



## ВВЕДЕНИЕ

Исследование биомеханических свойств тканей сердца является одной из наиболее актуальных задач в современной медицине и смежных с ней отраслях, так как позволяет моделировать механическое поведение миокарда. Данные, полученные при изучении упругости миокарда, будут использоваться в инженерных расчетах [1].

В настоящее время биомеханическое моделирование является удобным инструментом исследования биологических объектов. С его помощью создается виртуальный образ исходного объекта, который в свою очередь позволяет в дальнейшем исследовать модели с помощью реализуемых на компьютерах вычислительно-логических алгоритмов. Работа не с самим биологическим объектом, а с его виртуальной моделью, позволяет изучать свойства биологического объекта и его поведение в различных модельных ситуациях. Использование биомеханических моделей для исследования сложных биологических систем, например, таких как сердце, является весьма перспективной. Так как проведение натурального эксперимента на живых тканях приводит к их разрушению, а чаще всего к гибели и как следствие делает невозможным его дальнейшее изучение.

Создание биомеханической модели начинается с построения трехмерной геометрии исследуемого объекта. Современное медицинское диагностическое оборудование (компьютерная и магнитно-резонансная томография, ультразвуковые приборы) позволяет изучать морфологию на качественно новом уровне [2, 3, 4, 5]. Созданные трехмерные геометрические модели объектов, в основном, имеют простую геометрию и не учитывают реальную структуру ткани.

Однако построенный трехмерный объект не является самостоятельной биомеханической моделью. Для полной ее реализации необходимо задать механические параметры материала стенки и граничные условия, которые будут удовлетворять физиологическим процессам биологического объекта [6].

Распознавание избыточного давления в правом желудочке (ПЖ) сердца имеет решающее значение для жизни человека, поскольку это может означать наличие заболевания и привести к смерти. Считается, что дисфункция ПЖ влияет на работу левого желудочка (ЛЖ), но механизмы остаются мало изученными [7]. Функция ПЖ является основным фактором, определяющим симптоматику и исход при легочной гипертензии. Нормальный ПЖ – это тонкостенный генератор потока, способный выдерживать большие изменения венозного возврата, но не способный поддерживать выходной поток при быстром увеличении давления в легочной артерии [8].

Определение граничных условий – не менее важная задача в построении биомеханической модели исследуемого объекта. Для задания граничных условий используют результаты магнито-резонансной томографии, компьютерной томографии, ультразвукового исследования и др. [9, 10, 11, 12].

**Цель:**

Провести биомеханический анализ тканей правого желудочка.

**Задачи:**

1. Изучить «нормальную» и патологическую анатомию правого желудочка сердца.
2. Изучить морфологические параметры правого желудочка сердца.
3. Провести натурный эксперимент методом одноосного растяжения образцов тканей правого желудочка сердца.
4. Рассчитать модуль Юнга для тканей правого желудочка сердца.
5. Построить 3D модель правого желудочка сердца.
6. Провести конечно-элементное моделирование.
7. Провести анализ результатов.

**Во введении** описывается важность и актуальность проблемы ПЖ.

Сформулированы цели и задачи исследования. Целью работы является проведение биомеханического анализа напряженно-деформированного состояния стенок ПЖ.

Для достижения цели поставлены и решены следующие задачи:

1. Рассмотрена анатомия сердца человека.
2. Рассмотрена патологическая анатомия сердца человека.
3. Проведено 3D моделирование правого желудочка сердца.
4. Проведено конечно-элементное моделирование.
5. Проведен анализ результатов.

**Структура и объем работы.** Выпускная квалификационная работа состоит из введения, пяти глав, заключения, списка использованных источников и содержит 40 страниц. Список использованных источников включает 29 наименования.

**Основное содержание работы.**

**В первой главе** рассматривается медицинская постановка задачи – анатомия и патологическая анатомия ПЖ.

**Во второй главе** работы проведен натурный эксперимент. В правом желудочке было выделено несколько участков, из которых были подготовлены образцы для экспериментов, а именно: нижняя, средняя и верхняя трети передней стенки, аналогично для задней стенки и межжелудочковой перегородки (МЖП). По данным эксперимента построены графики зависимости напряжения от деформации для участков тканей передней стенки, МЖП, задней стенки правого желудочка сердца, а также усредненные графики их значений. Определены значения модуля Юнга и вычислены значения погрешностей. Результаты натурального эксперимента применены при конечно-элементном моделировании.

**В третьей главе** проведено построение 3D моделей правого желудочка сердца, жидкости, содержащиеся в них и модели ПЖ с помощью системы

автоматизированного проектирования SolidWorks [13]. Построение проводилось поэтапно:

- Построение модели правого желудочка сердца.
  - Построение стенок правого желудочка.
  - Создание жидкости в полости правого желудочка.

**В четвертой главе** описывается математическая постановка задачи.

Численный эксперимент был проведен в расчетном комплексе Ansys workbench, который позволяет решать широкий класс задач механики сплошной среды.

Движение стенки описывалось в виде:

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} = (\lambda + \mu) \text{grad } \theta + \mu \Delta \vec{u},$$

где  $\rho$  – плотность стенки,  $\vec{u}(u, v, w)$  – вектор перемещения,  $\lambda, \mu$  – коэффициенты Ламе,  $\theta$  – объемное расширение.

Движение стенки в нестационарном случае описывается вторым законом Ньютона в виде:

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \sigma \nabla \vec{u} = \vec{F}$$

где  $\vec{F}$  – вектор внешних сил,  $\vec{u}_1(u_1, v_1, w_1)$  – вектор перемещения,  $\sigma$  – матрица жесткости материала стенки,  $\rho$  – плотность стенки. Учитывая, что деформации стенки вследствие действия на них крови могут быть большими, для записи деформаций используется тензор Грина:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right)$$

где  $\varepsilon_{ij}$  – компоненты тензора деформации,  $u_i, u_j, u_k$  – компоненты вектора перемещений стенки,  $i, j, k=1, 2, 3$ .

Материал стенки ПЖ предполагается однородным, изотропным, и идеально-упругим с параметрами:  $\rho = 850$  (кг/м<sup>3</sup>), модуль Юнга 0.025 (МПа), коэффициент Пуассона 0,49.

В качестве граничных условий предполагалось, что узлы, принадлежащие элементам зоны торцовых поверхностей ПЖ, жестко закреплены то есть наложено ограничение по степеням свободы  $U_X=0$ ,  $U_Y=0$ ,  $U_Z=0$ .

В пятой главе описываются результаты проведенной работы. В результате численного эксперимента были получены картины распределения значений гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния тканей ПЖ.

В результате численного эксперимента были получены картины распределения значений напряженно-деформированного состояния тканей стенки ПЖ. Результаты представлены в таблицах 1, 2 и на рисунках 1-2.

Таблица 1 – Максимальные значения деформации

Момент времени	Деформация
0,25	0,883
0,5	2,845
1	6,562

Для наглядности представим картины распределения деформации (рисунок 1, а, б, в).

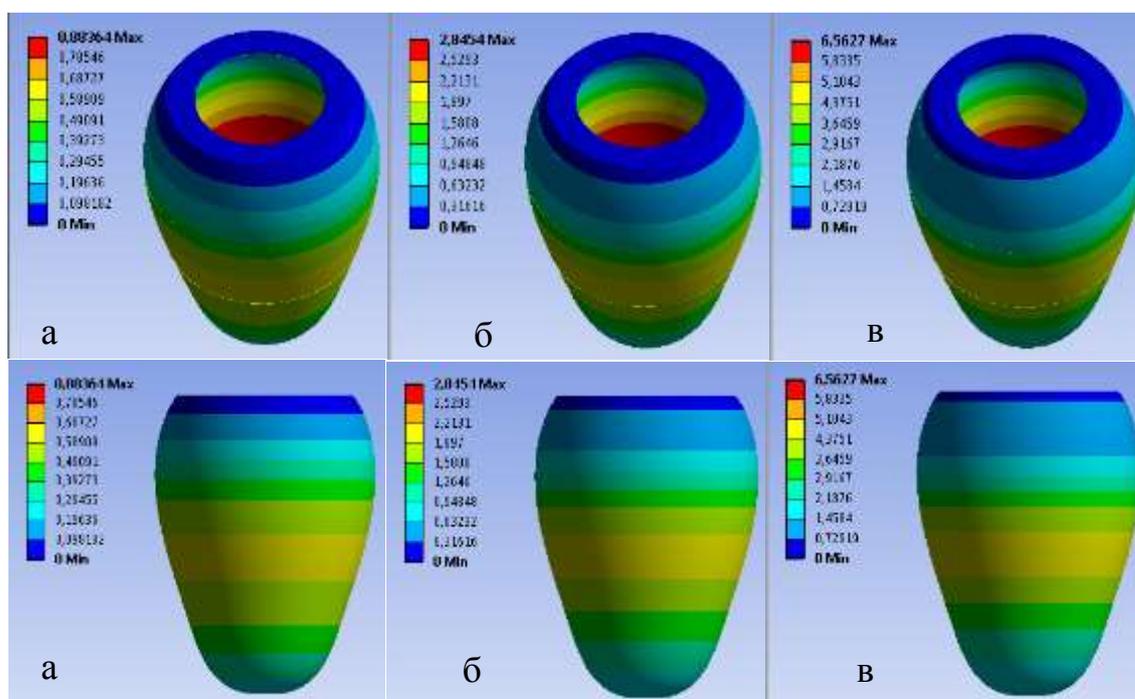


Рисунок 1 – Распределение значений деформаций для модели стенки ПЖ в момент времени: а) 0,25с б) 0,5с в) 1с

Таблица 2 – Максимальные значения эквивалентных напряжений, МПа

Момент времени	Максимальные значения эквивалентных напряжений (МПа)	
	в переходной зоне от средней к нижней трети модели ПЖ	в зоне клапанного аппарата
0,25	0,0056	0,0051
0,5	0,0173	0,0155
1	0,0426	0,0382

Для наглядности представим картины распределения напряжения (рисунок 2, а, б, в).

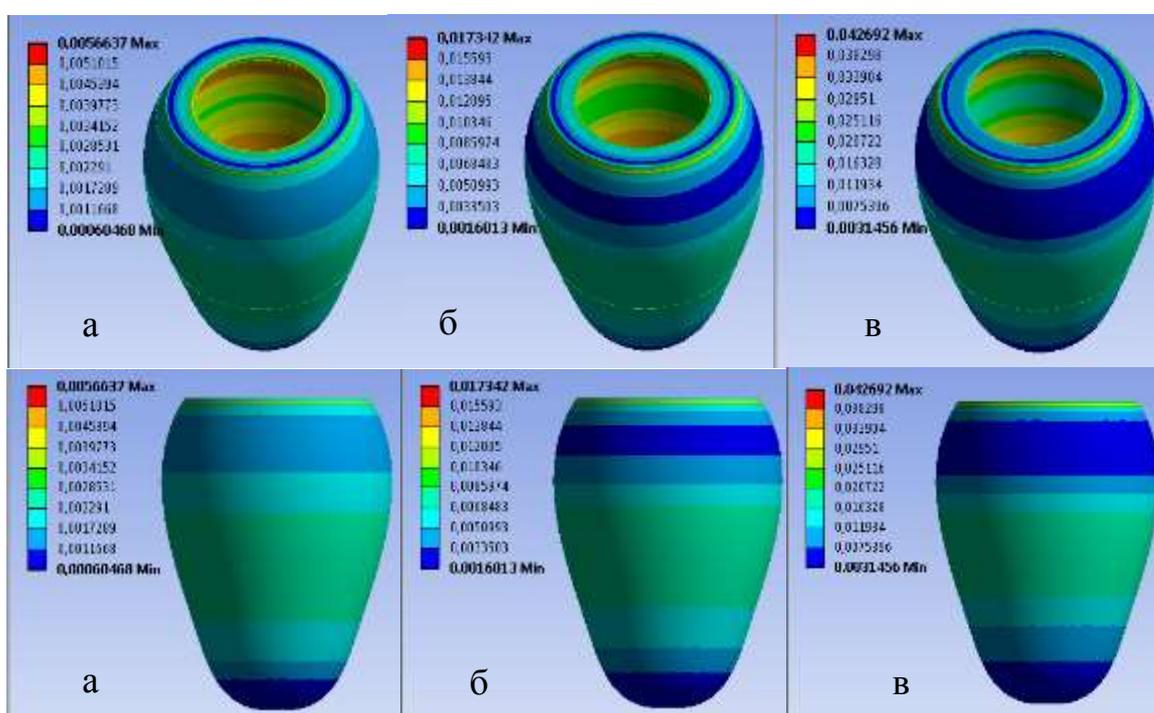


Рисунок 2 – Распределение значений напряжений для модели стенки ПЖ в момент времени: а) 0,25с б) 0,5с в) 1с

В ходе анализа, было выявлено, что локализация максимальных деформаций находится в средней части стенки, что обусловлено приложением максимальной нагрузки.

Максимальные значения эквивалентных напряжений наблюдаются в переходной зоне от средней к нижней трети модели ПЖ. Кроме того, выявлена вторая зона наибольших значений эквивалентных напряжений в области клапанного аппарата, которая формируется за счет жесткой заделки клапанного аппарата.

## **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В ходе работы были изучены вопросы, касающиеся анатомических и морфологических характеристик правого желудочка сердца, патологии и физиологических особенностей правого желудочка сердца.

Проведен натурный эксперимент по исследованию механических параметров тканей стенок ПЖ. Построены графики зависимости напряжение-деформация и определены значения модуля Юнга. Вычислены собственные значения модуля Юнга. Определена погрешность вычисления. Построена модель правого желудочка, с использованием которой проведено конечно-элементное моделирование. Проведен анализ результатов.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- 1 Изаков, В.Я. Введение в биомеханику пассивного миокарда / В.Я. Изаков, В.С. Мархасин, Г.П. Ясников. М.: Наука, 2000. 2008 с.
- 2 Carreras, F. Left ventricular torsion and longitudinal shortening: two fundamental components of myocardial mechanics assessed by tagged cine-MRI in normal subjects / F. Carreras, J. Garcia-Barnes, D. Gil, S. Pujadas et. al. // Int. J. Cardiovasc. Imaging. – 2010. –Vol.16. – P.1–12.
- 3 Chnafa, C. MRI-based simulation of the left heart flow: application to a healthy heart / C. Chnafa, S. Mendez, M. Chau, R. Moreno et. al. // Journal of Biomechanics. – 2012. – Vol. 45, № 1. – P. 149.
- 4 Chuang, J.S. Determination of three-dimensional ventricular strain distributions in gene-targeted mice using tagged MRI / J.S. Chuang, A. Zemljic-Harpf, R.A. Ross, L.R. Frank, A.D. McCulloch, J.H. Omens // Magnetic Resonance in Medicine. – 2010. – Vol. 64. – P. 1281– 1288.
- 5 Dorri, P.F. A finite element model of the human left ventricular systole / P.F. Dorri, Niederer, P. P. Lunkenheimer // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2006. – Vol. 9, №5. –P. 319-341.
- 6 Carreras, F. Left ventricular torsion and longitudinal shortening: two fundamental components of myocardial mechanics assessed by tagged cine-MRI in normal subjects / F. Carreras, J. Garcia-Barnes, D. Gil, S. Pujadas et. al. // Int. J. Cardiovasc. Imaging. – 2010. –Vol.16. – P.1–12.
- 7 Bi-ventricular finite element model of right ventricle overload in the healthy rat heart. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27885998> (дата обращения: 17.10.18)
- 8 Biomechanics of the right ventricle in health and disease (2013 Grover Conference series). – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25621153> (дата обращения: 08.10.18)

- 9 Bansoda, P. Segmentation of left ventricle in short-axis echocardiographic sequences by weighted radial edge filtering and adaptive recovery of dropout regions / P. Bansoda, U.B. Desai, S.N. Merchant, N. Burkuleb // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2011. – Vol. 14, № 7. – P. 603–613.
- 10 Chnafa, C. MRI-based simulation of the left heart flow: application to a healthy heart / C. Chnafa, S. Mendez, M. Chau, R. Moreno et. al. // *Journal of Biomechanics*. – 2012. – Vol. 45, № 1. – P. 149.
- 11 Chou, Wen-Shou. Automatically detecting endocardium and epicardium of left ventricle by digital image processing for 2-D echocardiography / Wen-Shou Chou, Chung-Ming Wu, Yung-Chang Chen, Kai-Sheng Hsieh // *Journal of the Chinese Institute of Engineers*. – 1989. – Vol. 12, № 6. – P. 763–769.
- 12 Poelmann, R.E. The development of the heart and microcirculation: role of shear stress / R.E. Poelmann, A.C. Gittenberger-de Groot, B.P. Hierck // *Med Biol Eng Comput*. – 2008. – Vol. 46. – P. 479–484.
- 13 Биомеханика левого желудочка сердца с постинфарктными аневризмами: диссертация кандидата физико-математических наук: 01.02.08 / Голядкина Анастасия Александровна; [Место защиты: Саратовский государственный университет]. - Саратов, 2013. - 138 с.: ил. Биомеханика 61 15-1/281.