

УДК 615.84

Применение сферической модели для определения параметров центральной гемодинамики реографическим методом

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

*Научный руководитель: Кудашов И.А., аспирант
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
bauman@bmstu.ru*

Цель данной работы – Оценить такие гемодинамические параметры, как фракция выброса (ФВ) и ударный выброс (УВ), с использованием прекардиальных импедансных сигналов.

1. Введение

Принцип методики импедансного картирования прекардиальной области основана на расположении электродов на поверхности грудной клетки пациента. Целью исследований являются запись и анализ информативности прекардиальных сигналов из различных областей на поверхности грудной клетки для определения основных параметров центральной гемодинамики: ударного выброса и фракции выброса. [1-5].

2. Метод и аппаратура

Метод импедансного картирования изучается в МГТУ им. Н.Э. Баумана. Для проведения исследований использовался многоканальный реограф «РЕО-32», использующий тетраполярную схему измерения импеданса на частоте 100 кГц (Рис. 1). Для синхронизации и выделения кардиоциклов дополнительно к прекардиальным сигналам записывались сигнал электрокардиограммы (ЭКГ) и трансторакальной реокардиограммы (ТРКГ). [6]. Для записи и анализа сигналов было разработано программное обеспечение, включающее в себя пакет программ записи анализа сигналов и моделирования слоистых сред.



Рис. 1. Многоканальная система для импедансного картирования «РЕО-32» и программное обеспечение

3. Эксперименты и результаты

Электродная система определяется полурасстоянием между токовыми (а) и измерительными (б) электродами. Чем больше а, тем больше глубина зондирования линий тока, но и больше участок зондирования. В каждом участке измерения (на границах проекции сердца) может быть своя геометрия и свое оптимальное расстояние а. Для выбора оптимальной геометрии электродной сборки по МРТ в нескольких точках измерения по контуру нужно определить параметры модельной сферы, т.е. вписать сферу наиболее близкую к участку измерения (см. рис. 2). Параметры сферической модели описаны в [7].

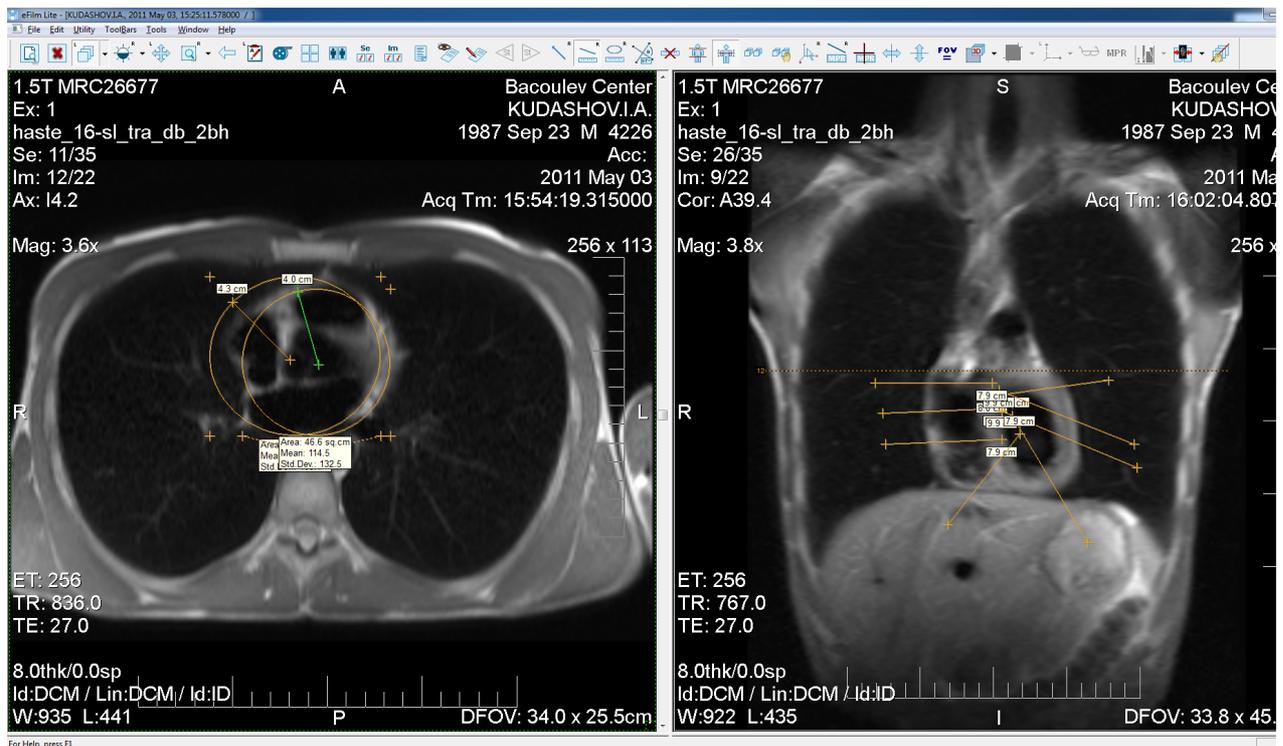


Рис. 2. Определение параметров модельной сферы по МРТ с использованием программы eFilm Lite

Первая задача:

Определение по МРТ в каждой точке измерения модельной сферы.

Решение первой задачи имеет место в программе Zmodel, написанной на факультете БМТ2.

Таблица 1

Определение параметров модели, в зависимости от № канала

№ канала	Полу расст. a, мм	Полу расст. b, мм	Толщина h1, мм	Радиус r3, мм	Смещение X, мм	Смещение Y, мм
1	40	20	20	43	29	0
2	40	20	20	41	31	5
3	40	20	20	42	35	0
4	40	20	20	52	19	10
5	50	25	20	30	19	15

6	50	25	20	40	25	15
7	50	25	20	41	33	15
8	40	20	20	41	29	5

Потом, когда параметры сферы определены, в программе ZModel оценим чувствительность импеданса к изменению радиуса сферы в зависимости от a и b сборки. И выберем оптимальные, при которых чувствительность будет максимальна (рис.3)

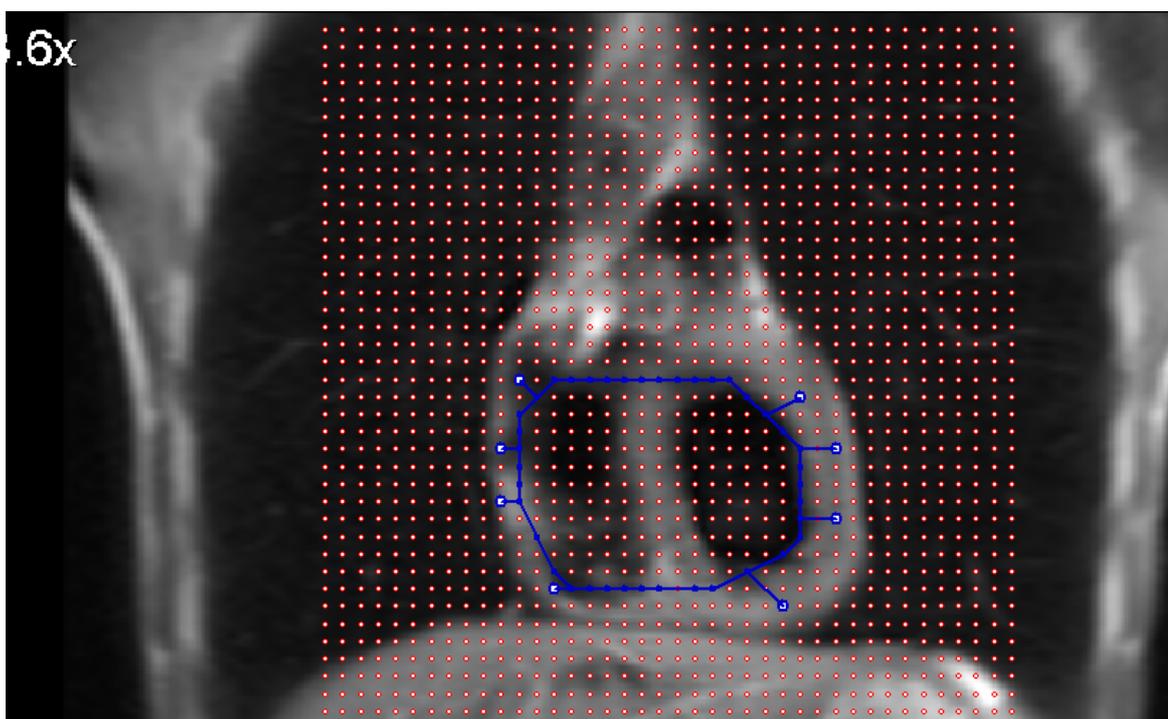


Рис.3. Моделирование изменения чувствительности импеданса к перемещению границ (изменению радиуса)

Определение изменения чувствительности импеданса к перемещению границ
(изменению радиуса)

№ канала	Уд.сопр. ρ_{01} , Ом*см	Уд.сопр. ρ_{02} , Ом*см	Уд.сопр. ρ_{03} , Ом*см	БПРК (базовый импеданс) , мОм	+ПРКГ (пульсовой импеданс), мОм	ПРКГ (пульсовой импеданс), мОм	ΔR , мм	ΔR , мм
1	270	500	135	28	-5	45	0.4	-3.3
2	300	500	135	31.1	-1	18	0.1	-1.1
3	265	500	135	27.6	-4	25	0.3	-2.1
4	250	500	135	25.9	-9	23	0.8	-2.2
5	255	500	135	21.4	-5	22	0.3	-1.5
6	285	500	135	23.6	-22	29	1.3	-1.7
7	315	500	135	26	-37	56	1.9	-2.8
8	280	500	135	29.1	-29	55	2.0	-3.7

Было выполнено изменение радиусов относительно базовых точек на исходных сборках и аппроксимировано $+\Delta R$ и $-\Delta R$ точки прямыми так, что получились две замкнутые кривые по которым можно было определить S_{max} и S_{min} (см.рис.4).

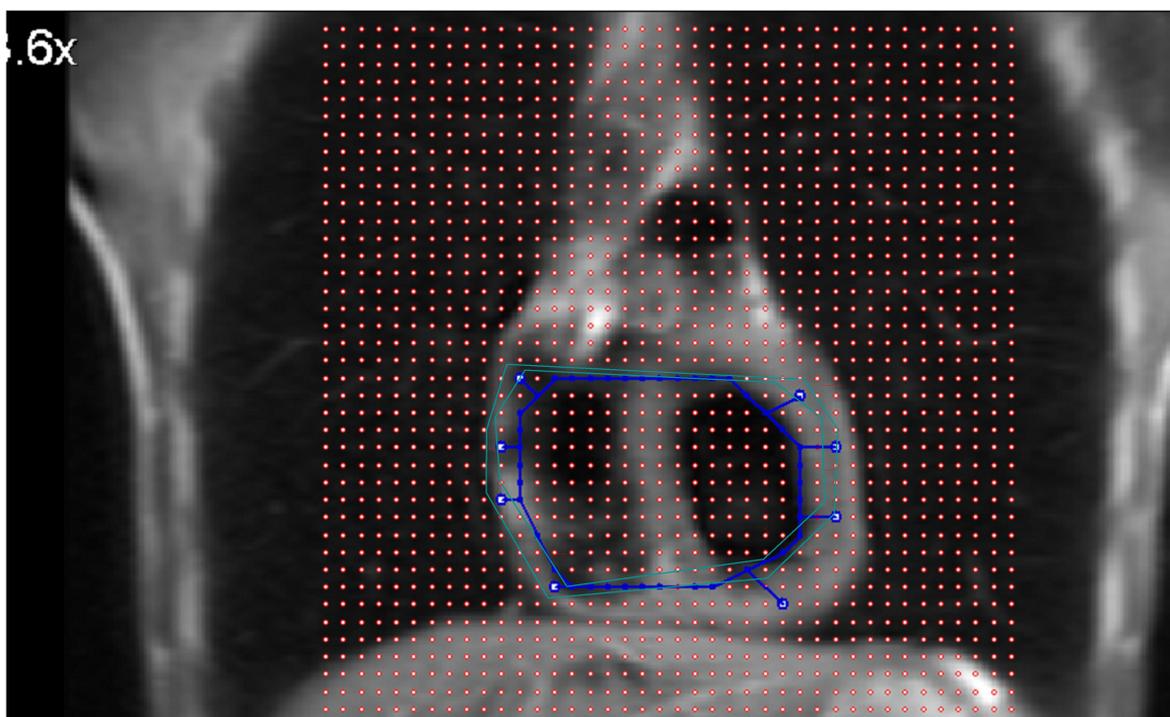


Рис. 4. Две замкнутые кривые по которым можно будет определить S_{max} и S_{min}

На основании рис.4 были рассчитаны такие гемодинамические характеристики, как фракция выброса (EF) и ударный выброс (SV).

Для этого использовались для расчёта формулы:

$$SV = V_{\max} - V_{\min}$$
$$EF = \frac{SV}{V_{\max}}$$

В нашем случае фракция выброса (EF) оказалась равной 60%, а ударный выброс (SV)=84.5 см³.

Вторая задача:

Был сделан расчёт методом Симпсона, используя данные МРТ. рассмотрим срезы с 15 по 22, и рассчитаем Vmax и Vmin как S*Δh (рис.5 и рис.6).

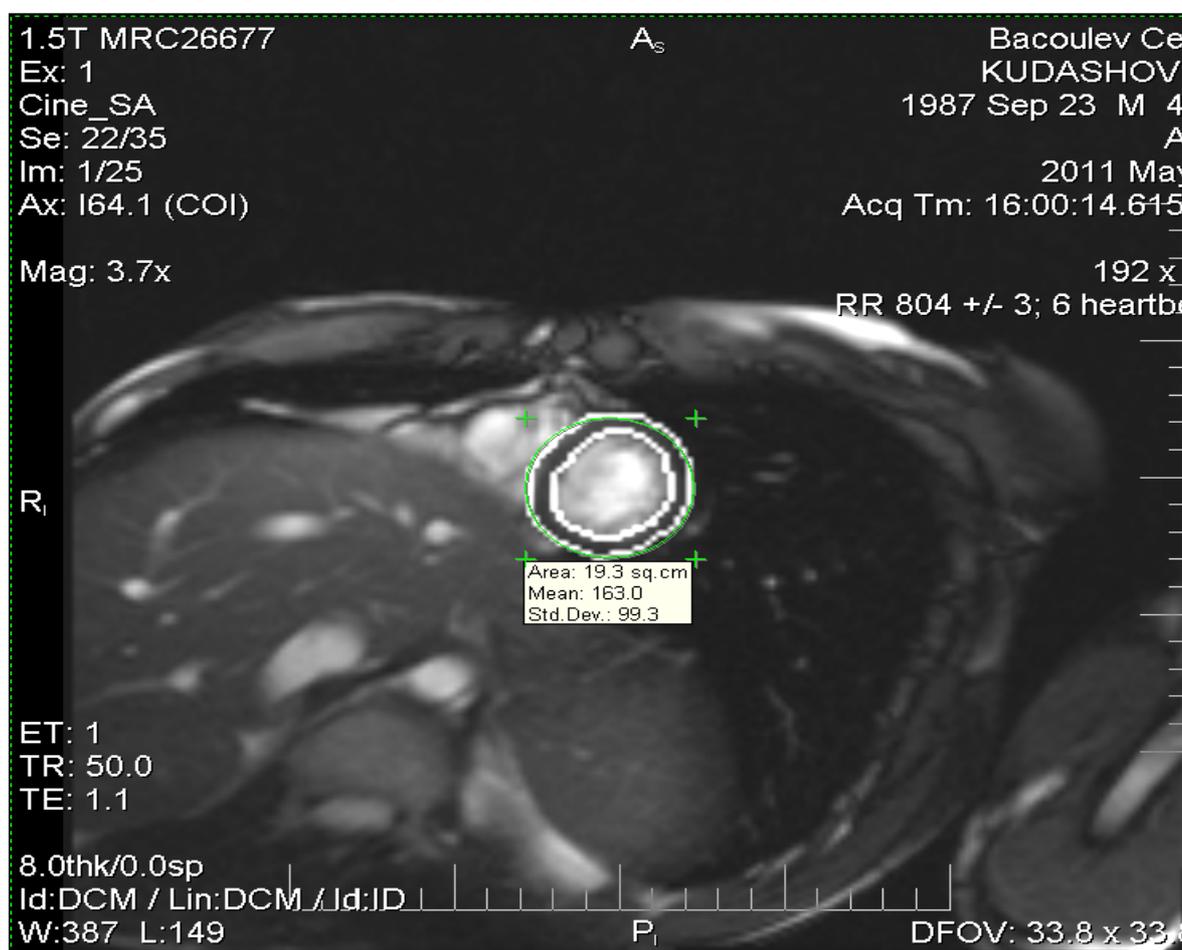


Рис. 5. Оценка Smax и Smin методом Симпсона, снятого с реального пациента

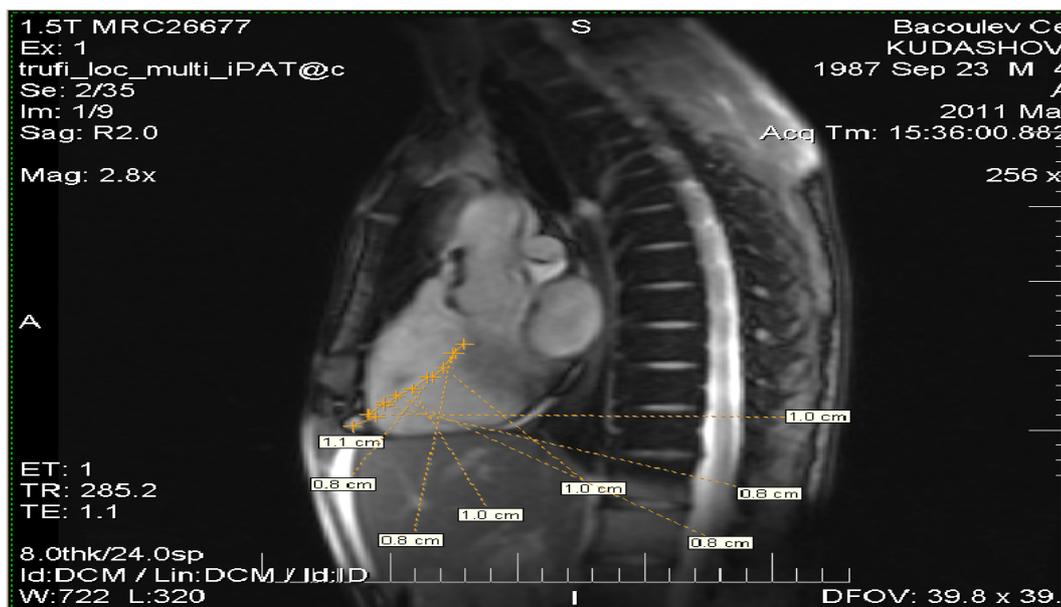


Рис. 6. Оценка Δh по МРТ, снятого с реального пациента

Таблица 3

Таблица параметров для расчёта SV и EF методом Симпсона

№ среза	S_{max}, cm^2	S_{min}, cm^2	$\Delta h, \text{cm}$	V_{max}, cm^3	V_{min}, cm^3
15	28,5	10,8	0,8	22,8	8,64
16	33,7	10,8	1,0	33,7	10,8
17	28,5	9,9	0,8	22,8	7,92
18	28,4	8	0,9	25,56	7,2
19	31,9	9,9	0,8	25,52	7,92
20	28,5	8	0,8	22,8	6,4
21	28,4	6,3	1,0	28,4	6,3
22	19,2	3,5	1,1	21,12	3,85

$$V = S \cdot \Delta h$$

$$SV = V_{\max} - V_{\min}$$

$$EF = \frac{SV}{V_{\max}}$$

В данном случае фракция выброса (EF) оказалась равной 57%, а ударный выброс (SV)=82 см³.

4. Заключение

Сравнение параметров, рассчитанных по экспериментальным данным с должными значениями параметров представлено в таблице 3.

Таблица 3

Сравнение данных, рассчитанных разными методами

№ способа	Ударный выброс(SV), см ³	Фракция выброса(EF), %
Должные значения	84.5	60
Экспериментальные данные	82	57

Как видно из этих соотношений должные значения, рассчитанные по результатам моделирования сферической неоднородной модели сердца практически совпадает с экспериментальными данными, снятыми с реального пациента по МРТ, что говорит о правильном расчёте и применимости данной сферической модели.

Список литературы

1. Рутковский О.В., Стрелков В.Б., Щукин С.И. Новые аспекты прекардиальной реографии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2003. № 9. С. 44 – 51.
2. Пушкарь Ю.Т. Прекардиальная реокардиография и ее 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. Vol. 62. Iss 2. P. 1-292. 1961.
4. Pushcarr U.T etc. Rheographic methods of analyzing cardiovascular system, abilities and perspectives // Ter. arch., Vol. 11. 1986. P. 132.

5. Сафонова Л.П., Щукин С.И. Разработка и исследование информативности нового метода импедансного прекардиального картирования. // Технологии живых систем. 2005. Т.2. № 6. С. 46 – 53.
6. Schookin S.I., Safonova L.P., Sergeev I.K., Medvedev O.S. Multi-Channel Impedance Technology for Mapping and Monitoring of Cardioactivity // BioMedical Engineering and Informatics: New Development and the Future: proceeding First International Conference on BioMedical Engineering and Informatics: (Sanya, Hainan, China, May 27-30, 2008).
7. Щукин С.И., Кирпиченко Ю.Е., Кобелев А.В., Тимохин Д.П. Особенности моделирования биотканей прекардиальной области при оценке параметров центральной гемодинамики // Журнал «Биомедицинская радиоэлектроника». 2009. № 10. С. 4-10.