

СОЗДАНИЕ ТРЕХМЕРНОЙ МОДЕЛИ ЛЕВЫХ ОТДЕЛОВ СЕРДЦА НА ОСНОВАНИИ ДАННЫХ ЭХОКАРДИОГРАФИИ: ИНСТРУМЕНТ ДЛЯ РАЗРАБОТКИ ТРАНСКАТЕТЕРНЫХ КЛАПАНОВ

Журавлева И. Ю.¹, Шарифулин Р. М.¹, Богачев-Прокофьев А. В.¹, Нуштаев Д. В.², Малахова О. Ю.¹, Демидов Д. П.¹, Караськов А. М.¹

Цель. Сравнительный анализ полученных методами ЭхоКГ анатомических параметров левых отделов сердца и митрального клапана в норме и при недостаточности рестриктивного типа с последующим построением трехмерных моделей этих вариантов геометрии фиброзного кольца, левого предсердия, левого желудочка и его выводного отдела.

Материал и методы. Исследование выполняли с использованием 3D трансторакальной и чреспищеводной ЭхоКГ на аппарате Philips iE33 (Philips Healthcare, США) у 30 пациентов с неизменным митральным клапаном (n=15) и при ишемической митральной недостаточности (n=15). Изучали пространственную конфигурацию фиброзного кольца и створчатого аппарата митрального клапана, пространственные и объемные показатели левого предсердия и левого желудочка. Обработку данных производили в среде SciLab 4.1.2 и экспортировали в систему проектирования CATIA 5, где полученные наборы кривых объединяли сначала в две цельные тонкостенные модели, а после сшивки поверхностей получали твердотельную модель с необходимыми толщинами стенок.

Результаты. Все исследуемые показатели выявили достоверные различия ($p < 0,001$) при сравнении групп. При рестриктивном типе недостаточности увеличиваются размеры фиброзного кольца: межкоммиссуральный диаметр на 22%, передне-задний — на 13%, периметр — на 28%, площадь — на 79%. Конечный систолический и конечный диастолический объемы ЛЖ возрастают более чем в 2 раза, что сопряжено с большей сферичностью ЛЖ, чем в норме. Увеличение размеров ЛП в 1,5 раза также сочетается с изменением его геометрии в сторону сферы. Создана трехмерная компьютерная модель левых отделов сердца, измененных в результате ишемической митральной недостаточности. Данная модель может быть использована в задачах проектирования, анализа и прогнозирования работы медицинских устройств, предназначенных для данной позиции и/или реализована в виде полноразмерных макетов, тестовых систем и фантомов для целей разработок и обучения.

Заключение. Исследование характеристик митрального клапана и левых отделов сердца методом трехмерной трансторакальной и чреспищеводной эхокардиографии обеспечивает получение исходного комплекса данных, необходимых для создания трехмерных компьютерных моделей данной анатомической области в норме и при различных патологических состояниях.

Такие модели могут быть использованы при разработке конструкций имплантируемых устройств, предварительных испытаниях медицинских изделий, а также в обучающих целях.

Российский кардиологический журнал 2017, 8 (148): 75–81
<http://dx.doi.org/10.15829/1560-4071-2017-8-75-81>

Ключевые слова: левые отделы сердца, трехмерные модели, транскатетерные клапаны.

¹ФГБУ Сибирский федеральный биомедицинский исследовательский центр им. Е. Н. Мешалкина Минздрава России, Новосибирск; ²ООО «ТЕСИС», Москва, Россия.

Журавлева И. Ю. — зав. лабораторией биопротезирования, Шарифулин Р. М.* — врач сердечно-сосудистый хирург отделения приобретенных пороков сердца, Богачев-Прокофьев А. В. — руководитель Центра новых хирургических технологий, Нуштаев Д. В. — инженер, Малахова О. Ю. — врач отделения функциональной диагностики, Демидов Д. П. — врач сердечно-сосудистый хирург отделения приобретенных пороков сердца, Караськов А. М. — директор.

*Автор, ответственный за переписку (Corresponding author):
 ravil-sharifulin@rambler.ru

ЛЖ — левый желудочек, ЛП — левое предсердие, КДО ЛЖ — конечный диастолический объем левого желудочка, КСО ЛЖ — конечный систолический объем левого желудочка, КК-диаметр — межкоммиссуральный диаметр фиброзного кольца, ПЗ-диаметр — передне-задний диаметр фиброзного кольца, МН — митральная недостаточность.

Рукопись получена 14.07.2017
 Рецензия получена 24.07.2017
 Принята к публикации 31.07.2017

THREE-DIMENSIONAL MODEL OF LEFT CHAMBERS OF THE HEART BASED ON ECHOCARDIOGRAPHY DATA: AN INSTRUMENT FOR DEVELOPMENT OF TRANSCATHETER VALVES

Zhuravleva I. Yu.¹, Sharifulin R. M.¹, Bogachev-Prokofiev A. V.¹, Nushtaev D. V.², Malakhova O. Yu.¹, Demidov D. P.¹, Karaskov A. M.¹

Aim. Comparative analysis of the acquired with EchoCG method parameters of the left chambers of the heart and of mitral valve in normal state and in restrictive type of failure with further building up three-dimensional models of these variants of the fibrous anulus geometry, and of the left atrium, left ventricle and its outgoing tract.

Material and methods. The study was done using 3D transthoracic and transesophageal EchoCG on Philips iE33 (Philips Healthcare, USA) in 30 patients with unchanged mitral valve (n=15) and in ischemic mitral regurgitation (n=15). Spatial configuration of the anulus fibrosus was investigated, and mitral valve, spatial and volumetric parameters of the left atrium and left ventricle. Data was processed in SciLab 4.1.2 software and exported to CATIA 5 modelling system, where the acquired curves were combined to 2 solid thin-wall models, and after linking of the surfaces — to a hard-bodied model with required thickness of the walls.

Results. All studied parameters revealed significant differences ($p < 0,001$) in groups comparison. In restrictive type of insufficiency, sizes of fibrous anulus increase: intercommissural diameter by 22%, front-back — by 13%, perimeter — by 28%, surface — by 79%. End systolic and diastolic volumes of the LV increase more than 2 times, which is related with more prominent sphericity of the LV, than normally. Increase of LA more than 1,5 times also combines with its geometry change towards sphere. Three dimensional computer model of the left heart chambers changed as

a result of ischemic mitral failure, is created. The model can be implemented in creation, analysis and prediction of medical devices for the position and/or realized as the full-sized mockups, test systems and phantoms for development and education.

Conclusion. The investigation of mitral valve characteristics and of the left heart chambers by method of 3D transthoracic and transesophageal echocardiography makes it to obtain the baseline data necessary for creation of 3D computed models of the anatomic area normal and disordered. Such models can be implemented in the development of implanted devices constructions, preliminary tests of medical devices and in training.

Russ J Cardiol 2017, 8 (148): 75–81
<http://dx.doi.org/10.15829/1560-4071-2017-8-75-81>

Key words: left chambers of the heart, three-dimensional models, transcatheter valves.

¹E.N. Meshalkin Novosibirsk Scientific-Research Institute of Circulation Pathology, Novosibirsk; ²LLC «TESIS», Moscow, Russia.

На современном этапе развития реконструктивной хирургии пороков клапанов сердца транскатетерное протезирование клапана аорты (TAVI) стало рутинной клинической практикой за рубежом. TAVI доказало высокую эффективность у пациентов высокого риска и в настоящее время широко обсуждается целесообразность его применения в качестве альтернативы стандартным хирургическим вмешательствам у пациентов умеренного риска [1, 2]. Это стимулирует интерес к расширению сферы применения малоинвазивного транскатетерного подхода на пациентов с патологией митрального клапана, в особенности, ишемического генеза. Именно среди данной категории больных наиболее велика доля тех, у кого стандартное открытое вмешательство сопряжено с крайне высоким риском осложнений и летальности в силу пожилого и старческого возраста, обремененного сопутствующими заболеваниями [3]. Однако анатомо-функциональные особенности митральной позиции налагают существенные ограничения как на конфигурацию транскатетерных протезов, так и на рентген-хирургический доступ к зоне имплантации. К таким особенностям можно отнести непланарную (седловидную) форму митрального фиброзного кольца; его эллиптичность, обусловленную двустворчатостью самого клапана; близость выводного тракта левого желудочка [4-6]. В связи с этим, углубленное понимание анатомии митрального клапана и его окружения является критическим для создания новых транскатетерных устройств.

Полезным инструментом в таких разработках является математическое моделирование биотехнических систем “зона имплантации-протез” и, в частности, создание трехмерных моделей отделов сердца, измененных при данном варианте клапанного порока. Информация об этих изменениях может быть получена с помощью современных методов визуализации — мультиспиральной компьютерной (МСКТ) или магнитно-резонансной (МРТ) томографии, а также трехмерной эхокардиографии. На сегодняшний день, ЭхоКГ остается “золотым” стандартом для анализа анатомических и функциональных характеристик клапанов сердца, в том числе, митрального [7, 8]. Трехмерные варианты ЭхоКГ не уступают МСКТ и МРТ по качеству визуализации, являясь более доступным инструментом [9-11]. При этом алгоритмы, используемые в современном программном обеспечении данных установок, позволяют в полуавтоматическом режиме получать данные о пространственной геометрии митрального клапана и его окружения — левого предсердия, папиллярных мышц, выводного тракта левого желудочка — для дальнейшей обработки.

Следует отметить, что с усложнением устройств, применяемых в хирургии клапанных пороков, растут требования к анализу зоны имплантации при проек-

тировании устройств, их доклиническому исследованию и клиническому планированию вмешательства. Появилась и развивается тенденция использования полноценной цифровой модели клапана сердца и его окружения [12, 13]. Такой подход требует более детальной оценки индивидуальных особенностей трехмерной анатомии, нежели набор габаритных размеров, определяемых при рутинном исследовании. Однако и в современных исследованиях авторы часто ограничиваются получением данных лишь о геометрии непосредственно митрального клапана и его ближайшего окружения — межжелудочковой перегородки и части левого желудочка (ЛЖ) [14-17]. Полагаем, что этих данных зачастую может оказаться недостаточно. Расположение папиллярных мышц и хорд, размеры и форма ЛЖ и ЛП могут значительно влиять на функционирование протезов клапанов, в особенности, транскатетерных.

В связи с этим, целью работы явился сравнительный анализ полученных методами ЭхоКГ анатомических параметров левых отделов сердца и митрального клапана в норме и при недостаточности ишемического генеза с последующим построением трехмерных моделей вариантов геометрии фиброзного кольца, левого предсердия, левого желудочка и его выводного отдела.

Материал и методы

Анатомию митрального клапана и левых отделов сердца исследовали с использованием трехмерной трансторакальной и чреспищеводной ЭхоКГ на аппарате Philips iE33 (Philips Healthcare, США). Исследование выполняли у 30 пациентов двух групп: пациентов без клапанных пороков сердца (Группа I), которым данное исследование было показано по другим причинам (n=15), и с митральной недостаточностью IIIb типа (Группа II, n=15). Критериями включения в группу II были: ишемическая болезнь сердца с выраженной митральной недостаточностью ($ERO \geq 0,20 \text{ см}^2$, vena contracta $\geq 0,7 \text{ см}$, объем регургитации $\geq 30 \text{ мл}$, фракция регургитации $\geq 50\%$), признаки рестрикции одной/обеих створок по данным ЭхоКГ. Критерии исключения: сочетанный порок митрального клапана, митральная недостаточность другой этиологии (дисплазия соединительной ткани, ревматическая болезнь сердца, инфекционный эндокардит, митральная недостаточность вследствие обструктивной гипертрофической кардиомиопатии). Характеристика групп пациентов приведена в таблице 1.

В исследовании получали три типа данных:

1) Пространственную конфигурацию фиброзного кольца митрального клапана, выделение которого производил эксперт — специалист ЭхоКГ. Для этого стандартными средствами программного обеспечения осуществляли расстановку референсных точек, характеризующих трехмерную структуру митраль-

Таблица 1

Характеристика групп пациентов

Показатель	Группа I	Группа II	P	
Количество наблюдений	15	15		
Пол, м/ж, n (%)	9/6 (60/40)	10/5 (66,7/33,3)	0,705	
Средний возраст, годы*	65,5 [62,0; 68,0]	68,0 [66,0; 70,0]	0,182	
ППТ, м ² *	1,86 [1,77; 2,01]	1,82 [1,72; 1,98]	0,764	
ФВ ЛЖ, %*	61,0 [58,0; 64,0]	40,0 [34,0; 49,0]	<0,001	
Степень МН	Отсутствие, n (%)	10	0	0,001
	Незначительная, n (%)	5	0	0,014
	Умеренная, n (%)	0	0	-
	Выраженная, n (%)	0	15	<0,001
ФК по NYHA	I, n (%)	7	0	0,003
	II, n (%)	7	1	0,013
	III, n (%)	1	12	0,001
	IV, n (%)	0	2	0,143

Примечание: * — данные представлены как Me (25-й; 75-й процентиля).

Сокращения: МН — митральная недостаточность, ППТ — площадь поверхности тела, ФВ ЛЖ — фракция выброса левого желудочка, ФК — функциональный класс сердечной недостаточности.

ного клапана, зону и высоту коаптации, расположение вершечек папиллярных мышц. Затем полученные данные экспортировали в виде набора координат для последующей цифровой обработки.

2) Геометрию левого предсердия (ЛП) и левого желудочка (ЛЖ) на разных уровнях. Для получения данных параметров исходные DICOM-файлы импортировали в программу Mimics. Затем выбирали плоскость, в которой находится фиброзное кольцо митрального клапана, которую сдвигали параллельно в сторону верхушки сердца или ушка левого предсердия на 15 и 10 мм, соответственно. После чего производили выделение замкнутого контура исследуемой камеры на необходимом уровне в полученных сечениях (рис. 1). Затем данную процедуру повторяли таким образом, чтобы полученные сечения располагались на всю глубину левого желудочка и левого предсердия. Всего было получено 4 набора кривых для ЛЖ, 3 набора кривых для ЛП, которые были использованы для построения модели.

3) Диаметр фиброзного кольца клапана аорты для выбора необходимой модели корня аорты, описанной в литературе [18].

Обработку полученных данных производили следующими способами:

1) Наборы точек, описывающие геометрию фиброзного кольца, импортировали в среду SciLab 4.1.2, где с использованием стандартных функций преобразования облака трехмерных точек и метода наименьших квадратов получали “усредненную” геометрию анализируемых объектов. По итогам данного анализа была получена пространственная геометрия нормальных фиброзных колец и колец, патологически измененных при митральной недостаточности.

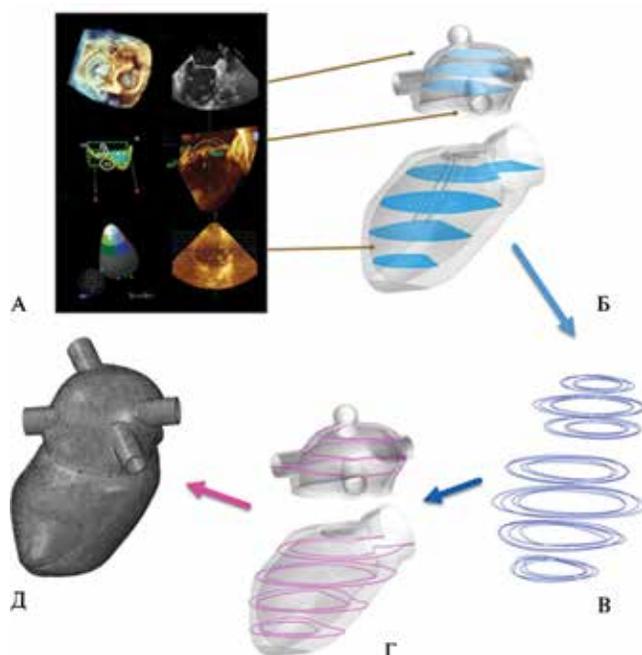


Рис. 1 (А, Б, В, Г, Д). Этапы построения компьютерной модели митрального клапана и его окружения в случае ишемической регургитации: **А** — получение исходных данных функциональных методов исследования, **Б** — выделение плоскостей для построения направляющих кривых, **В** — выделение кривых для контуров камер сердца для каждого пациента, **Г** — получение усредненных кривых для наружной и внутренней поверхности камер, **Д** — объединение кривых в поверхности и построение твердотельной модели анатомии “левого сердца”.

2) Замкнутые петли, описывающие геометрию левого предсердия и левого желудочка, экспортировали в виде кривых формата *.IGS в систему проектирования САПР 5. Каждый набор кривых — для трех исследуемых групп и для пяти полученных срезов — усредняли с использованием инструментов данного

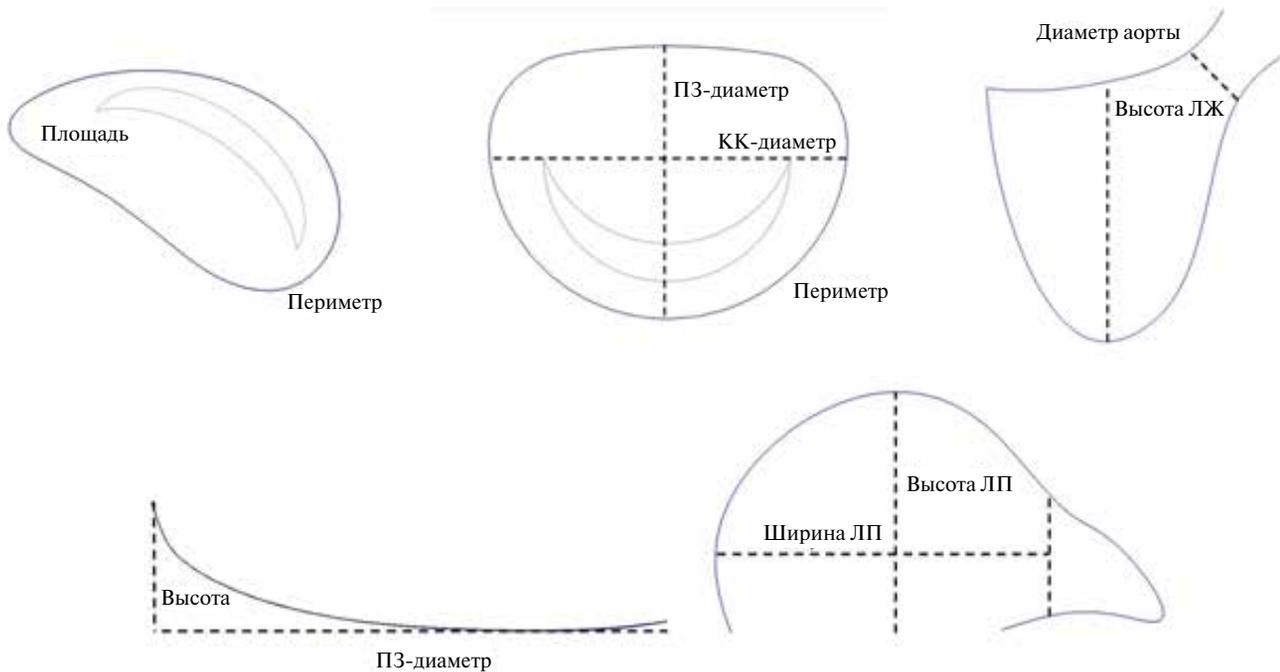


Рис. 2. Измеряемые количественные характеристики митрального клапана и его окружения.

программного обеспечения. Таким образом получали пространственную геометрию окружения митрального клапана на разных уровнях.

3) На основании статистического анализа диаметра фиброзного кольца клапана аорты выбирали наиболее подходящую модель корня аорты, объединяя ее с данными настоящего исследования в единую твердотельную компьютерную модель.

Полученные наборы кривых располагали в пространстве с учетом особенностей их получения и объединяли в трехмерные модели, характеризующие конкретный тип патологии. С использованием инструментов построения поверхностей САПР 5, полученные наборы кривых объединяли в две цельные тонкостенные модели: описывающие внутреннюю и наружную стенки полостей. После этого сшивка поверхностей позволила получить твердотельную модель с необходимыми толщинами стенок.

Для валидации полученных кривых и как следствие моделей в целом дополнительно измеряли стандартные габаритные размеры исследуемых элементов с последующим сравнением с литературными данными. Так, анализировали (рис. 2):

1) геометрические характеристики митрального клапана: межкомиссуральный (КК) диаметр, передне-задний (ПЗ) диаметр кольца, высота кольца, периметр фиброзного кольца, площадь кольца, площадь передней створки, площадь задней створки, объем тента створок, длина тента створок, угол передней створки, угол задней створки, непланарный угол, аорто-митральный угол, длина передне-боковой хорды, длина задне-медиальной хорды.

2а) геометрические показатели левого желудочка: высота, конечный диастолический размер левого желудочка (КДР ЛЖ), конечный диастолический объем ЛЖ (КДО ЛЖ), конечный систолический объем ЛЖ (КСО ЛЖ), масса ЛЖ.

2б) геометрические показатели левого предсердия: продольный и поперечный размеры, площадь и объем левого предсердия.

Статистический анализ исследуемых параметров проводили с помощью пакета программы Statistica 10.0 (StatSoft Inc, США). Результаты для количественных признаков представлены как медиана и 25-й, 75-й процентиля, для качественных признаков в виде абсолютных и относительных частот. Для сравнения независимых групп использовали методы непараметрической статистики: U-критерий Манна-Уитни для количественных признаков и хи-квадрат для качественных признаков. Статистически значимыми считали различия данных при $p < 0,05$.

Результаты

Полученные количественные характеристики геометрии митрального клапана и его окружения приведены в таблице 2. Сравнение параметров фиброзного кольца показало значительное увеличение основных диаметров в случае развития ишемической регургитации по сравнению с нормой — на 22% (межкомиссуральный) и 13% (передне-задний). Эти изменения, а также значительное увеличение периметра и площади фиброзного кольца — на 28% и 79%, соответственно, — указывают, что дилатация имеет неравномерный характер, но охватывает весь митраль-

Таблица 2

Характеристика геометрии митрального клапана

Показатель	Группа I	Группа II	P
КК диаметр, мм	36,5 [35,0; 39,2]	44,7 [43,0; 47,0]	0,003
ПЗ диаметр, мм	28,0 [27,5; 39,0]	33,9 [32,6; 43,8]	0,001
Периметр кольца, мм	112,0 [105,0; 129,1]	145,8 [139,3; 178,1]	<0,001
Площадь кольца, см ²	7,7 [5,7; 14,3]	13,4 [12,9; 22,2]	<0,001
Высота кольца, мм	6,2 [4,7; 9,5]	9,6 [7,9; 12,5]	0,001
Площадь передней створки, см ²	6,1 [5,2; 7,4]	12,0 [10,0; 14,9]	<0,001
Площадь задней створки, см ²	4,1 [3,6; 5,0]	8,3 [6,1; 13,2]	<0,001
Объем тента створок, мл	3,2 [2,1; 3,6]	7,4 [3,7; 10,2]	<0,001
Высота тента створок, мм	7,5 [6,8; 9,5]	12,6 [9,6; 14,2]	<0,001
Угол передней створки*	25,6 [20,0; 28,0]	32,3 [22,1; 35,6]	<0,001
Угол задней створки*	38,0 [29,2; 44,1]	51,1 [38,7; 56,7]	<0,001
Непланарный угол*	130,2 [124,0; 148,1]	149,7 [130,5; 159,4]	<0,001

Примечание: * — данные представлены как Ме (25-й; 75-й процентиля).

Таблица 3

Характеристика геометрии левого желудочка

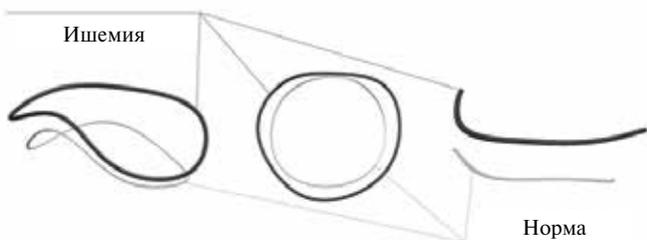


Рис. 3. Соотношение усредненной геометрии фиброзного кольца в группах “Норма” и “Ишемия” — изометрический вид, вид сверху из ЛП, вид сбоку (кольцам придана условная толщина для удобства визуализации).

Показатель	Группа I	Группа II	P
КДР ЛЖ, мм	48,0 [45,0; 49,0]	57,0 [56,0; 60,0]	<0,001
КДО ЛЖ, мл	95,0 [80,0; 105,0]	217,0 [191,0; 225,0]	<0,001
КСО ЛЖ, мл	40,5 [28,7; 55,0]	112,0 [98,0; 123,0]	<0,001
ММЛЖ, г	140,0 [120,0; 170,0]	353,9 [293,6; 399,6]	<0,001
МЖП, мм	9,0 [8,0; 10,0]	13,0 [13,0; 13,0]	<0,001

Примечание: данные представлены как Ме (25-й; 75-й процентиля).

Сокращения: ЛЖ — левый желудочек, КДР — конечный диастолический размер, КДО — конечный диастолический объем, КСО — конечный систолический объем, ММ — масса миокарда, МЖП — межжелудочковая перегородка.

Таблица 4

Характеристика геометрии левого предсердия

ный клапан. Данный результат подтвержден и качественным анализом при сравнении усредненной геометрии фиброзного кольца в норме и при ишемической недостаточности митрального клапана (рис. 3).

Кроме того, при митральной недостаточности наблюдается двукратное увеличение площади обеих створок, а также высоты и объема тента створок. Угол передней створки возрастает на 30%, задней — на 34% (табл. 2).

Достоверно увеличиваются объемные показатели левого желудочка, в наибольшей степени — КСО ЛЖ — в 2,8 раза, соответственно, в 2,5 раза увеличена масса миокарда (табл. 3). В несколько меньшей степени — в 1,5 раза — увеличиваются размеры левого предсердия; однако объем ЛП при этом возрастает более чем в 4 раза (табл. 4).

В целом, статистический анализ всех исследуемых показателей — размеров фиброзного кольца, геометрических параметров левого желудочка и левого предсердия — выявил достоверные различия ($p < 0,001$) при сравнении двух исследуемых групп.

Обсуждение

В основу работы был положен сравнительный 3D-эхокардиографический анализ левых отделов

Показатель	Группа I	Группа II	P
Высота, мм	38,0 [36,0; 43,0]	58,0 [55,5; 59,0]	<0,001
Ширина, мл	39,0 [38,0; 47,0]	59,5 [57,5; 61,0]	<0,001
Объем ЛП, мл	40,0 [30,0; 55,0]	174,0 [165,3; 177,6]	<0,001
Площадь ЛП, см ²	20,0 [18,0; 26,0]	34,8 [33,1; 35,5]	<0,001

Примечание: данные представлены как Ме (25-й; 75-й процентиля).

сердца при отсутствии патологии митрального клапана и при выраженных гемодинамических нарушениях на нем вследствие патологии левого желудочка. Учитывая тот факт, что основными кандидатами для транскатетерной имплантации митрального клапана являются пациенты высокого риска с рестриктивным типом митральной недостаточности (МН), выбор данной группы определен целью максимального приближения разрабатываемой модели самораскрывающегося биопротеза к реальной анатомической ситуации.

Анализ полученных данных демонстрирует существенные морфологические различия геометрических характеристик камер сердца в норме и при рестрик-

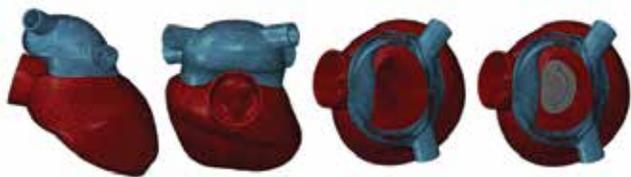


Рис. 4. Компьютерная трехмерная модель “левой” половины сердца: ЛЖ, ЛП, упрощенная модель клапана аорты и митрального клапана.

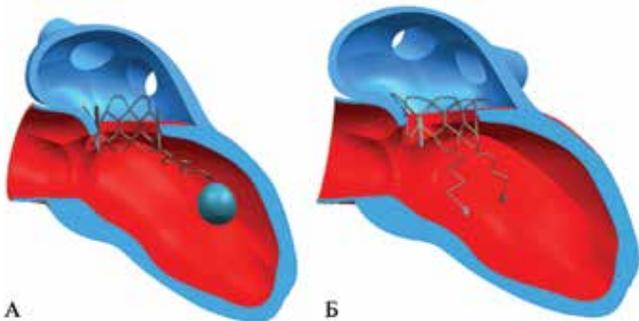


Рис. 5 (А, Б). Применение трехмерной модели левых отделов сердца для разработки транскатетерного клапана сердца. Виртуальная имплантация устройства. **А** — исходный концепт саморасправляющегося каркаса в позиции митрального клапана. **Б** — конструкция после корректировки.

тивном типе МН. Ожидаемо наблюдали увеличение объемов ЛЖ и размеров ЛП, связанное с наличием регургитации, согласующееся с данными литературы [19, 20] и обусловленное патофизиологией данного клапанного порока. При этом, значимое увеличение объемов ЛЖ — более чем в 2 раза — сопряжено с большей сферичностью ЛЖ, чем в норме. Кроме того, увеличение размеров ЛП в 1,5 раза также сочетается с изменением его геометрии в сторону сферы. Данные особенности могут носить определяющий характер при проектировании инновационных изделий для митральной позиции — саморасправляющихся транскатетерных протезов. Фиксация подобных конструкций осуществляется за счет упора элементов каркаса в стенки камер и элементы клапанного комплекса, оказывающие непосредственное влияние на функционирование и безопасность их применения — недостаточно надежное закрепление или его нарушение может приводить к дислокации и дисфункции клапана. С другой стороны, “обратное” ремоделирование геометрии ЛЖ и ЛП, вызванное восстановлением гемодинамики левых отделов сердца, может также привести к нежелательной деформации опорного каркаса в зонах выше и ниже митрального клапана и нарушить его работу. Поэтому протяженные, комплексные системы, фиксация которых осуществляется за счет ЛЖ и/или ЛП, могут демонстрировать ухудшение пропускной и/или замыкательной функции в отдаленном периоде.

Геометрия фиброзного кольца и створчатого аппарата митрального клапана также различалась между

группами, однако в целом трехмерная структура была сохранена, что согласуется с данными литературы [21]. Увеличение размеров клапана в результате ишемического воздействия приводит к глобальному изменению геометрии, однако сохранение непланарности определяет рекомендуемую форму медицинских изделий для данной позиции — также непланарную. Данное замечание касается в большей мере колец и устройств для пластики МК, однако может быть применимо и для клапанов, в том числе, транскатетерных.

При сравнении основных геометрических характеристик с литературными данными очевидна валидность проведенного исследования. Количественные характеристики камер сердца — габариты и масса — соответствуют диапазонам значений, приведенных в аналогичных исследованиях для нормы и патологии. Так, межкомиссуральный и передне-задний диаметры по данным литературы составили 43,9–44,9 и 37,8–42,3 в случае ишемической МН, тогда как для нормы — 37,1 и 31,0, соответственно [22–27]. Важной характеристикой геометрии левого желудочка является толщина его стенок, определяющая массу и как следствие степень гипертрофии миокарда данной камеры. В работе Baltabaeva A, et al. исследования анатомии ЛЖ методом трансторакального ЭхоКГ было показано, что диапазон нормальных значений толщин стенок составляет 6,6–12,1 мм [28]. Полученные нами данные согласуются с работой этих авторов, что подтверждает валидность результатов.

Итогом настоящего исследования стала трехмерная компьютерная модель, созданная на основе полученных параметров геометрии ЛЖ, ЛП и митрального клапана, отражающая анатомию при рестриктивном типе МН (рис. 4).

Модель учитывает изменения, возникающие в “левом сердце” в результате развития данной патологии, и может быть использована в задачах проектирования, анализа и прогнозирования работы медицинских устройств, предназначенных для данной позиции.

Так, например (рис. 5), уже на этапе разработки концепта имплантируемого устройства (в данном случае — транскатетерного саморасправляющегося протеза митрального клапана) первоначальные недостатки конструкции — избыточная высота стоек, дефицит ячеек манжеты, неадекватное расположение фиксирующих элементов в желудочковой зоне — могут быть выявлены и устранены еще до реализации опытных образцов. В то же время, очевидно, что угол наклона части манжеты, прилегающий к зоне митрально-аортального контакта, соответствует анатомическим структурам, так же как и часть корпуса, примыкающая к фиброзному кольцу в подстворчатом пространстве. Такие испытания в модели *in silico* позволяют значительно ускорить и удешевить этап разработки устройств подобного типа.

Кроме того, на основе полученной компьютерной модели левых отделов сердца возможно создание полноразмерных макетов, тестовых систем и фантомов методами 3D-печати или отливки для отработки новых методик, оценки производительности и безопасности прототипов изделий. Такой подход широко применяют в интервенционной кардиологии при отработке доступов и испытаниях доставочных систем протезов или стентов.

Заключение

Исследование характеристик митрального клапана и левых отделов сердца методом трехмерной

трансторакальной и чреспищеводной эхокардиографии обеспечивает получение исходного комплекса данных, необходимых для создания трехмерных компьютерных моделей данной анатомической области в норме и при различных патологических состояниях. Такие модели могут быть использованы при разработке конструкций имплантируемых устройств, предварительных испытаниях медицинских изделий, а также в обучающих целях.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Российского научного фонда (грант 16-15-10315).

Литература

- Cribier A, Durand E, Elchaninoff H. Patient selection for TAVI in 2014: is it justified to treat low-or intermediate-risk patients? The cardiologist's view. *EuroIntervention* 2014; 10 (Suppl U): U16-21. doi: 10.4244/EIJV10SUA3.
- Kappetein AP, Osnabrugge RL, Head SJ. Patient selection for TAVI in 2014: is there a justification for treating low- or intermediate-risk patients? The surgeon's view. *EuroIntervention* 2014; 10 (Suppl U): U11-5. doi: 10.4244/EIJV10SUA2.
- Maisano F, Buzzatti N, Taramasso M, et al. Mitral transcatheter technologies. *Rambam Maimonides Med J*. 2013; 4 (3): e0015. doi:10.5041/RMMJ.10115.
- Zamorano JL, González-Gómez A, Lancellotti P. Mitral valve anatomy: implications for transcatheter mitral valve interventions. *EuroIntervention* 2014; 10 (Suppl U): U106-11. doi: 10.4244/EIJV10SUA15.
- Gonzalez-Gomez A, Fernandez-Santos S, Fernandez-Golfín C, et al. Mitral valve anatomy: pre-procedural screening and imaging techniques. *EuroIntervention* 2015; 11: 32-6. doi: 10.4244/EIJV11SWA8.
- Ramlawi B, Gammie JS. Mitral valve surgery: current minimally invasive and transcatheter options. *Methodist Debakey Cardiovasc J*. 2016; 12 (1): 20-26. doi: 10.14797/mdcj-12-1-20.
- Debonnaire P, Palmen M, Marsan NA, et al. Contemporary imaging of normal mitral valve anatomy and function. *Curr Opin Cardiol* 2012; 27: 455-64. doi: 10.1097/HCO.0b013e328354d7b5.
- Garbi M, Monaghan MJ. Quantitative mitral valve anatomy and pathology. *Echo Research and Practice* 2015; 2 (3): 63-72. doi: 10.1530/ERP-15-0008.
- Biaggi P, Jedrzkiewicz S, Gruner C, et al. Quantification of mitral valve anatomy by three-dimensional transesophageal echocardiography in mitral valve prolapse predicts surgical anatomy and the complexity of mitral valve repair. *J Am Soc Echocardiogr* 2012; 25: 758-65. doi: 10.1016/j.echo.2012.03.010.
- Foster GP, Isselbacher EM, Rose GA, et al. Accurate localization of mitral regurgitant defects using multiplane transesophageal echocardiography. *Ann Thorac Surg* 1998; 65: 1025-31. doi: http://dx.doi.org/10.1016/S0003-4975(98)00084-8.
- Omran AS, Arifi AA, Mohamed AA. Echocardiography of the mitral valve. *Journal of the Saudi Heart Association* 2010; 22 (3): 165-70. doi: 10.1016/j.jsha.2010.04.001.
- Ovcharenko E, Klyshnikov K, Yuzhalin A, et al. Modeling of transcatheter aortic valve replacement: patient specific vs general approaches based on finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine* 2016; 69:29-36. doi: 10.1016/j.combiomed.2015.12.001.
- Ovcharenko EA, Klyshnikov KU, Savrasov GV, et al. Predicting the outcomes of transcatheter aortic valve prosthesis implantation based on the finite element analysis and microcomputer tomography data. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2016; 8 (1): 82-92. Russian (Овчаренко Е.А., Клышников К.Ю., Саврасов Г.В. и др. Прогнозирование результатов имплантации транскатетерного протеза клапана аорты на основе метода конечных элементов и данных микрокомпьютерной томографии. *Современные технологии в медицине* 2016; 8 (1): 82-92). doi: http://dx.doi.org/10.17691/stm2016.8.1.11.
- Jassar AS, Brinster CJ, Vergnat M, et al. Quantitative mitral valve modeling using real-time three-dimensional echocardiography: technique and repeatability. *Ann Thorac Surg* 2011; 91 (1): 165-71. doi: 10.1016/j.athoracsur.2010.10.034.
- Pouch AM, Jackson BM, Lai E, et al. Modeling the myxomatous mitral valve with three-dimensional echocardiography. *Ann Thorac Surg* 2016; 102 (3): 703-10. doi: 10.1016/j.athoracsur.2016.05.087.
- Toma M, Bloodworth CH 4th, Einstein DR, et al. High-resolution subject-specific mitral valve imaging and modeling: experimental and computational methods. *Biomech Model Mechanobiol* 2016; 15 (6): 1619-30. doi: 10.1007/s10237-016-0786-1.
- Dolgov VV, Ovcharenko EA, Klyshnikov KY, et al. Automated method to analyze geometry and topology of mitral valve fibrous ring. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2016; 8 (2): 22-30. Russian (Долгов В.Ю., Овчаренко Е.А., Клышников К.Ю. и др. Автоматизированный метод анализа геометрии и топологии фиброзного кольца митрального клапана. *Современные технологии в медицине* 2016; 8 (2): 22-30). doi: 10.17692/stm2016.8.2.03.
- Ovcharenko EA, Klyshnikov KU, Vlad AR, et al. Computer-aided design of the human aortic root. *Comput Biol Med* 2014; 54: 109-15. doi: 10.1016/j.combiomed.2014.08.023.
- Cherniavsky AM, Razumakhin RA, Efendiev VU, et al. Remote results of surgical treatment of moderate ischemic mitral regurgitation in patients with normal left ventricle function. *Circulation Pathology and Cardiac Surgery* 2015; 19 (2): 63-71. Russian (Чернявский А.М., Разумахин Р.А., Эфендиев В.У. и др. Отдаленные результаты хирургического лечения умеренной ишемической митральной недостаточности у пациентов с сохраненной фракцией выброса левого желудочка. *Патология кровообращения и кардиохирургия* 2015; 19 (2): 63-71). http://journalmeshalkin.ru/index.php/heartjournal/article/view/225/225.
- Irvine T, Li X, Sahn D, et al. Assessment of mitral regurgitation. *Heart* 2002; 88 (4): 11-9. doi: 10.1136/heart.88.suppl_4.i11.
- Thériault-Lauzier P, Mylotte D, Dorfmeister M, et al. Quantitative multi-slice computed tomography assessment of the mitral valvular complex for transcatheter mitral valve interventions part 1: systematic measurement methodology and inter-observer variability. *EuroIntervention* 2016; 12 (8): 1011-20. doi: 10.4244/EIJY15M11_09.
- Maffessanti F, Gripari P, Pontone G, et al. Three-dimensional dynamic assessment of tricuspid and mitral annuli using cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013; 14 (10): 986-95. doi: 10.1093/ehjci/et004.
- Veronesi F, Corsi C, Sugeng L, et al. A study of functional anatomy of aortic mitral valve coupling using 3D matrix transesophageal echocardiography. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009; 2 (1): 24-31. doi: 10.1161/CIRCIMAGING.108.785907.
- Alkadi H, Desbiolles L, Stolzmann P, et al. Mitral annular shape, size, and motion in normals and in patients with cardiomyopathy: evaluation with computed tomography. *Invest Radiol* 2009; 44: 218-25. doi: 10.1097/RLI.0b013e3181994a73.
- Ormiston JA, Shah PM, Tei C, et al. Size and motion of the mitral valve annulus in man. I. A two-dimensional echocardiographic method and findings in normal subjects. *Circulation* 1981; 64: 113-20. doi: https://doi.org/10.1161/01.CIR.64.1.113.
- Flachskampf FA, Chandra S, Gaddipati A, et al. Analysis of shape and motion of the mitral annulus in subjects with and without cardiomyopathy by echocardiographic 3-dimensional reconstruction. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 (4): 277-87. doi: http://dx.doi.org/10.1067/mje.2000.103878.
- Rusted IE, Scheffley CH, Edwards JE. Studies of the mitral valve. I. Anatomic features of the normal mitral valve and associated structures. *Circulation* 1952; 6: 825-31. doi: https://doi.org/10.1161/01.CIR.6.6.825.
- Baltabaeva A, Marciniak M, Bijens B, et al. Regional left ventricular deformation and geometry analysis provides insights in myocardial remodeling in mild to moderate hypertension. *Eur J Echocardiogr* 2008; 9 (4): 501-8. doi: 10.1016/j.euje.2007.08.004.