

УДК 004.932.72

Расчёт параметров гемодинамики методом прекардиальной реографии

08, август 2012

Сабуров И.Д.

*Студент 5 курса,
кафедра «Медико-технические и информационные системы»*

*Научный руководитель: Тимохин Д.П.,
аспирант кафедры «Медико-технические и информационные системы»*

МГТУ им. Н.Э. Баумана
saburigor@gmail.com

В работе анализируются особенности импедансных измерений, ориентированных на оценку параметров центральной гемодинамики. Предложены и проанализированы соответствующие прекардиальной области слоистые биофизические модели тканей, рассмотрены проблемы выбора электродной системы для оценки различных параметров слоев биотканей по импедансным измерениям. Представлены результаты расчёта параметров центральной гемодинамики с применением предложенной методики.

Введение

За последнее десятилетие в развитых странах мира проявляется интерес к средствам неинвазивного мониторинга насосной функции сердца [1]. Одним из них является метод трансторакальной реографии, который основан на регистрации изменений электрического сопротивления тканей в связи с меняющимся кровенаполнением. С целью повышения точности определения функциональных параметров сердечнососудистой системы электродная система может быть размещена в прекардиальной области, но ко всему этому необходимо совершенствовать методическое и алгоритмическое обеспечение. Для решения подобной задачи целесообразно использовать метод прекардиальной реокардиографии, впервые предложенный в биполярном отведении Ю.Т. Пушкарём в 1959 году [2,3,4]. В МГТУ им. Н.Э.Баумана данное направление освещено в работах С.И. Щукина и В.Б. Стрелкова [5].

Физическая сущность метода состоит в том, что на прекардиальную область накладывается система токовых и измерительных электродов, при этом, сигналы квазипостоянной и пульсовой составляющей импеданса несут информацию о параметрах их движения в процессе сокращения и расслабления.

Метод прекардиальной реографии ставит решение ряда теоретических и практических задач:

- Интерпретация механизмов формирования реографических сигналов прекардиальной области
- Требования к точности позиционирования электродной сборки

- Моделирование слоистых сред в целях определения геометрических и электрических характеристик для каждого слоя, расчёт этих характеристик в масштабе реального времени.
 - Фазовый анализ прекардиальных сигналов, формирование исходных данных для определения локализации сердца и визуализации процессов сердечной динамики. Определение моментов закрытия/открытия сердечных клапанов, начала и конца фазы изгнания крови
 - Определение показателей сердечной деятельности (ударный выброс, частота сердечных сокращений, фракция сердечного выброса и т.д.)
- Проведенные исследования направлены на разработку методического обеспечения ряда задач импедансометрии прекардиальной области за счёт разработки новых концептуальных биофизических моделей, проработки задач определения биомеханических процессов работы сердца с точностью, сопоставимой существующим инвазивным методам.

Биофизические модели прекардиальной области

Одной из основных задач импедансного прекардиального картирования является оценка важнейших параметров гемодинамики отдельных органов сердца, таких как перемещение стенки правого и левого желудочка, моменты открытия и закрытия всех клапанов, изменение коронарного кровотока. Исходными данными для решения таких задач являются экспериментальные зависимости распределения импеданса на поверхности грудной клетки: пульсовой и базовой его составляющей.

Для исследования механизмов формирования прекардиальных сигналов и перехода от измеряемых электрических величин к гемодинамическим показателям была использована сферическая модель биоткани. Традиционно, в прекардиальных измерениях используется симметричная тетраполярная электродная сборка, так же как и в других биоимпедансных измерениях. Формулирование требований к такой электродной сборке, включая межэлектродные расстояния и диаметры электродов, позволит решать обратную задачу горизонтально-слоистой модели тканей прекардиальной области с меньшими погрешностями.

В качестве расчётной модели поверхности грудной клетки используется слоистая среда с границами раздела. В рамках многослойных моделей мы рассматриваем биоткань, состоящую из следующих слоёв: мышечная ткань ($\rho_{\text{мышцы}} = 50 \text{ Ом} \cdot \text{м}$), лёгочная ткань ($\rho_{\text{лёгких}} = 80 \text{ Ом} \cdot \text{м}$), миокард ($\rho_{\text{миокарда}} = 50 \text{ Ом} \cdot \text{м}$, $h_{\text{миокарда}} = 0.02 \text{ м}$), костная ткань ($\rho_{\text{кости}} = 100 \text{ Ом} \cdot \text{м}$), полубесконечный слой крови ($\rho_{\text{крови}} = 1.350 \text{ Ом} \cdot \text{м}$).

Сферическая модель.

Поскольку сердце, наполненное кровью, в действительности, имеет неплоские контуры, для расчёта была проработана сферическая модель. Прекардиальная область грудной клетки представляется полубесконечной однородной средой с удельным сопротивлением ρ_1 и расположенной внутри неё сферой на глубине h_1 с удельным сопротивлением ρ_2 и радиусом r_1 . Сферическое включение моделирует слой крови, наполняющий камеры сердца.

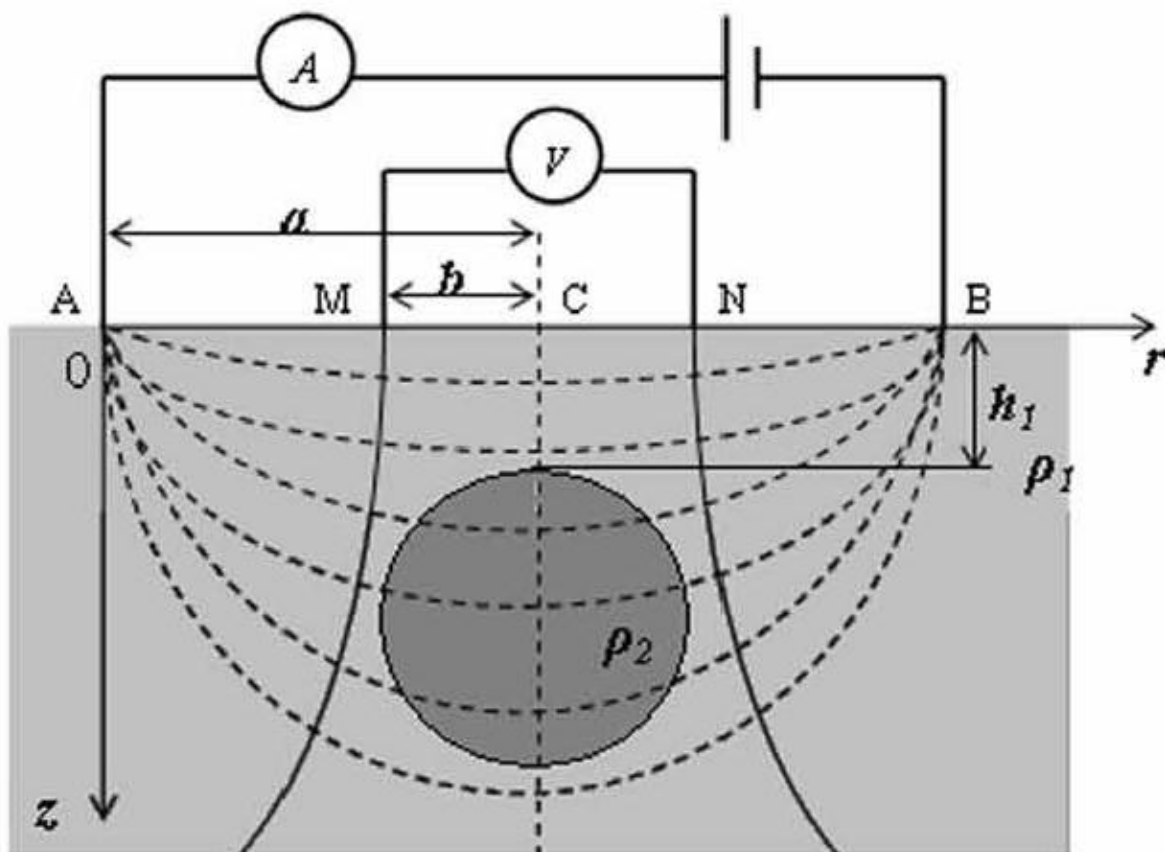


Рис.1 Схема симметричной тетраполярной электродной установки для вертикального электрического зондирования однородной среды со сферическим включением: А и В – токовые электроды, М и N – измерительные электроды, С – центр сборки

Зависимость импеданса между измерительными электродами М и N от параметров модели:

$$R_{MN}(a, b) = \frac{2\rho_1 b}{a^2 - b^2} + 2dR(a - b) - 2dR(a + b), \quad (1)$$

Где

$$dR(l) = \frac{\rho_1}{2\pi \cdot r_0} \sum_{n=0}^{\infty} \left[\left(\frac{Rc}{r(l)} \right)^{n+1} \cdot \left(\frac{Rc}{r_0} \right)^n \cdot \frac{\rho_2 n - \rho_1 n}{\rho_2 (n+1) + \rho_1 n} \cdot \text{Leg}(n, \cos \theta(l)) \right], \quad (2)$$

$$r(l) = \sqrt{h^2 + (a - y - l)^2 + x^2}, \quad r_0 = \sqrt{h^2 + (a - y)^2 + x^2} \quad (3)$$

$$\cos \theta(l) = \frac{r(l)^2 + r_0^2 - l^2}{2 \cdot r(l) \cdot r_0} \quad (4)$$

X – смещение центра электродной сборки относительно центра сферы вдоль оси, перпендикулярной оси электродной сборки MN, y – смещение центра электродной сборки относительно центра сферы вдоль оси электродной сборки MN, Rc – радиус сферы.

Задачи определения параметров слоёв прекардиальной области.

Для моделирования зависимостей импеданса для всех типов рассмотренных моделей было создано программное обеспечение в среде Visual C++. С его помощью была проведена оценка чувствительности измеряемого импеданса к

изменению интересующего гемодинамического параметра при различных параметрах электродной сборки. Таким образом, были определены оптимальные параметры геометрии электродной сборки (полурастояния a и b) и получены минимальные погрешности интересующих параметров от глубины залегания сердца. Предел точности определяется приборной погрешностью измерения пульсового импеданса 1 мОм.

Программа для расчета распределения импеданса на поверхности грудной клетки
После запуска программы открывается главное окно программы (Рис.2).

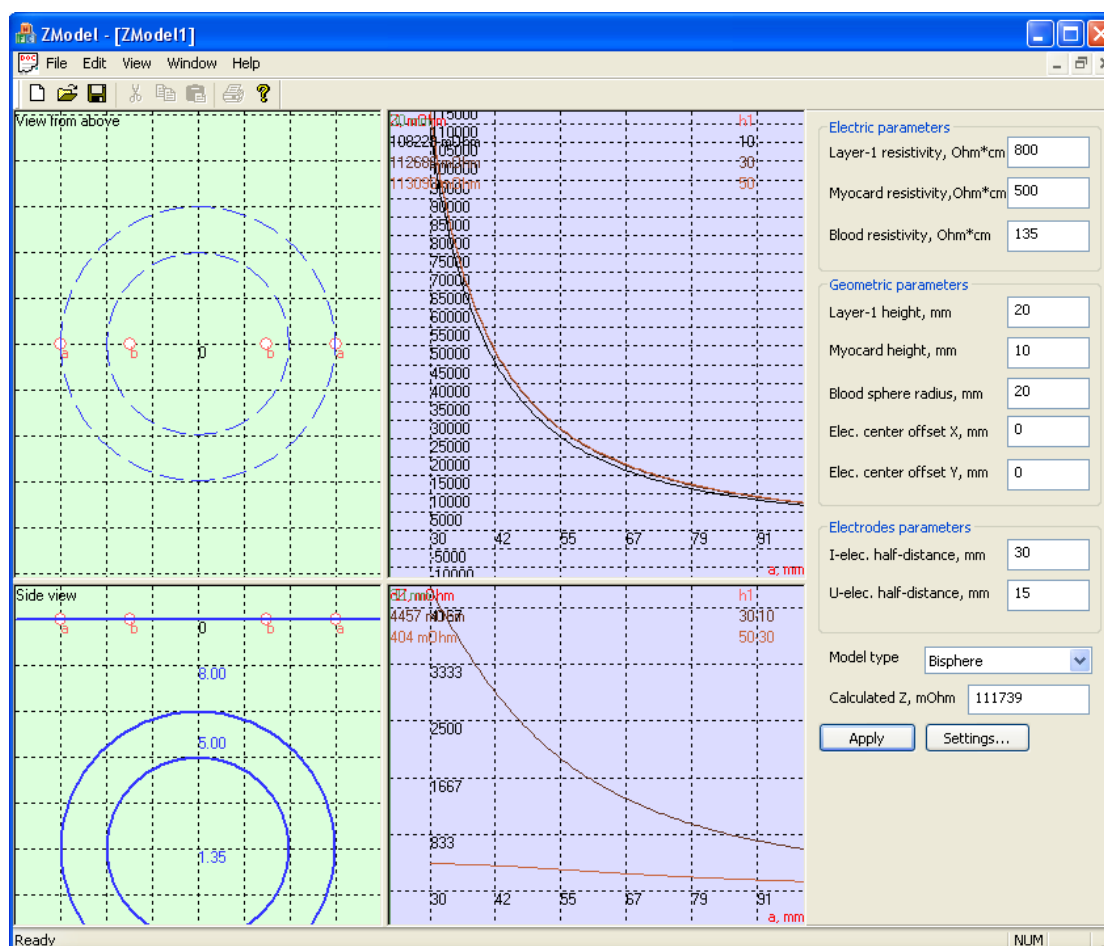


Рис. 2. Главное окно программы для расчета распределения импеданса

Оценка изменения ударного выброса и фракции выброса сердца.

Изменение ударного выброса и фракции выброса сердца моделировалось изменением удельного сопротивления ρ layer 1 resistivity в сферической модели за счет изменения радиуса сердца Blood Sphere radius.

В данной модели первый слой представляет собой интегральный тканевый слой, включающий в себя мышечную ткань, ткань легких и миокарда. Нижним полубесконечным слоем выступает кровь, наполняющая камеры сердца.

Параметры модели:

удельное сопротивление первого слоя

500

Ом*мм

удельное сопротивление миокарда	500	Ом*мм
удельное сопротивление нижнего полубесконечного слоя с ρ_3	135	Ом*мм
толщина верхнего слоя h_1	20	мм
толщина миокарда	10	мм
радиуса сердца	50	мм
смещение центра электродной сборки относительно центра сферы вдоль оси, перпендикулярной оси электродной сборки	0	мм
смещение центра электродной сборки относительно центра сферы вдоль оси электродной сборки	0	мм
полурасстояние между токовыми электродами a	100	мм
полурасстояние между потенциальными электродами b	30	мм

На основании параметров данной модели рассчитывалось изменение Δr границ сердца, исходя из чего определялся ударный выброс и фракция выброса, как

$$\Delta V(UB) = 4\pi R^2 \cdot \Delta r \quad (5)$$

$$\delta = \frac{UB}{\frac{4}{3}\pi R^3} = \frac{4\pi R^2 \cdot \Delta r}{\frac{4}{3}\pi R^3} \quad (6)$$

Где R- Blood Sphere radius-радиус сердца.

Заключение

Для здоровых добровольцев с нормостеническим типом конституции грудной клетки значения базового импеданса составили 20-22 Ом вдоль оси сердца и 25-26 Ом в перпендикулярном направлении соответственно. В пересчёте в перемещении стенки миокарда, получаем изменение радиуса порядка 3мм при радиусе порядка 50мм. По рассчитанным данным результат для ударного выброса сердца двух желудочков был в диапазоне 80-120 мл, для фракции выброса – 40% для исследуемой группы добровольцев.

Список литературы

1. Рутковский О.В., Стрелков В.Б., Шукин С.И. и др. Новые аспекты прекардиальной реографии.- Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2003, №9, с. 44-51.
2. Пушкарь Ю.Т. Прекардиальная реокардиография и её клиническое значение// Терапевтический архив.-1986.-№1-с.132-135
3. Pushcarr U.T., Pulmonary, aortic and precordial rheography in heart insufficiency and in patients with pulmonary arterial hypertension.-American heart journal.1961
4. Pushcarr U.T. etc Rheographic methods of analyzing cardiovascular system, abilities and perspectives.-Ter.arch., Vol. 11 p.132, 1986. Ke
5. Зубенко В.Г., Светашёв М.Г., Стрелков В.Б. Исследование возможности использования прекардиальной реограммы для определения типа и степени клапанной недостаточности.- Медико-технические технологии на страже здоровья, 2000, с.9