

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра математической теории
упругости и биомеханики

**КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ГЕМОДИНАМИКИ ЛЕВОГО
ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

студента 2 курса 237 группы

направления 01.04.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Родионова Егора Александровича

Научный руководитель
к.ф.-м.н., доцент

подпись, дата

А.А. Голядкина

Зав. кафедрой
д.ф.-м.н., профессор

подпись, дата

Л.Ю. Коссович

Саратов 2019

Введение

Актуальность исследования. Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) являются основной причиной смерти людей различного возраста и пола во всем мире [1]. По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) только в 2016 году от ССЗ умерло в общей сложности 15 миллионов человек. По прогнозам ВОЗ в 2030 году от болезней сердца и инсульта погибнет около 20,3 миллионов человек.

Сердце – главный орган сердечно-сосудистой системы, выполняющий функцию насоса, благодаря чему и осуществляется циркуляция крови в организме, а так же доставка кислорода, питательных веществ к органам и тканям и их освобождение от продуктов обмена и углекислого газа. Сердце состоит из 4 камер: 2 предсердия и 2 желудочка. Самой важной камерой сердца является левый желудочек (ЛЖ). Именно с него начинается большой круг кровообращения в организме человека.

Существуют различные заболевания сердца, например: ишемические поражения, клапанные пороки (врожденные или приобретенные), поражения коронарных сосудов, патологические изменения. Среди заболеваний ЛЖ стоит отметить такие, как: дисфункция ЛЖ обусловленная различными патологическими состояниями, левожелудочковая гипертрофия, ишемическая болезнь сердца.

Единственным действенным методом лечения выше перечисленных патологических состояний ЛЖ является хирургическое реконструктивное вмешательство. В настоящее время вариантов лечения достаточно много, это и выбор метода техники и имплантата. И перед врачом ежедневно встает выбор персонифицированного варианта хирургического лечения. Для разработки корректных и действенных методов хирургического лечения данных заболеваний, современные исследователи применяют методы биомеханического моделирования [2-5].

Таким образом, актуальным является создание 3D модели левого желудочка сердца, которая будет наиболее приближена к анатомии объекта

исследования. 3D модель будет являться виртуальной моделью, которая позволит вносить в нее различные дополнения и модификации. Создание такой модели позволит проводить биомеханический анализ различных патологических состояний тканей ЛЖ и вариантов хирургического реконструктивного лечения.

Целью работы является биомеханическое моделирование левого желудочка сердца. Для достижения поставленной цели были поставлены и решены следующие **задачи**:

1. Изучить анатомию и физиологию сердца человека.
2. Изучить строение миокарда левого желудочка сердца.
3. Изучить патологическую анатомию левого желудочка сердца.
4. Провести 3D моделирование левого желудочка сердца.
5. Провести конечно-элементное моделирование.
6. Провести анализ результатов.

Структура и объем работы. Данная магистерская работа состоит из введения, четырех разделов, заключения и списка использованных источников. Содержит 52 страницы, 45 рисунков. Список использованных источников включает 36 наименований.

Раздел 1. Медицинская постановка задачи.

Раздел 2. 3D Моделирование левого желудочка сердца.

Раздел 3. Математическая постановка задачи.

Раздел 4. Результаты.

Научная новизна работы заключается в создании 3D модели стенки ЛЖ, которая состоит из соединительного слоя и 3 слоев миокардиальных волокон: внутренний, средний и внешний, что позволяет рассматривать данную модель стенки близкую к анатомо-физиологическим условиям.

Практическая значимость работы состоит в возможности использования 3D виртуальных моделей в сердечно-сосудистой хирургии на этапе планирования лечащим врачом хирургического реконструктивного лечения.

В работе проведено построение 3D моделей ЛЖ и конечно-элементное моделирование систолической и диастолической фаз сердечного цикла.

Основное содержание работы

Во введении описывается актуальность темы исследования, сформулированы цель и задачи, указана научная новизна и практическая значимость исследования.

В первой главе рассматривается медицинская постановка задачи – нормальная патологическая анатомия, физиология сердца и ЛЖ, а так же методы хирургического лечения.

Во второй главе работы проведено построение 3D моделей левого желудочка сердца для моделирования диастолической и систолической фаз сердечного цикла (СЦ) с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks [6]. Построение модели для диастолической фазы СЦ проводилось поэтапно:

- Построение внутренней части соединительного слоя миокарда левого желудочка и внутреннего слоя волокон.
- Создание средней части соединительного слоя миокарда левого желудочка и среднего слоя волокон.
- Построение внешней части соединительного слоя миокарда левого желудочка и внешнего слоя волокон.
- Создание общей модели миокарда левого желудочка.
- Разбиение общей модели миокарда левого желудочка.

Модель ЛЖ для систолической фазы СЦ была построена на основании предыдущей модели. Построение модели проводилось поэтапно:

- Построение внешней части стенки аорты.
- Создание внутренней части стенки аорты.
- Построение митрального клапана.
- Построение жидкости в полости левого желудочка и аорты.
- Создание общей модели левого желудочка.

В третьей главе описывается математическая постановка задач. Построенные модели были импортированы в расчетный комплекс ANSYS

Workbench [7]. При решении задачи для диастолической фазы СЦ, так как модель миокарда ЛЖ полностью симметричная, для простоты расчетов рассмотрена только 1/4 часть модели. В случае задачи для систолической фазы СЦ решена связанная упруго-гидродинамическая задача.

Материал эпикарда, миокарда, эндокарда ЛЖ и волокон предполагался однородным, изотропным и идеально-упругим. Движение стенки описывалось в виде

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

где ρ – плотность стенки, $\vec{u}(u, v, w)$ – вектор перемещения, \vec{F} – вектор объемных сил, $\lambda = \frac{\nu \cdot E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$, $\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$ – коэффициенты Ламе, θ – объемное расширение.

Материалы, использованные в задаче для диастолической фазы СЦ, имеют параметры:

- соединительный слой (миокард) – плотность $\rho_1 = 850$ (кг/м³), модуль Юнга $4 \cdot 10^6$ (Па), коэффициент Пуассона 0.49;
- волокна – плотность $\rho_2 = 900$ (кг/м³), модуль Юнга $4,5 \cdot 10^6$ (Па), коэффициент Пуассона 0.49.

Материалы, использованные в задаче для систолической фазы СЦ, имеют параметры:

- эпикард – плотность $\rho_3 = 1000$ (кг/м³), модуль Юнга 10^7 (Па), коэффициент Пуассона 0.49;
- миокард – плотность $\rho_4 = 850$ (кг/м³), модуль Юнга $4 \cdot 10^6$ (Па), коэффициент Пуассона 0.49;
- эндокард – плотность $\rho_5 = 900$ (кг/м³), модуль Юнга $6 \cdot 10^6$ (Па), коэффициент Пуассона 0.49.

Движение крови описывается системой уравнений Навье-Стокса:

$$\begin{cases} \rho_6 \frac{\partial \vec{u}_1}{\partial t} - \nabla \cdot [-pI + \eta(\nabla \vec{u}_1 + (\nabla \vec{u}_1)^T)] + \rho_6(\vec{u}_1 \cdot \nabla)\vec{u}_1 = 0, \\ -\nabla \vec{u}_1 = 0, \end{cases}$$

где $\vec{u}_1(u_1, v_1, w_1)$ – вектор скорости крови, p – давление крови, I – единичная матрица, ρ_6 – плотность жидкости, η – динамический коэффициент вязкости жидкости.

Кровь предполагалась однородной, несжимаемой ньютоновской жидкостью с заданной динамической вязкостью $\eta = 0,0038$ (Па·с) и плотностью $\rho_6 = 1050$ (кг/м³).

В качестве граничных условий задачи для диастолической и систолической фаз СЦ предполагалось, что узлы, принадлежащие элементам зоны торцевой поверхности модели миокарда ЛЖ и аорты, жестко закреплены, т.е. наложено ограничение по степеням свободы $UX=0, UY=0, UZ=0$.

При моделировании диастолической фазы СЦ в качестве начальных условий было приложено давление по зонам. К зоне «В» было приложено давление в 10000 Па, «С» – 15000 Па, «D» – 20000 Па (рисунок 1,а).

При моделировании систолической фазы СЦ, как и в предыдущем случае было приложено давление по зонам. К зоне «В» было приложено давление в 10000 Па, «С» – 15000 Па, «D» – 20000 Па (рисунок 1,б).

Для исключения избыточных напряжений в зоне торцевых поверхностей моделей ЛЖ к зоне между жесткой заделкой и зоной «В» давление не прикладывалось.

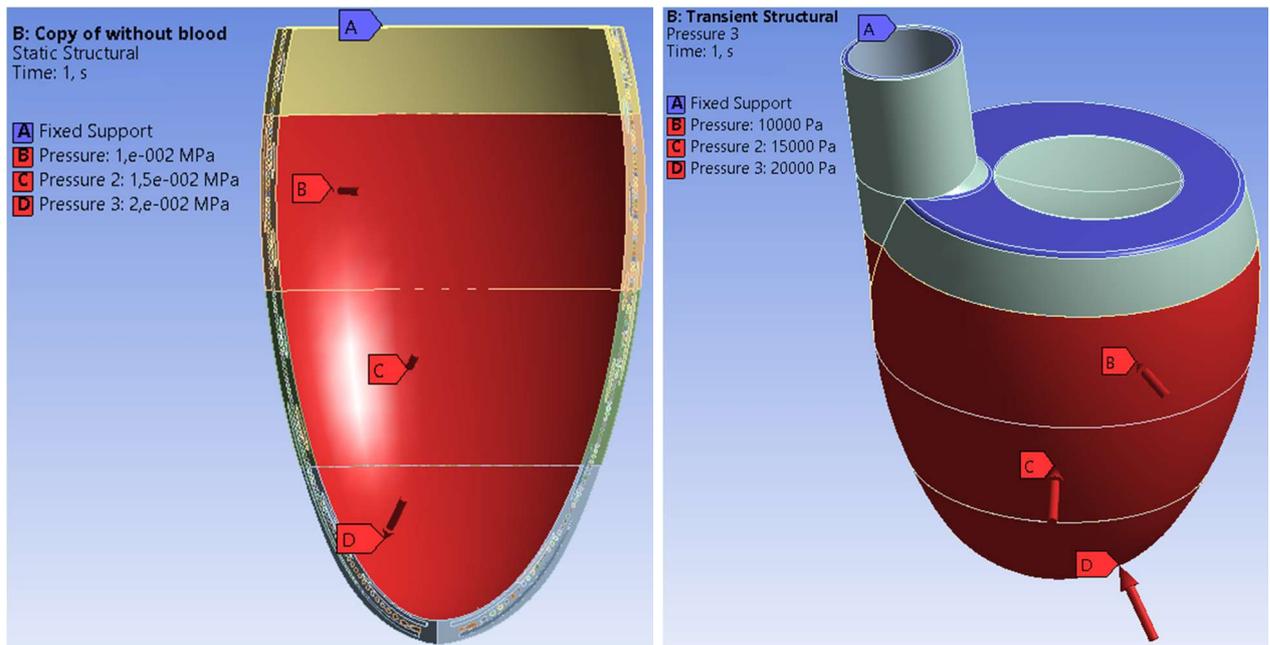


Рисунок 1 – Граничные и начальные условия моделей: а) для диастолической фазы СЦ, б) для систолической фазы СЦ

В четвертой главе описываются результаты проведенной работы.

При моделировании диастолической фазы СЦ были получены картины распределения значений напряжения, деформации и перемещений как в модели ЛЖ в целом так и по каждому слою миокардиального волокна. Выявлено, что максимальные значения НДС сосредоточены в среднем слое миокардиальных волокон (рисунок 2). Это обусловлено физиологической особенностью миокарда [5,8]. Исходя из вышеизложенного можно заключить, что при биомеханическом моделировании диастолической фазы СЦ целесообразно рассматривать миокард ЛЖ как неоднородную структуру путем внедрения разнонаправленных волокон.

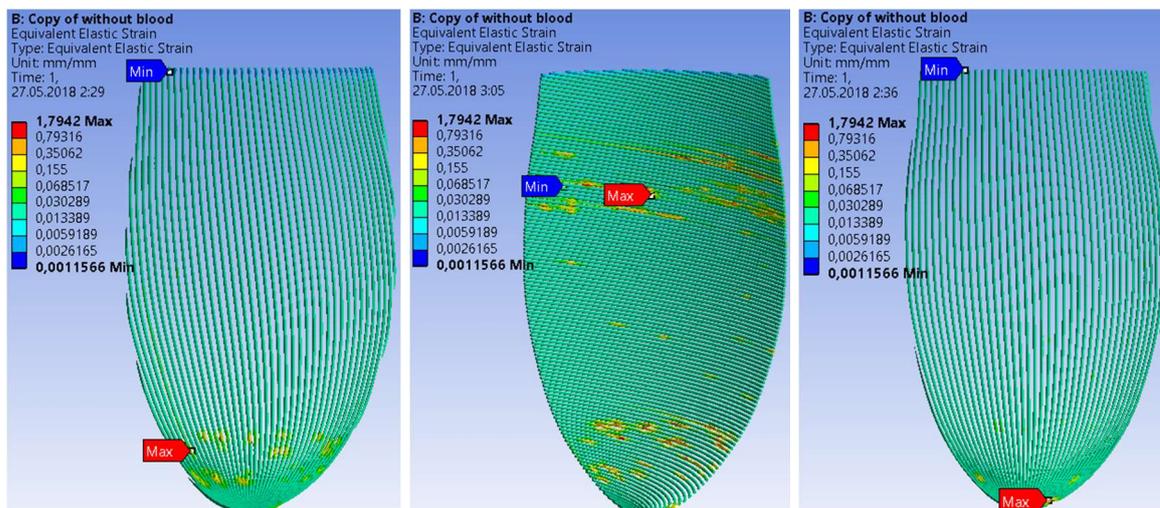


Рисунок 2 – Распределение значений деформации в: а) внутреннем слое волокон, б) среднем слое волокон, в) внешнем слое волокон

При моделировании систолической фазы СЦ была проведена оценка гемодинамики ЛЖ с учетом напряженно-деформированного состояния его стенки. Выявлена зона максимальных значений давления – верхняя треть полости ЛЖ (зона митрального клапана). Распределение значений векторов скорости тока крови носит ламинарный характер, с характерным закрученным потоком в средней трети полости ЛЖ (рисунок 3).

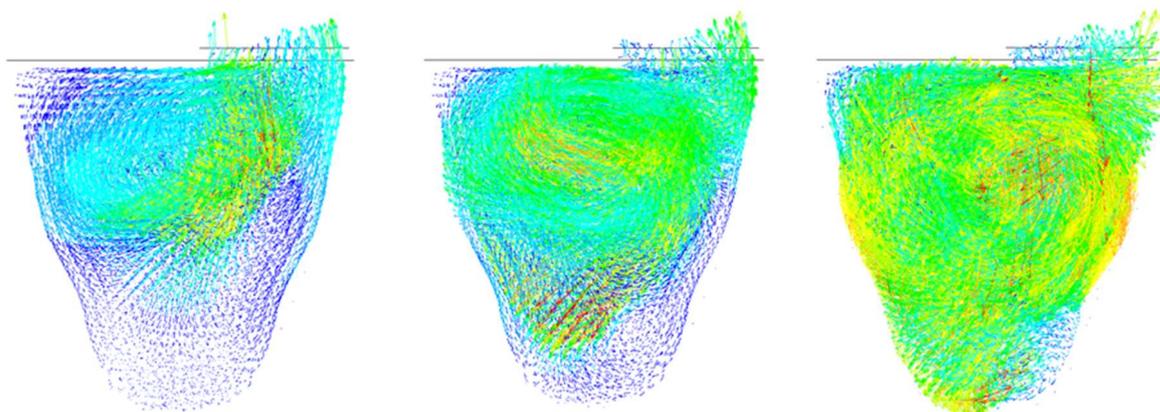


Рисунок 3 – Вектора скорости потока в полости ЛЖ в систолическую фазу СЦ

Заключение

По проделанной работе можно сделать следующие выводы:

1. Все поставленные задачи выполнены в полном объеме.
2. Созданы 3D виртуальные модели ЛЖ, которые позволяют вносить в них различные дополнения и модификации.
3. 3D модель стенки ЛЖ, для конечно-элементного моделирования диастолической фазы СЦ, состоит из соединительного слоя и 3 слоев миокардиальных волокон: внутренний, средний и внешний, что позволяет рассматривать данную модель стенки близкую к анатомо-физиологическим условиям [5, 8, 9].
4. Использование созданных виртуальных моделей ЛЖ в сердечно-сосудистой хирургии, на стадии предоперационного планирования, позволит проводить оценку вариантов хирургического реконструктивного лечения для конкретного пациента.

Список использованных источников

- 1 Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс]: [сайт]. - URL: <http://www.who.int/> ru (дата обращения: 08.05.2018). - Загл. с экрана. - Яз. рус.
- 2 Автоматизированный комплекс построения персонифицированной аналитической модели левого желудочка сердца / А. Е. Бажутина [и др.] // Современные проблемы математики и ее приложений: статья в сборнике трудов конференции. - Екатеринбург : Издательство Институт математики и механики УрО РАН им. Н.Н. Красовского, 2016. - С. 220-228.
- 3 Бескровный, А. С. Моделирование желудочков сердца на основе данных компьютерной томографии / А. С. Бескровный, А. А. Голядкина, Н. О. Челнокова // Практическая биомеханика: материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием, посвященной 100-летию физико-математического образования в

- Саратовском государственном университете / Под ред. проф. Л. Ю. Коссовича. - Саратов : Издательство Амирит, 2017. - С. 30-32.
- 4 Титова, М. В. Разработка имитационной модели сократительной функции сердца в среде Autodesk Maya / М. В. Титова, Т. Н. Томчинская // *ГрафиКон – 2018: Материалы докладов XXVIII международной конференции по компьютерной графике и машинному зрению.* - Томск : Издательство Институт прикладной математики имени М.В. Келдыша РАН, 2018. - С. 500–504.
 - 5 Соловьева, О. Э. Персонафицированные биомеханические модели в кардиологии / О. Э. Соловьева // *Биомеханика – 2018: Материалы докладов XIII Всероссийской (с международным участием) конференции.* - Ростов-на-Дону : Издательство Южного федерального университета, 2018. - 85 с.
 - 6 Практическое применение системы автоматизированного проектирования Solidworks : учеб. пособие для студентов естественных дисциплин / А. А. Голядкина [и др.]. - Саратов : Издательский центр Наука, 2011. - 148 с.
 - 7 Практические задания по применению пакета Ansys Mechanical APDL к задачам биомеханики сердечно-сосудистой системы: учебно-методическое пособие для студентов естественно-научных дисциплин / А. А. Голядкина [и др.]. - Саратов : Буква, 2015. - 56 с.
 - 8 Morphology and biomechanics of human heart / N.O. Chelnokova [et al.] // *Progress in biomedical optics and imaging-proceedings of spie.* - 2016. DOI: 10.1117/12.2208423.
 - 9 Синельников, Р. Д. Атлас анатомии человека : учебное пособие : в 4 т. / Р. Д. Синельников, Я. Р. Синельников. М. : Медицина, 1996. - Т. 2. - 232 с.