

Определение энергоэффективности эпикарда при помощи магнитно-резонансной томографии с контрастным усилением у пациентов с сердечно-сосудистой патологией

Аннотация

Описана возможность неинвазивной диагностики свободной стенки левого желудочка при помощи магнитно-резонансной томографии (МРТ) у пациентов с сердечно-сосудистой патологией для расчета энергоэффективности и определения участка имплантации устройства, которое будет преобразовывать энергию движения стенки сердца в электрическую энергию, которая будет использоваться в качестве источника питания для эпикардального электрокардиостимулятора (ЭКС).

Введение

В настоящее время активно развивается направление по разработке миниатюрных устройств сбора и преобразования неэлектрических видов энергии в электрическую для питания различных автономных малопотребляющих устройств. В области медицинской техники это открывает новые возможности в создании на основе подобных преобразователей источников питания для медицинских имплантатов. Использование данных преобразователей позволит увеличить срок службы имплантатов и избавит пациентов от повторных плановых хирургических вмешательств, связанных с необходимостью их замены в связи со снижением уровня заряда гальванических источников питания, применяемых в настоящее время. Они также открывают перспективу для дальнейшей миниатюризации современных имплантируемых устройств, таких как кардиостимуляторы, дефибрилляторы или регистраторы биосигналов [1]-[3].

Значительное увеличение плановых сроков замены имплантируемых устройств в первую очередь было достигнуто за счет увеличения емкости используемых гальванических батарей, замены ртутно-цинковых источников на структуры литий/йод-поливинилпиридина [4]. Однако в устройствах, где батарея является единственным источником питания, остается высокая вероятность внезапного отказа всего устройства по причине выхода батареи из строя, например в результате невывяленного скрытого дефекта. Поэтому введение в конструкцию второго, альтернативного, источника способно повысить надежность всего устройства. В этом случае преобразование сокращений сердца в электрическую энергию представляется наиболее оптимальным вариантом. Независимо от физической активности человека сердечные сокращения являются регулярными. Сердечная мышца способна совершить более чем 2,5 млрд сердечных циклов в течение 70 лет при средней ЧСС 70 уд/мин. Это делает ее надежным источником питания в современных электрокардиостимуляторах с потреблением до 8 мВт [5].

При выборе участка эпикарда для имплантации электро-механического преобразователя необходимо обеспечить следующие условия:

- 1) отсутствие сосудов в местах его фиксации;
- 2) участок должен характеризоваться скоростями смещения эпикарда, достаточными для обеспечения развития преобразователем электрической мощности, равной или превышающей потребление имплантом.

Первое условие является обязательным и обусловлено предотвращением травмирования. Второе условие обусловлено принципом функционирования электро-механического преобразователя и является, по сути, определением энергоэффективности эпикарда.

В общем виде термин «энергоэффективность» можно определить как сумму кинетических энергий поступательного и кругового движения на участке эпикарда, ограниченного площадью контакта преобразователя.

Возможности неинвазивной диагностики магнитно-резонансной томографии (МРТ) сердца с контрастным усилением

многочисленны. В нашем исследовании при помощи МРТ с контрастным усилением у пациентов с сердечно-сосудистой патологией была разработана методика определения наилучшего места для имплантации беспроводного эпикардального электрокардиостимулятора с МЭМС-преобразователем на поверхности эпикарда у пациентов с сердечно-сосудистой патологией.

Пациенты с сердечно-сосудистой патологией были разделены на 6 групп:

- 1) пациенты с нарушениями ритма сердца и проводимости, которым планируется выполнение операции Лабиринт-III В;
- 2) пациенты с дилатационной кардиомиопатией;
- 3) пациенты с митральными пороками сердца различной этиологии;
- 4) пациенты с врожденными пороками сердца (дефект межпредсердной перегородки) в возрасте более 45 лет;
- 5) пациенты с ишемической болезнью сердца при поражении правой коронарной артерии;
- 6) пациенты с нарушениями проводимости сердца, которым планируется имплантация ЭКС.

Выбор данных групп обусловлен тем, что именно в этих группах зафиксирована наибольшая частота развития нарушения ритма и проводимости, а также сердечной недостаточности, которые требуют электротерапии. Учитывая тот факт, что практически всем пациентам будет выполняться оперативное лечение в условиях стернотомии и искусственного кровообращения, приоритетными являются именно эпикардальные системы для электротерапии сердца.

Возрастной коридор выбран от 45 до 65 лет для большей статистической сопоставимости полученных данных.

Также пациенты должны быть без аллергических реакций в анамнезе. Данное условие обусловлено необходимостью вводить в кровеносное русло контрастное вещество, которое может вызвать грозные осложнения у пациентов с отягощенным аллергоанамнезом.

Необходимое оснащение для проведения экспериментальных исследований

Для получения изображений высокого качества необходим МРТ-аппарат любого производителя с магнитным полем 1,5 или 3 Тл. Для болюсного введения контрастного вещества используется система с синхронизированной подачей контраста в требуемые фазы сердечного цикла.

Для дальнейшего постпроцессингового анализа изображений необходима программа, позволяющая оценить смещение и скорость движения различных участков левого желудочка на уровне эпикарда.

Для обработки МР-изображений мы использовали программу CVI-42. В результате обработки формируется файл, содержащий данные о радиальной, циркулярной и продольной деформациях миокарда за сердечный цикл.

В настоящее время режим тканевого отслеживания CMR позволяет оценить региональную функцию левого и правого желудочков (деформацию миокарда), включая окружность, продольную и радиальную деформации, скорость деформации и время.

Зоны предпочтительной имплантации у каждого пациента

№ протокола	1 сегмент	2 сегмент	3 сегмент	4 сегмент	5 сегмент	6 сегмент	7 сегмент	8 сегмент	9 сегмент	10 сегмент	11 сегмент	12 сегмент	13 сегмент	14 сегмент	15 сегмент	16 сегмент
1	0	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
2	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0
3	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0
4	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
5	0	1	1	1	0	0	1	0	0	0	1	1	0	1	0	1
6	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
7	0	1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
9	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
11	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
12	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0
14	0	1	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
15	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0
16	0	1	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
17	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
18	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	0	1
19	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1
20	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	0
21	1	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
22	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
23	1	1	0	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
24	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
25	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
26	0	0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	0	1	0	0	0
27	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
28	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
29	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
30	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
31	1	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
32	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
33	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
34	0	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
35	1	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
36	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
37	1	1	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0
38	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1
39	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0
40	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	1

Применение в эпикардиальных электрокардиостимуляторах электромагнитных преобразователей позволяет использовать движения сердца для энергообеспечения ЭКС. Так, конструкция электромагнитного преобразователя обеспечивает изменение магнитного поля, пронизывающего витки катушки. Источником магнитного поля является постоянный магнит с высоким коэффициентом остаточной намагниченности, вращение которого относительно многовитковой токопроводящей катушки приводит к индуцированию в ее витках электродвижущей силы (ЭДС) магнитной индукции, пропорциональной скорости изменения магнитного потока и количества витков. Ранее нами была предложена математическая модель для подсчета энергоэффективности определенной области свободной стенки левого желудочка. Данные, полученные на выходе станции магниторезонансной томографии, загружаются в модуль тканевого отслеживания ПО обработки данных МРТ, в результате которого программа формирует Excel-файл, содержащий данные о радиальной, циркулярной и продольной деформациях миокарда, перикарда и эпикарда за цикл согласно выбранному сечению на трехмерной модели сердца. Поскольку объем данных избыточен, а для расчета требуются значения, относящиеся к эпикарду, то для их извлечения был составлен макрос, выполняющий извлечение данных из строк с обозначением «eri», содержащих величины, относящиеся к эпикарду. Затем проводился подсчет энергоэффективности определенной области свободной стенки левого желудочка с учетом длительности систолы, мощности, развиваемой сектором МЭМС-преобразователя без учета собственных потерь и центра масс инерционного сектора.

Результаты

Были проанализированы результаты 40 МР-изображений пациентов с сердечно-сосудистой патологией. Пациенты были разделены на 6 групп.

Обследования позволили определить потенциально энергоэффективные области для имплантации ЭКС, характеризующиеся скоростью и смещением, необходимыми для развития электромеханическим преобразователем требуемой электрической мощности.

Полученные данные по расстоянию смещения, скорости смещения, ротации, скорости 16 сегментов вошли в статистический анализ для изучения наиболее энергоэффективных зон свободной стенки ЛЖ на уровне эпикарда, которые будут наиболее предпочтительными для имплантации эпикардиального ЭКС с МЭМС-преобразователем. В табл. 1 приведена информация о предпочтительных зонах имплантации ЭКС с МЭМС-преобразователем у каждого пациента, прошедшего исследование.

В табл. 1: 1 сегмент – базальный передней стенки; 2 сегмент – базальный переднеперегородочной стенки; 3 сегмент – базальный заднеперегородочной стенки; 4 сегмент – базальный задней стенки; 5 сегмент – базальный заднебоковой стенки; 6 сегмент – базальный переднебоковой стенки; 7 сегмент – средний передней стенки; 8 сегмент – средний переднеперегородочной стенки; 9 сегмент – средний заднеперегородочной стенки; 10 сегмент – средний задней стенки; 11 сегмент – средний заднебоковой стенки; 12 сегмент – средний переднебоковой стенки; 13 сегмент – верхушечный передней стенки; 14 сегмент – верхушечно-перегородочный; 15 сегмент – верхушечный отдел задней стенки; 16 сегмент – верхушечный отдел боковой стенки.

Исходно определялась нормальность распределения как количественных, так и качественных полученных параметров. Были использованы три теста на нормальность распределения: наиболее жесткий тест – Шапиро-Уилка (W), тест Колмогорова-Смирнова (K-S) и тест Лиллиефорса (L). В табл. 1 представлен пример теста на нормальность распределения некоторых изучаемых параметров.

Было выявлено, что структура полученных данных в большинстве случаев не описывается законом нормального распределения. Поэтому дальнейшие исследования зависимостей производились методами как параметрической (реже), так и непараметрической статистики (чаще).

Для сравнения двух зависимых выборок использовали непараметрический критерий Вилкоксона и параметрический двусторонний t-критерий Стьюдента (при нормальном распределении).

Для сравнения нескольких зависимых выборок использовали непараметрический критерий Фридмана ANOVA с поправкой Бонферони на количество групп.

Для сравнения двух независимых выборок использовали непараметрический критерий Ману-Уитни и параметрический двусторонний t-критерий Стьюдента (при нормальном распределении).

Для сравнения нескольких независимых выборок использовали непараметрический критерий Крускала-Уоллиса с поправкой Бонферони на количество групп.

Таблица 2 (продолжение)

Параметр	Значение
<i>10 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,099
Циркулярное смещение, град, тах	0,394
Время максимума радиального смещения, мс	0,646
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,631
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,058
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,103
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,103
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,103
<i>11 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,150
Циркулярное смещение, град, тах	0,101
Время максимума радиального смещения, мс	0,890
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,203
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,260
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,032
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,032
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,145
<i>12 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,142
Циркулярное смещение, град, тах	0,154
Время максимума радиального смещения, мс	0,216
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,685
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,333
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,110
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,154
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,154
<i>13 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,226
Циркулярное смещение, град, тах	0,373
Время максимума радиального смещения, мс	0,759
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,403
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,215
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,193
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,190
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,180
<i>14 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,721
Циркулярное смещение, град, тах	0,215
Время максимума радиального смещения, мс	0,219
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,575

Таблица 2 (окончание)

Параметр	Значение
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,120
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,769
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,296
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,180
<i>15 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,153
Циркулярное смещение, град, тах	0,180
Время максимума радиального смещения, мс	0,298
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,753
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,229
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,653
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,190
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,215
<i>16 сегмент</i>	
Радиальное смещение, мм, тах	0,289
Циркулярное смещение, град, тах	0,212
Время максимума радиального смещения, мс	0,220
Время максимума циркулярного смещения, мс	0,190
Максимальная систолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,475
Максимальная систолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,354
Максимальная диастолическая скорость радиального смещения, мм/с	0,190
Максимальная диастолическая скорость циркулярного смещения, град/с	0,221
Возраст	0,116
Пол	0,520

Корреляционный анализ проводили с использованием непараметрического критерия Спирмена и параметрического критерия Пирсона. Корреляцию считали высокой при $R > 0,7$, средней – при $R = 0,5 \dots 0,7$.

Данные представлены в виде среднего и стандартного отклонений – $M \pm SD$ при нормальном распределении значений или медианы и интерквартильного диапазона $Me (Q1; Q3)$ при распределении значений, отличном от нормального.

Надежность используемых статистических оценок принималась не менее 95 %. Использовались программные пакеты «Microsoft Office Excel», «STATISTICA 10.0» («Statsoft», США).

Сравнение всех групп между собой (нескольких независимых групп) проводили по тесту Крускала-Уолисса. В табл. 2 показана статистическая значимость.

В 11 сегменте (средний отдел заднебоковой стенки) отмечена статистическая разница между группами пациентов с дилатационной кардиомиопатией (2) и группой пациентов с митральными пороками сердца различной этиологии (3) (рис. 1, 2).

Далее произвели расчет частоты наиболее выгодных зон имплантации в группах пациентов с сердечно-сосудистой патологией.

В группе пациентов с нарушениями ритма сердца и проводимости, которым планируется выполнение операции Лабиринт III В предпочтительными зонами для имплантации являются средний сегмент передней и задней стенок левого желудочка, а также верхушечный сегмент передней стенки (табл. 3).

Так, в группе пациентов с дилатационной кардиомиопатией предпочтительными зонами для имплантации являются базальный сегмент передней, боковой и задней стенок левого желудочка, а также средний сегмент передней стенки (табл. 4).

В группе пациентов с митральными пороками сердца различной этиологии предпочтительными зонами для имплантации являются средний сегмент передней, боковой и задней стенок левого желудочка, а также верхушечный сегмент передней стенки (табл. 5).

В группе пациентов с врожденным пороком сердца (дефект межпредсердной перегородки) в возрасте старше 45 лет (4-я группа) предпочтительными зонами для имплантации являются средний сегмент передней, боковой и задней стенок левого желудочка, а также верхушечный сегмент передней стенки (табл. 6).

В 5-й группе пациентов с ишемической болезнью сердца при поражении правой коронарной артерии предпочтительными зонами для имплантации являются средний сегмент передней, боковой стенок левого желудочка, а также верхушечный сегмент передней стенки (табл. 7).

В 6-й группе пациентов с нарушениями проводимости сердца, которым планируется имплантация ЭКС, предпочтительными зонами для имплантации являются базальный сегмент боковой стенки, средний сегмент передней, боковой стенок левого желудочка, а также верхушечный сегмент передней стенки (табл. 8).

В представленных таблицах указаны вероятности предпочтительных зон имплантации.

Статистический анализ данных по энергоэффективности у пациентов с сердечно-сосудистой патологией позволяет создать клинические рекомендации по имплантации беспроводных эпикардиальных ЭКС с МЭМС-преобразователем. Также данные исследования лягут в основу практических рекомендаций по применению миниатюрных беспроводных эпикардиальных однокамерного и двухкамерного кардиостимуляторов с МЭМС-преобразователем у пациентов с сердечно-сосудистой патологией.

По полученным данным, предпочтительными зонами для имплантации беспроводного эпикардиального электрокардиостимулятора с МЭМС-преобразователем являются средний

Таблица 3

Предпочтительные зоны для имплантации в первой группе

Зона	Частота
1	27
2	13
3	87
4	40
5	80
6	0
7	93
8	7
9	0
10	80
11	100
12	20
13	87
14	7
15	0
16	47

Таблица 4

Предпочтительные зоны для имплантации во второй группе

Зона	Частота
1	33
2	33
3	100
4	33
5	100
6	0
7	100
8	0
9	0
10	100
11	100
12	0
13	100
14	0
15	0
16	33

Таблица 5

Предпочтительные зоны для имплантации в третьей группе

Зона	Частота
1	0
2	45
3	91
4	45
5	81
6	0
7	81
8	0
9	9
10	73
11	81
12	9
13	72
14	9
15	0
16	36

Таблица 6

Предпочтительные зоны для имплантации в четвертой группе

Зона	Частота
1	67
2	0
3	100
4	67
5	100
6	0
7	100
8	0
9	0
10	100
11	100
12	0
13	100
14	0
15	0
16	33

Таблица 7

Предпочтительные зоны для имплантации в пятой группе

Зона	Частота
1	29
2	0
3	57
4	0
5	57
6	14
7	100
8	29
9	0
10	71
11	100
12	42
13	100
14	29
15	0
16	0

Таблица 8

Предпочтительные зоны для имплантации в шестой группе

Зона	Частота
1	0
2	0
3	100
4	100
5	0
6	0
7	100
8	0
9	0
10	0
11	100
12	100
13	100
14	0
15	0
16	100

и верхушечный отделы передней и переднебоковой поверхности, менее предпочтительными зонами – задняя стенка на базальном и среднем уровнях.

Выводы

Предложенный метод расчета энергоэффективности эпикарда свободной стенки ЛЖ на основании данных движения, полученных путем проведения МРТ сердца с контрастированием, позволяет определить наилучшую локализацию для имплантации беспроводного ЭКС с МЭМС-преобразователем. Статистический анализ данных по энергоэффективности у пациентов с сердечно-сосудистой патологией позволяет создать клинические рекомендации по имплантации беспроводных эпикардиальных ЭКС с МЭМС-преобразователем. Планируется дальнейшее продолжение работ и исследований в данном направлении. Также данные исследования лягут в основу практических рекомендаций по применению миниатюрных беспроводных эпикардиальных однокамерного и двухкамерного кардиостимуляторов с МЭМС-преобразователем у пациентов с сердечно-сосудистой патологией.

Работа выполнена при поддержке гранта Минобрнауки России по теме «Создание линейки миниатюрных беспроводных эпикардиальных кардиостимуляторов с МЭМС-преобразователями для лечения брадиаритмий и сердечной недостаточности» № 14.607.21.0192. Уникальный идентификатор соглашения RFMEFI60717X0192.

Список литературы:

1. Бокерия О.Л., Потловский К.Г., Бажин М.А., Глушко Л.А., Сатюкова А.С., Ле Т.Г., Шварц В.А. Возможность использования сокращений сердца как источник энергии для имплантируемых устройств // Медицинская техника. 2018. № 6. С. 36-38.
2. Pfeninger A., Jonsson M., Zurbuchen A., Koch V.M., Vogel R. Energy Harvesting from the Cardiovascular System or How to Get a Little Help from Yourself // Annals of Biomedical Engineering. 2013. Vol. 41. № 11. PP. 2248-2263.
3. Zurbuchen A., Pfeninger A., Stahl A., Stoeck C.T., Vandenberghe S., Koch V.M., Vogel R. Energy Harvesting from the Beating Heart by a Mass Imbalance Oscillation Generator // Annals of Biomedical Engineering. 2013. Vol. 41. № 1. PP. 131-141.
4. Untereker D.F., Schmidt C.L., Prabhakar G.J., Tamirisa A., Hossick-Schott J., Viste M. Power Sources and Capacitors for Pacemakers and Implantable Cardioverter-Defibrillators / In: Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy (Fifth Edition). 2017. PP. 251-269.
5. Wong L.S., Hossain S., Ta A., Edvinsson J., Rivas D.H., Naas H. A very low-power CMOS mixed-signal IC for

implantable pacemaker applications // IEEE J. Solid-State Circuits. 2004. Vol. 39. PP. 2446-2456.

Ольга Леонидовна Бокерия,
член-корреспондент РАН,
д-р мед. наук, профессор, гл. научный сотрудник,
ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава России,
Кирилл Геннадьевич Потловский,
канд. техн. наук, генеральный директор,
ООО «Техно Портной»,
Владимир Николаевич Макаренко,
д-р мед. наук, профессор,
зав. рентгенодиагностического отдела,
ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава России,
Татьяна Георгиевна Ле,
мл. научный сотрудник,
отделение хирургического лечения
интерактивной патологии,
преподаватель,
кафедра сердечно-сосудистой хирургии,
Институт подготовки кадров высшей
квалификации и профессионального образования,
ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава России,
Владимир Александрович Шварц,
канд. мед. наук, научный сотрудник,
отделение хирургического лечения
интерактивной патологии,
доцент,
кафедра сердечно-сосудистой хирургии,
Институт подготовки кадров высшей
квалификации и профессионального образования,
ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава России,
Анна Сергеевна Сатюкова,
руководитель,
лаборатория контроля качества лечения,
ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава России,
Михаил Борисович Биниаивили,
зам. директора,
Институт подготовки кадров высшей
квалификации и профессионального образования,
ведущий научный сотрудник,
отделение хирургического лечения
интерактивной патологии,
ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава России,
г. Москва,
e-mail: tgle@bakulev.ru

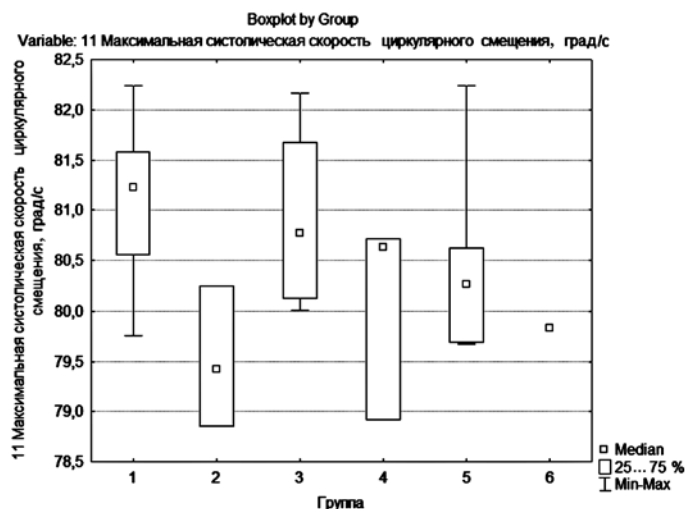


Рис. 1. Различия в максимальной систолической скорости циркулярного смещения между группами по срединному уровню передней стенки

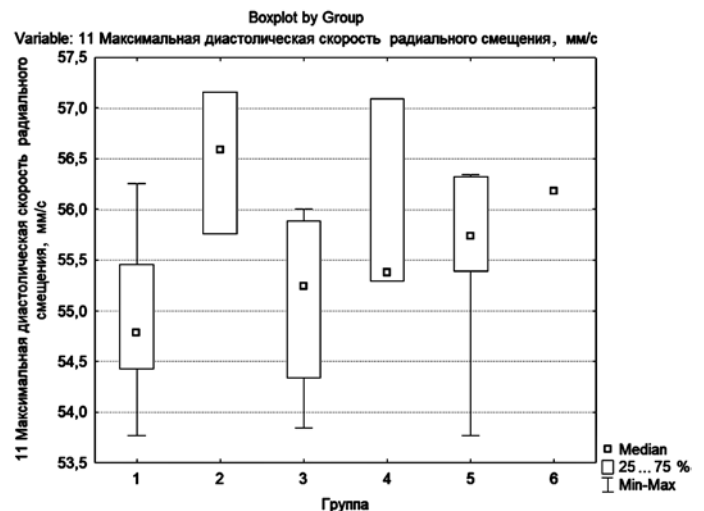


Рис. 2. Различия в максимальной диастолической скорости радиального смещения между группами по срединному уровню передней стенки