на грудную клетку, две зоны на краях под углом 45° между верхушкой и боковыми границами [18], [20]. На рис. 4 представлена схема электроимпедансной регистрации перемещений границ сердца.

Разработанная методика позволила снизить относительную погрешность определения ρ_1 до 3 %, а погрешность определения Δr_1 до 5 %.

Для расчета Δr_1 использовалось соотношение (8), аналогичное соотношению (1):

$$Z_{MN} = \frac{2 \cdot \rho_1 \cdot b}{\pi \cdot (a^2 - b^2)} + dZ[\rho_1(t), \rho_2, a, b, r_1, h_1, x, y]. \quad (8)$$

В отличие от соотношения (1) в соотношении (8) $\rho_1(t)$ рассматривалась как функция пульсового кровенаполнения мягких тканей, которое для тканей первого слоя одинаково и совпадает в зонах регистрации. Регистрацию $\rho_1(t)$ в эксперименте производили с дополнительной электродной сборки (рис. 4б), расположенной в свободной зоне слева; $\rho_1(t)$ включает в себя постоянную ρ_1 и пульсовую $\Delta \rho_1$ составляющие [19];

h_1 в параметрах модели (1) определялась по данным МРТ. В зависимости от фазы дыхания диапазон изменений h_1 между фазами вдоха и выдоха составлял в среднем ± 2 мм.

Расчет ударного выброса производился геометрически, на основе метода усеченных конусов, для двух глубин залегания сердца h_1 . В эксперименте 1 при $h_1 = 18$ мм рассчитанное изменение объема сердца составило 38 мл, при $h_1 = 22$ мм – 48 мл соответственно. Расчет изменения объема для двух значений h_1 обусловлен необходимостью оценки влияния h_1 , измеренного по МРТ, на точность определения ударного выброса. В эксперименте 2 изменения объема сердца для $h_1 = 35$ мм составило 80 мл, для $h_1 = 39$ мм – 103 мл соответственно. Эти данные соответствуют объемам выброса левого и правого желудочков сердца. При этом ударный выброс сердца в эксперименте 2 составил 40 и 52 мл соответственно.

Вычислительные эксперименты показали, что в среднем 20%-ная погрешность определения h_1 приводит к 24%-ной погрешности определения ударного выброса. Исследования МРТ показали, что во время выброса происходит смещение центра масс, которое вносит вклад в изменение ударного выброса, но не учитывается в приведенных расчетах. Для корректировки расчета перемещений Δr_1 по соотношению (8) это важно учитывать.

Заключение

Технология позволяет с погрешностью не выше 5 % определять изменение геометрических размеров эквивалентной сферы Δr_1 , а также компенсировать при вычислениях погрешность h_1 , возникающую из-за прижатия электродной системы в зоне регистрации.

Анализ чувствительности модели (1) показал, что погрешность определения радиуса эквивалентной сферы r_1 (м) в 1 % в бюджете погрешности Δr_1 составляет не более 0,4 %, что несущественно. Экспериментальные измерения и расчеты показали, что изменению импеданса в диапазоне от 50 до 150 мОм соответствуют изменения линейных размеров Δr_1 от 1 до 5 мм.

Представленные результаты позволили реализовать технологию динамической визуализации деятельности сердца с точностью не хуже 1...2 мм. Определены основные факторы, влия-

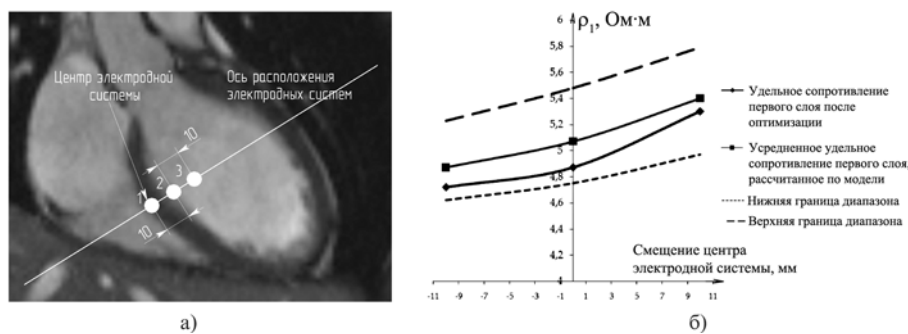


Рис. 3. Иллюстрация значений удельного сопротивления первого слоя ρ_1 до и после корректировки (б), рассчитанных в позициях 1, 2, 3 (а)

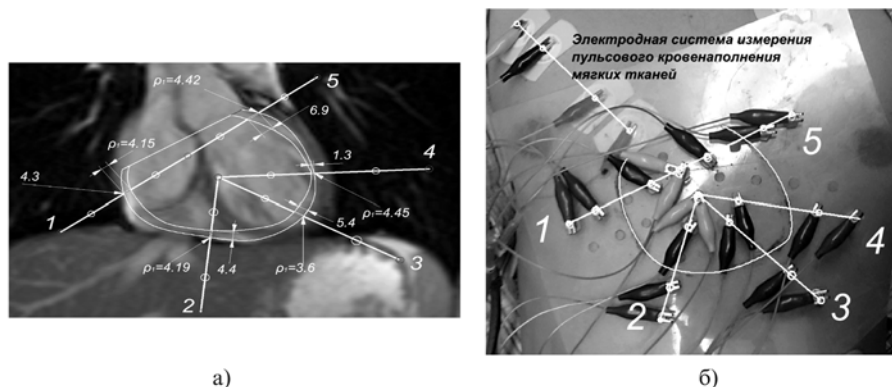


Рис. 4. Иллюстрация зарегистрированных перемещений границ сердца (а), мм; значения ρ_1 (Ом·м) в зонах регистрации перемещений, а также схема наложения электродных систем в экспериментах (б)

яющие на точность регистрации импедансных сигналов, а также бюджет погрешностей при расчете параметров гемодинамики и визуализации перемещения границ сердца.

Результатами исследований обосновано, что погрешность оценки параметров гемодинамики для контингента мужчин (нормостеников) не превышает 15...20 %, что сопоставимо с естественной вариабельностью.

Данные результаты позволяют позиционировать многоканальную электроимпедансную технологию как метод диагностики, пригодный для большинства клинических приложений.

Список литературы:

1. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/ru/> (дата доступа: 22.10.2018).
2. Пушкарь Ю.Т. Прекардиальная реокардиография и ее клиническое значение // Терапевтический архив. 1959. № 9. С. 57-62.
3. Pushcarr U.T. Pulmonary, aortic and precordial rheography in heart insufficiency and in patients with pulmonary arterial hypertension // American heart journal. 1961. Vol. 1. PP. 34-38.
4. Пеккер Я.С., Бразовский К.С., Усов В.Н. Электроимпедансная томография. – Томск: НТЛ, 2004. 192 с.
5. Корженевский А.В., Корниенко В.Н., Культиасов М.Ю. Электроимпедансный компьютерный томограф для медицинских приложений // ПТЭ. 1997. № 3. С. 133-140.
6. Щукин С.И., Зубенко В.Г., Беляев К.Р., Морозов А.А. Реокардиомониторные системы // Биомедицинская радиоэлектроника. 1999. № 3. С. 46-60.
7. Сергеев И.К., Сафонова Л.П., Щукин С.И. Система и технология многоканального импедансного картирования биомеханической активности сердца // Биомедицинская радиоэлектроника. 2006. № 10. С. 4-14.
8. Гуревич М.И. и др. Импедансная реоплетизмография. – Киев: Наукова думка, 1982. 186 с.
9. Nguyen D.T., Jin C., Thiagalingam A., McEwan A.L. A review on electrical impedance tomography for pulmonary perfusion imaging // Physiol. Meas. 2012. Vol. 33 (5). PP. 695-706.
10. Pikkemaat R., Tenbrock K., Lehmann S., Leonhardt S. Electrical impedance tomography: New diagnostic possibilities using regional time constant maps // Applied Cardiopulmonary Pathophysiology. 2012. Vol. 16. PP. 212-225.
11. Корженевский А.В., Карпов А.Ю., Корниенко В.Н., Культиасов Ю.С., Черепенин В.А. Электроимпедансная томографическая система для трехмерной визуализации тканей молочной железы // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2003. № 8. С. 5-10.

12. Adey W.R., Kado R.T., Didio J. Impedance measurements in brain tissue of animals using microvolt signals // Experimental Neurology. 1962. Vol. 5. PP. 47-66.
13. Brown B.H., Barber D.C., Seagar A.D. Applied potential tomography: Possible clinical applications // Clin. Phys. Physiol. Meas. 1985. Vol. 1. PP. 109-121.
14. http://www.draeger.com/sites/ru_ru/Pages/Hospital/PulmoVista-500.aspx?navID=289 (дата доступа: 22.10.2018).
15. <http://www.swisstom.com/en/products/elisa-800vit-2> (дата доступа: 22.10.2018).
16. Henderson R.P., Webster J.G. An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the Thorax // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1978. Vol. 25. PP. 250-254.
17. Brown B.H., Barber D.C. Applied Potential Tomography (Review Article) // J. Phys. E:Sci. Instrum. 1984. Vol. 17. PP. 723-733.
18. Кирпиченко Ю.Е., Тимохин Д.П., Щукин С.И. Оценка ударного выброса и фракции выброса методом электроимпедансного картирования сердца // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 1. С. 48-51.
19. Тихомиров А.Н., Малахов А.И., Щукин С.И., Кобелев А.В., Кудашов И.А., Масленников М.А., Петров В.И. Оценка влияния удельного электрического сопротивления ткани верхнего слоя на импедансные измерения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 1. С. 20-24.
20. Золотко Ю.Л. Атлас топографической анатомии человека. – М.: Медицина, 1967. 79 с.
21. Тихонов А.Н., Самарский А.А. Уравнения математической физики. – М.: Высшая школа, 1994. 467 с.

Игорь Константинович Сергеев,
канд. техн. наук, доцент,
первый заместитель генерального директора,
ФГБУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
доцент,
факультет «Биомедицинская техника»,
кафедра «Медико-технические
информационные технологии»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»
(национальный исследовательский университет),
г. Москва,
e-mail: sergeevik@rambler.ru

Таблица 2

Значения удельных сопротивлений первого слоя ρ_1 и перемещений Δr_1 , полученные в экспериментах

Номер позиции	1	2	3	4	5
Размеры (a, b), мм	(80, 40)	(80, 40)	(100, 50)	(100, 50)	(80, 40)
Эксперимент 1. Мужчина 26 лет, нормостеник, h_1 в диапазоне от 18 до 22 мм					
ρ_1 (опт.), Ом·м	4,15	4,19	3,6	4,45	4,42
Δr_1 , мм; $h_1 = 20$ мм	2	2,7	2,6	0,6	3,4
Δr_1 , мм; $h_1 = 18$ мм	1,7	2,3	2,2	0,5	2,8
Δr_1 , мм; $h_1 = 22$ мм	2,4	3,1	3	0,7	4,1
Погрешность Δr_1 , мм	0,7	0,8	0,8	0,2	1,3
Эксперимент 2. Мужчина 26 лет, гиперстеник, h_1 около 37 мм					
ρ_1 (опт.), Ом·м	9,26	8,13	9,52	10,2	11,77
Δr_1 , мм; $h_1 = 37$ мм	4,1	5,6	2,6	2,7	4,6
Δr_1 , мм; $h_1 = 35$ мм	3,5	4,8	2,3	2,4	4,1
Δr_1 , мм; $h_1 = 39$ мм	4,7	6,1	3,1	2,9	4,9
Погрешность Δr_1 , мм	0,6	0,5	0,5	0,2	0,3