

# 09, сентябрь 2015

УДК 615.85

## **Верификация электроимпедансной математической сферической модели посредством физического моделирования**

*Сабуров И.Д., студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
кафедра «Медико-технические и информационные системы»*

*Научный руководитель: Кудашов И.А., ассистент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
кафедра «Медико-технические и информационные системы»*

*[bauman@bmstu.ru](mailto:bauman@bmstu.ru)*

### **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. Пушкарем в 1959 году [2,3,4]. В МГТУ им. Н.Э.Баумана данное направление освещено в работах С.И. Щукина, В.Б. Стрелкова, Д.П. Тимохина [5,6].

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

*Цель исследования* - проведение верификации сферической математической модели на лабораторном стенде.

## Биофизические модели прекардиальной области

Одной из основных задач импедансного прекардиального картирования является оценка важнейших параметров гемодинамики отдельных областей 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 применялась сферическая модель биоткани. Традиционно, в прекардиальных измерениях используется симметричная тетраполярная электродная сборка. Формулирование требований к электродной сборке, включая межэлектродные расстояния и диаметры электродов, позволит решать обратную задачу горизонтально-слоистой модели тканей прекардиальной области с меньшими погрешностями.

Необходимость верификации аналитической сферической модели возникла с происхождением гипотезы о сходимости двух математических моделей. Двухслойной горизонтально-слоистой и сферической модели. При увеличении радиуса сферы до бесконечности модель должна сходиться к двухслойной. В ходе проведения моделирования возникли расхождения с гипотезой.

Поскольку сердце, наполненное кровью, в действительности, имеет неплоские контуры, для расчёта проработана сферическая модель. Прекардиальная область представляется полубесконечной однородной средой с удельным сопротивлением  $\rho_1=10 \text{ Ом}\cdot\text{м}$  и расположенной внутри диэлектрической сферой на глубине  $h_1=10\text{мм}$  с удельным сопротивлением  $\rho_2=1000\text{Ом}\cdot\text{м}$  и радиусом  $r_1=20\text{мм}$ .

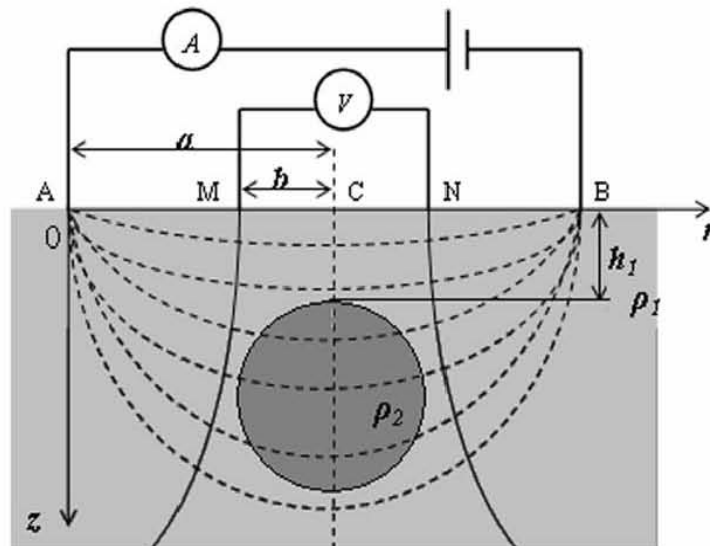


Рис. 1. Схема симметричной тетраполярной электродной установки для вертикального электрического зондирования однородной среды со сферическим включением: А и В – токовые электроды, М и N – измерительные электроды, С – центр сборки

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

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

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

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

$x$  – 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.[7]

### Экспериментальные исследования

Для проведения экспериментальных исследований разработан лабораторный стенд с идентичными габаритными характеристиками. В качестве первой среды использовалась

ёмкость размером 345x215x270мм, заполненная раствором с удельным сопротивлением 10 Ом\*м. Раствор получен в результате подбора концентрации соли. На поверхности ёмкости устанавливалась электродная система 100x50мм. Материал основания - оргстекло, электроды - хлорсеребряные.

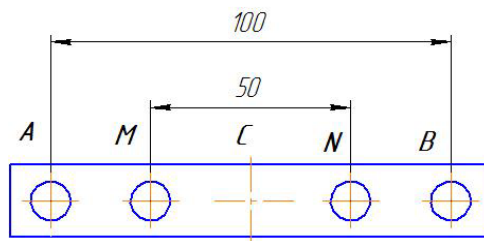


Рис. 2. Схема электродной сборки для эксперимента:

A и B – токовые электроды, M и N – измерительные электроды, C – центр сборки

Расстояние между токовыми электродами задано 100мм поскольку, глубина зондирующего тока равна 1/3 от расстояния между токовыми электродами, т.е.  $AB=1/3h_1$ [8]. В качестве сферы использовался диэлектрический шар диаметром 40мм. Перемещение электродной системы для повышения точности позиционирования осуществлялось электронно-измерительным оборудованием. Прецизионные измерения необходимы поскольку, даже небольшие отклонения электродной системы от центра приводят к расхождению значений между моделированием и экспериментом, что в дальнейшем приводит к увеличению погрешности (рис.3). В экспериментальных исследованиях перемещения электродной системы заданы от 0 до 120 мм с шагом 10мм. Каждое смещение электродной системы сопровождалось измерением базового импеданса.

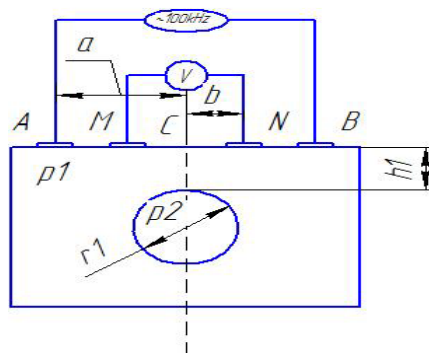


Рис. 3. Схема экспериментальной установки, где  $h_1$ -глубина залегания неоднородности,  $r_1$ -радиус неоднородности,  $a_0$ -половина расстояния между токовыми электродами,  $b_0$ - половина расстояния между потенциальными электродами,  $\rho_1$  - удельной сопротивление среды, в которой находится неоднородность,  $\rho_2$  - удельное сопротивление неоднородности

## Результаты и выводы

По итогам верификации сферической модели с экспериментальными исследованиями на лабораторном стенде, получены согласующиеся данные, показанные на рисунке 4.

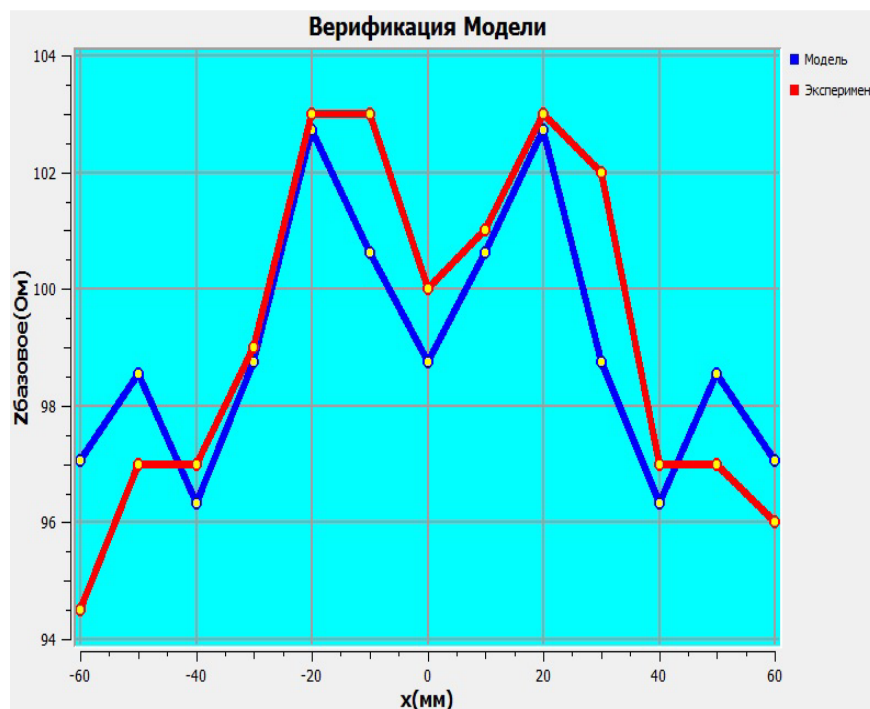


Рис. 4. Согласование теоретических и экспериментальных данных

Точность измерений была рассчитана как  $\Delta = \frac{|P1_i - P2_i|}{P1_i}$ , где  $P1_i$  – значения экспериментальных данных,  $P2_i$  – значения теоретических данных. Оценена относительная погрешность эксперимента, как  $S = \frac{\Delta}{N} \cdot 100\%$ , где N – количество измерений. В ходе анализа аналитической и экспериментальной моделей сделан вывод, что исследования совпадают друг с другом с точностью 98,8%.

## Список литературы

1. Рутковский О.В., Стрелков В.Б., Щукин 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. P. 30-52.
4. Pushcarr U.T. etc Rheographic methods of analyzing cardiovascular system, abilities and perspectives // Ter.arch. 1986. Vol. 11. P.132.
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. № 1. С. 9
6. Тимохин Д.П. Разработка биотехнической системы многоканального электроимпедансного картирования биомеханической деятельности сердца: дис. ... канд.тех. наук. М., 2012. 144 с.
7. Schookin S.I., Kirpichenko Y.E., Kobelev A.V., Timokhin D.P. Precardiac area tissues modeling in hemodynamic parameters determination tasks // BRL. Vol.10. 2009. P. 11-13.
8. Кобелев А.В., Шукин С.И., Кирпиченко Ю.Е., Тимохин Д.П., Сергеев И.К. Особенности импедансного картирования передней стенки правого желудочка сердца // Биомедицинская радиоэлектроника. Vol.10. 2008. P. 20-25.