

МГТУ ИМ. Н.Э. БАУМАНА:
ФАКУЛЬТЕТУ «БИОМЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА» – 20 ЛЕТ!
КАФЕДРЕ «БИОМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ» – 40 ЛЕТ!

Уважаемые читатели!

Продолжая традицию сотрудничества с журналом «Медицинская техника», в данном номере в отдельном разделе мы представляем результаты некоторых научных исследований, проводимых на факультете «Биомедицинская техника» МГТУ им. Н.Э. Баумана. Публикации приурочены к 40-летию юбилею создания кафедры «Биомедицинские технические системы» и 20-летию юбилею создания факультета. Сегодня медико-технические направления развития Бауманского университета осуществляются на базе факультета, системы научно-исследовательских институтов и инженеринговых центров, медико-технологического центра, что позволяет как проводить междисциплинарные исследования, так и готовить инженерные и научные кадры для высокотехнологичного сектора отечественной промышленности.

*Декан,
д-р техн. наук, профессор
С.И. Щукин*

А.Н. Тихомиров, С.И. Щукин, С. Леонард, А.К. Волков, М.А. Мурашко

Многоканальные электроимпедансные методы в задачах мониторинга параметров деятельности сердца

Аннотация

Рассматриваются возможности многоканальных методов прекардиального электроимпедансного картирования в задачах мониторинга параметров сердца. Исследована возможность построения модели крови в сердце, позволяющей на основе решения обратной задачи импедансометрии определять объемные характеристики деятельности сердца и перемещения границ сердца, а также движение центра масс крови в сердце в динамике в ходе сердечного цикла. Проведены пилотные исследования трех здоровых добровольцев в сравнении с МРТ-данными.

Введение

Задача неинвазивного определения параметров функционирования сердца в мониторинговом режиме актуальна для большинства методов функциональной диагностики, а также для пациентов отделений интенсивной терапии и реанимации [1]. Неинвазивное определение параметров центральной гемодинамики в мониторинговом режиме возможно с использованием электроимпедансных методов исследования сердца. Некоторые методы электроимпедансной кардиографии (ICG) реализованы в аппаратах «Nicommo Medis» (Германия), «Реокардиомонитор МГТУ им. Н.Э. Баумана» (Россия), а также в отдельных электроимпедансных модулях «NICaS NImedical» (Израиль), «NICO-100 Vioras» (США) [2]. В данных устройствах

применяются в основном одноканальные трансторакальные методы электроимпедансной кардиографии, которые определяют такие параметры центральной гемодинамики, как ударный выброс (УВ) и фракция выброса (ФВ). При этом авторами рассматриваются такие механизмы формирования электроимпедансных сигналов в период систолы, как изменение объема крови в сердце и аорте; изменение ориентации эритроцитов во время систолы желудочков и др. [3], [4]. Анализ точности определения ударного объема сердца, а тем более фракции выброса, большинством одноканальных методов показывает их недостаточность и, как следствие, низкую клиническую ценность [5], что, в частности, справедливо выражается в нигилизме медицинского сообщества по отношению к информативности и надежности методов электроимпедансной кар-

диографии. Проводимые на протяжении последних лет в МГТУ им. Н.Э. Баумана исследования, направленные на изучение механизмов формирования электроимпедансных сигналов сердечной деятельности [6]-[8], позволили установить следующие принципиальные факты:

- существенное влияние кровенаполнения мягких тканей, окружающих сердце, на параметры электроимпедансных сигналов прекардиальной области;
- существенное влияние принятой геометрической модели сердца в области электроимпедансного зондирования на рассчитываемые по результатам решения обратных задач импедансометрии таких параметров, как ударный выброс и фракция выброса сердца, перемещения границ желудочков и сердца в целом в систолу.

Настоящее пилотное исследование, являясь продолжением работ в данной области, направлено на исследование возможности определения ударного выброса и фракции выброса сердца, перемещения границ желудочков в систолу, движения центра масс сердца на основе многоканальных электроимпедансных измерений.

Материалы и методы

В работах [6], [7] показана возможность определения как перемещений стенок сердца, так и объемных характеристик в мониторингном режиме методами прекардиального радиального электроимпедансного картирования. При прекардиальном электроимпедансном картировании электродные системы располагаются на поверхности грудной клетки в области сердца. Оси электродных систем перпендикулярны в точке их пересечения с проекцией контура крови в желудочках на поверхность грудной клетки.

Расчет перемещений по данным электроимпедансных сигналов производится с использованием аналитической математической модели. Аналитическая математическая модель представляет собой решение уравнения Лапласа для однородного полупространства со сферическим включением (1). Однородное полупространство с удельным электрическим сопротивлением ρ_1 аппроксимирует мягкие ткани, представленные мышечной и легочной тканями на выходе вокруг сердца. Сферическое включение с удельным сопротивлением ρ_2 радиусом R на глубине h в каждом из каналов аппроксимирует кровь в камерах сердца в области зондирования соответствующего канала. Электродная система с полурасстоянием a между токовыми электродами и полурасстоянием b между потенциальными электродами:

$$Z = \frac{2\rho_1 b}{\pi(a^2 - b^2)} + \text{func}(\rho_1, \rho_2, a, b, R, h, x, y). \quad (1)$$

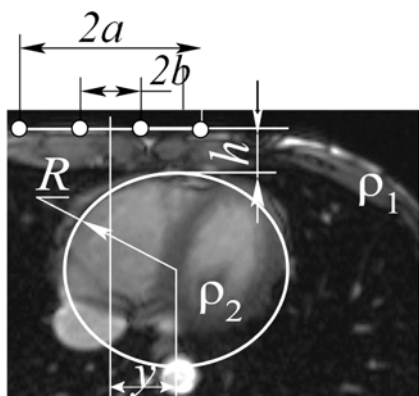


Рис. 1. Геометрические параметры аналитической модели, получаемые по данным среза МРТ: ρ_1 – удельное сопротивление мягких тканей; ρ_2 – удельное сопротивление крови; h – глубина от поверхности грудной клетки до крови; a, b – полурасстояния между токовыми и потенциальными электродами; y – смещение электродной системы относительно центра аппроксимирующей сферы; R – радиус аппроксимирующей сферы

Определение геометрических параметров модели и позиционирование электродной системы производится с использованием данных предварительного МРТ-исследования. Типичные геометрические параметры математической модели показаны на рис. 1.

В работе [8] была показана необходимость учета изменения удельного сопротивления мягких тканей, связанное с их пульсовым кровенаполнением в ходе систолы желудочков.

Для определения изменения удельного сопротивления мягких тканей используется электродная система размерами 120×60 мм (120 мм – расстояние между токовыми электродами и 60 мм – между регистрирующими), располагающаяся на поверхности грудной клетки слева от сердца. Расположение электродной системы представлено на рис. 2.

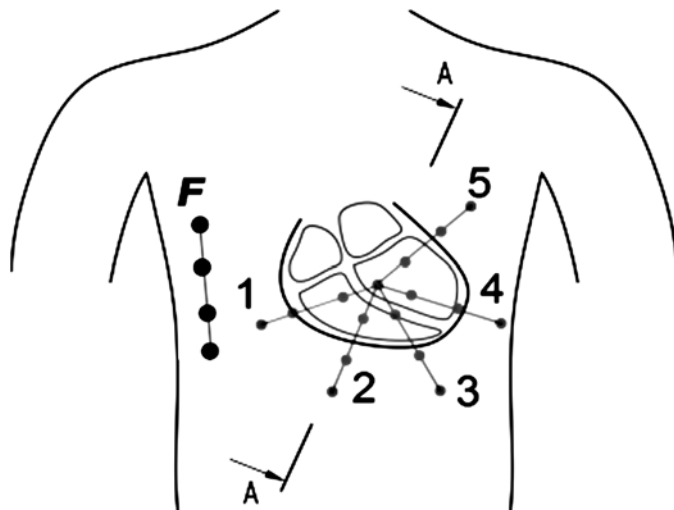


Рис. 2. Расположение пяти электродных систем (1...5) вдоль контура сердца и расположение электродной системы (F) для регистрации пульсового кровенаполнения мягких тканей

Результаты определения объемных параметров для трех здоровых добровольцев методом прекардиального радиального электроимпедансного картирования без учета и с учетом влияния пульсового кровенаполнения мягких тканей приведено в табл. 1.

Таблица 1

Результаты определения ударного объема (УО) методом прекардиального радиального картирования с учетом и без учета пульсового кровенаполнения мягких тканей

	УО, мл, метод прекардиального радиального картирования	УО, мл, метод прекардиального радиального картирования с учетом кровенаполнения мягких тканей	УО, мл, по данным МРТ
Доброволец 1	36 ± 6	60 ± 9	70
Доброволец 2	10 ± 2	35 ± 5	84
Доброволец 3	13 ± 2	49 ± 7	82

Результаты измерений на здоровых добровольцах показывают заниженные значения перемещений и объемных характеристик.

В математической модели формирование электроимпедансного сигнала, связанное с движением стенки желудочков, представлено как уменьшение радиуса эквивалентной сферы. В работе [6] показано, что в систолу происходит смещение границ желудочков и смещение центра масс объема крови. Таким образом, в формировании электроимпедансного сигнала в тер-

минах математической модели принимает участие как изменение радиуса эквивалентной сферы, так и смещение сферы в плоскости, параллельной поверхности груди. В рассматриваемой математической модели в каждом из пяти каналов по измеренному изменению сопротивления ΔZ рассчитывалось изменение радиуса эквивалентной сферы ΔR .

Обоснование возможности аппроксимации сердца единой сферой

Была предложена математическая модель, в которой формирование электроимпеданного сигнала в каждом из каналов связано с изменением радиуса эквивалентной сферы ΔR и смещениями центра сферы Δx и Δy . Было принято допущение о единстве аппроксимирующей сферы для всех пяти каналов измерений.

Рассматривались варианты аппроксимации крови в желудочках единой сферой, а также крови в желудочках и предсердиях вместе, что связано с едиными точками закрепления желудочков и предсердий.

В каждом случае рассматривались два способа определения параметров аппроксимирующей сферы. Первый способ заключается в аппроксимации сердца в момент времени перед систолой желудочков сферой по методу наименьших квадратов. Второй случай подразумевает определение центра сферы как центра масс объема аппроксимируемого контура, а радиус определяется из условия равенства площадей сечения аппроксимирующей сферы и контура крови сердца.

Предложенную математическую модель проверяли на здоровом добровольце 26 лет, геометрию сердца и грудной клетки брали из изображений МРТ, полученных на аппарате «Siemens Magnetom Avanto». По данным сагиттального среза из МРТ-изображения строился диастолический контур желудочков. Контур формировался из десяти точек. Первая и седьмая точки – крайние точки закрепления стенок желудочков на клапанном кольце. Пять точек между ними соответствуют пересечению границ проекции желудочков на поверхность грудной клетки и осей пяти электродных систем. Последние три точки – контур проекции предсердий на поверхность грудной клетки.

Результаты определения параметров сферы при аппроксимации сердца в момент времени перед систолой приведены в табл. 2: «Жел. МНК» – метод аппроксимации контура желудочков по методу наименьших квадратов; «Жел. МЦМ» – ме-

тод аппроксимации контура желудочков по методу центра масс; «Жел. и предсерд. МНК» – метод аппроксимации контура желудочков и предсердий по методу наименьших квадратов; «Жел. и предсерд. МЦМ» – метод аппроксимации контура желудочков по методу центра масс.

Таблица 2

Параметры сферы при различных методах аппроксимации

Параметр, мм	Метод аппроксимации			
	«Жел. МНК»	«Жел. МЦМ»	«Жел. и предсерд. МНК»	«Жел. и предсерд. МЦМ»
R	51	42	53	48
x	18	25	15	15
y	-12	-13	-10	-6
z	0	0	0	0

По данным МРТ были найдены параметры аппроксимирующей сферы в момент времени после систолы желудочков, а также определены изменение радиуса сферы ΔR и ее смещения Δx и Δy в ходе систолы. Результаты приведены в табл. 3.

Таблица 3

Изменение параметров аппроксимирующей сферы в ходе систолы желудочков при различных методах аппроксимации

Параметр, мм	Метод аппроксимации			
	«Жел. МНК»	«Жел. МЦМ»	«Жел. и предсерд. МНК»	«Жел. и предсерд. МЦМ»
ΔR	4	5	5	4
Δx	-7	-5	-6	-6
Δy	6	3	4	4

На основании данных о параметрах сферы перед и после систолы определяются перемещения границ контура желудочков в области электродных систем m_{1-5} . Перемещения границ

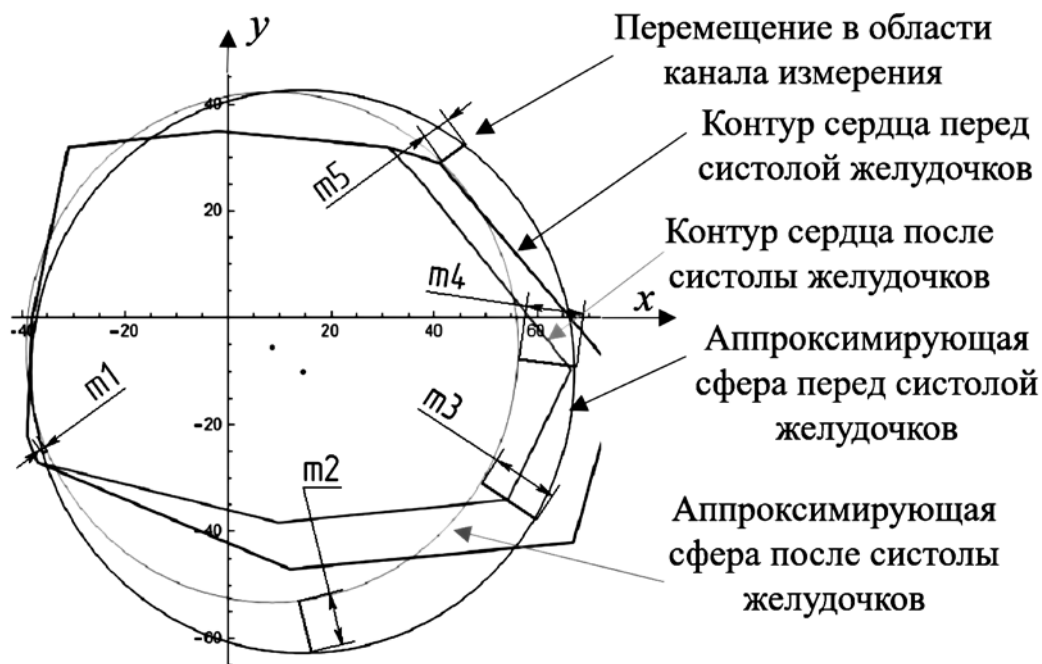


Рис. 3. Перемещения границ контура сердца в ходе систолы, m_{1-5} – перемещения контура сердца в области канала измерения в ходе систолы

контура сердца определялись из смещения проекции контура аппроксимирующей сферы в ходе систолы (рис. 3).

Рассчитанные перемещения границ контура сердца при различных способах аппроксимации сферы, а также сравнение с данными МРТ приведены в табл. 4.

Таблица 4

Перемещения границ контура сердца при различных способах аппроксимации сферы, сравнение с данными МРТ

Номер канала	1	2	3	4	5	δ
Перемещения в области канала по данным МРТ, мм	0	9	15	10	5	
Перемещения в области канала при использовании метода аппроксимации «Жел. МНК», мм	1,5	11	14	12	4	5,7
Перемещения в области канала при использовании метода аппроксимации «Жел. МЦМ», мм	0	8	12	11	5	3,3
Перемещения в области канала при использовании метода аппроксимации «Жел. и предсерд. МНК», мм	1	10	12,5	11	5,5	3
Перемещения в области канала при использовании метода аппроксимации «Жел. и предсерд. МЦМ», мм	0	9	11	10	6	4,1

По соотношению (2) рассчитывалась погрешность определения перемещений в области электродных систем относительно перемещений, полученных по данным МРТ в i -м канале $m_{\text{МРТ } i}$. Наилучшие результаты были получены при использовании для аппроксимации контура крови желудочков и предсердий и его аппроксимации по методу наименьших квадратов:

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^5 |m_{\text{МРТ } i} - m_i|^2}. \quad (2)$$

Верификация разработанной математической модели

Таким образом, возможно использовать предложенную математическую модель аппроксимации крови в желудочках и предсердиях единой сферой по методу наименьших квадратов. Проверка модели также была проведена на экспериментальных данных электроимпедансных измерений.

Электродные системы накладывались на грудную клетку в соответствии с методикой радиального прекардиального электроимпедансного картирования, как это показано на рис. 2. Регистрировался сигнал с мягких тканей для учета влияния их пульсового кровенаполнения в ходе систолы желудочков.

По данным измерения импеданса в пяти каналах ΔZ_{1-5} определялись изменения радиуса ΔR и смещения центра сферы по трем осям Δx , Δy , Δz из условия (3), где $\Delta Z_{\text{мод}}$ – моделируемое изменение импеданса при заданных параметрах; ΔZ_i – изменение импеданса в ходе систолы, полученное экспериментально в i -м канале:

$$\sum_{i=1}^5 |\Delta Z_{\text{мод}} - \Delta Z_i|^2 \rightarrow \min. \quad (3)$$

По рассчитанным изменениям параметров сферы ΔR и Δx , Δy , Δz определялись перемещения границ желудочков в области электродных систем, а также объемные характеристики УО и ФВ. При расчете УО и ФВ учитывались объем межжелудочковой перегородки по данным МРТ, а также смещение предсердно-желудочковой перегородки за время систолы [9].

Значение УО составило 86 мл (84 мл – по данным МРТ), ФВ составила 53 % (57 % – по данным МРТ). Погрешность определения объемных характеристик для рассмотренного добровольца не превышает значений их физиологической variability.

Также объемные характеристики были рассчитаны с использованием оставшихся методов аппроксимации; результаты приведены в табл. 5.

Параметры перемещения центра сферы в ходе сердечного цикла определяют перемещение центра масс крови в желудочках и предсердиях в течение систолы и диастолы. Годограф движения центра масс крови желудочков и предсердий представлен на рис. 4.

Заключение

Предложенная математическая модель обработки данных прекардиального радиального электроимпедансного картирования позволяет определять как объемные характеристики, такие как ударный объем (УО) и фракция выброса (ФВ), так и линейные размеры перемещения структур сердца: движение границ проекции контура сердца на поверхность грудной клетки, движение центра масс крови сердца во время систолы сердца.

Возможность использования разработанной математической модели для расчетов объемных характеристик и линейных перемещений была проверена с использованием МРТ-данных трех здоровых добровольцев, два из которых – нормостеники, один – гиперстеник. Полученные результаты позволяют перейти к исследованиям с привлечением пациентов кардиологического профиля.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-29-02042 мк.

Список литературы:

1. Yancy C., Abraham W.T. Noninvasive hemodynamic monitoring in heart failure: Utilization of impedance cardiography // *Congest Heart Fail.* 2003. № 9 (5). PP. 241-250.
2. Leitman M. et al. Non-invasive measurement of cardiac output by whole-body bio-impedance during dobutamine stress echocardiography: Clinical implementations in patients with left ventricular dysfunction and ischemia // *The European Journal of Heart Failure.* 2006. № 8. PP. 136-140.
3. Ulbrich M. et al. The IMPACT shirt: Textile integrated and portable impedance cardiography // *Physiological Measurement.* 2014. Vol. 35. PP. 1181-1196.
4. Gaw R.L. The effect of red blood cell orientation on the electrical impedance of pulsatile blood with implications for impedance cardiography / PhD thesis. – Queensland University of Technology, 2010. P. 211.
5. Малахов А.И., Тихомиров А.Н., Шукин С.И., Кудашов И.А., Кобелев А.В., Беленков Ю.Н., Шакарьянц Г.А., Кожевникова М.В., Каплунова В.Ю. Электроимпедансные методы исследования деятельности сердца // *Кардиология.* 2016. № 56:12. С. 29-36.
6. Тимохин Д.П. Разработка биотехнической системы многоканального электроимпедансного картирования биомеханической деятельности сердца / Дис. канд. техн. наук. – МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2014. С. 144.
7. Кирпиченко Ю.Е., Тимохин Д.П., Шукин С.И., Кудашов И.А., Тихомиров А.Н. Оценка перемещений границ проекции желудочков сердца на основе технологии электроимпедансного многоканального картирования // *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2012. № 10. С. 8-11.
8. Тихомиров А.Н., Малахов А.И., Шукин С.И., Кобелев А.В., Кудашов И.А., Масленников М.А., Петров В.И. Оценка влияния удельного электрического сопротивления тканей верхнего слоя на импедансные прекардиальные измерения // *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2013. № 10. С. 20-24.

9. Малахов А.И., Тихомиров А.Н., Шукин С.И., Отставнов С.С. Исследование гемодинамики правого предсердия с помощью электроимпедансных методов для пациентов с фибрилляцией предсердий // Биомедицинская радиоэлектроника. 2015. № 7. С. 4-8.

Алексей Николаевич Тихомиров,
ассистент,
Сергей Игоревич Шукин,
д-р техн. наук, профессор,
декан факультета биомедицинской техники,
зав. кафедрой,
кафедра «Медико-технические
информационные технологии»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»,
Стеффен Леонард,
д-р мед. наук, д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Медицинские информационные технологии»,
Рейнско-Вестфальский технический университет Ахена,
г. Ахен, Германия,

Александр Кузьмич Волков,
д-р мед. наук, профессор,
кафедра «Медико-технические
информационные технологии»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»,
директор,
Медико-технологический центр
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Михаил Альбертович Мурашко,
руководитель Федеральной службы
по надзору в сфере здравоохранения,
д-р мед. наук, профессор,
кафедра «Медико-технические
информационные технологии»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»,
г. Москва,
e-mail: aleksey.tihomirov@gmail.com

Таблица 5

Объемные характеристики при различных методах аппроксимации контура сердца

Параметр	Метод аппроксимации «Жел. МНК»	Метод аппроксимации «Жел. МЦМ»	Метод аппроксимации «Жел. и предс. МНК»	Метод аппроксимации «Жел. и предс. МЦМ»	По данным МРТ
УО, мл	75	61	86	81	84
ФВ, %	36	59	53	47	57

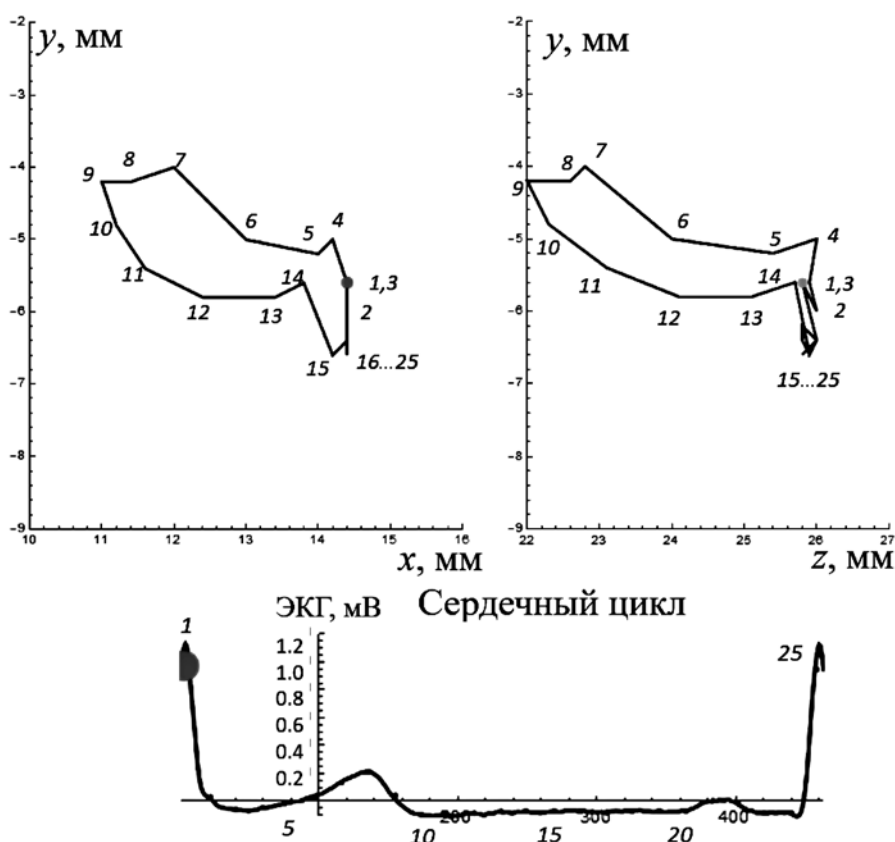


Рис. 4. Годограф движения центра масс крови сердца, цифрами отмечены моменты времени в соответствии с моментами времени на электрокардиограмме