

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра математической теории
упругости и биомеханики

**КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ
ТРАНСМИОКАРДИАЛЬНОЙ ЛАЗЕРНОЙ РЕВАСКУЛЯРИЗАЦИИ
МИОКАРДА**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 431 группы
направления 01.03.03 – Механика и математическое моделирование
механико-математического факультета

Родионова Егора Александровича

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



подпись, дата

А.А. Голядкина

Зав. кафедрой
д.ф.-м.н., профессор



подпись, дата

Л.Ю. Коссович

Саратов 2017

Введение

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) занимает ведущее место среди причин инвалидизации и смерти людей трудоспособного возраста во всем мире. По данным Всемирной Организации здравоохранения данное заболевание является причиной смерти более 7 миллионов людей каждый год и предполагается, что к 2020 году этот показатель может увеличиться вдвое [1]. Поиск наилучшего метода лечения этой болезни является актуальным в наше время.

ИБС характеризуется тем, что у человека абсолютно или относительно нарушается кровоснабжение миокарда – сердечной мышцы вследствие поражения коронарных артерий [2].

Если лекарственная терапия оказывается безрезультатной, актуальным становится вопрос хирургического вмешательства, целью которого является восстановление должного кровообращения в сердечной мышце. Одной из наиболее популярных и эффективных операций считается реваскуляризация миокарда [3], которая может выполняться несколькими методами:

1. Коронарная (прямая) реваскуляризация миокарда.
2. Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация миокарда (ТМЛР).
3. Стентирование коронарных артерий.

Для рационализации хирургического лечения при ИБС современные исследователи применяют методы биомеханического моделирования [4,5].

В работе проведено конечно-элементное моделирование левого желудочка (ЛЖ) сердца человека в норме, при наличии атеросклеротической бляшки (АБ) в устье коронарной артерии (КА) и после проведения трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда, а так же проведен анализ поставленных задач.

Во введении описывается важность и актуальность проблемы ИБС. Сформулированы цель и задачи исследования. Целью работы является проведение анализа гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния стенок коронарной артерии и левого желудочка сердца после трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда. Для достижения цели были поставлены и решены следующие задачи:

1. Рассмотреть анатомию сердца человека и коронарных артерий.
2. Рассмотреть патологическую анатомию сердца человека и коронарных артерий.
3. Провести 3D моделирование левого желудочка сердца, коронарной артерии и атеросклеротической бляшки.
4. Провести конечно-элементное моделирование.
5. Провести анализ результатов.

Структура и объём работы. Выпускная квалификационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка использованных источников и содержит 45 страниц. Список использованных источников включает 22 наименования.

Основное содержание работы

В первой главе рассматривается медицинская постановка задачи – анатомия и патологическая анатомия ЛЖ и КА, и метод хирургического лечения.

Во второй главе работы проведено построение 3D моделей левого желудочка сердца, коронарной артерии, жидкости, содержащихся в них, и модели атеросклеротической бляшки с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks [6]. Построение проводилось поэтапно:

- Построение модели левого желудочка сердца.
 - Построение стенок левого желудочка.
 - Создание жидкости в полости левого желудочка.
- Создание модели коронарной артерии сердца.
 - Создание «скелета» стенки модели коронарной артерии.

- Построение выреза коронарной артерии на модели левого желудочка.
- Создание модели коронарной артерии и жидкости в ней.
- Построение каналов в стенке левого желудочка сердца.
- Построение модели атеросклеротической бляшки.
 - Построение эскиза атеросклеротической бляшки.
 - Создание жидкости в устье артерии с атеросклеротической бляшкой.

В третьей главе описывается математическая постановка задачи. Построенные модели были импортированы в расчетный комплекс ANSYS Workbench [7]. Для численного анализа задач были решены связанные упруго-гидродинамические задачи.

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

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

где $\vec{F}$ – вектор внешних сил, $\vec{u}(u, v, w)$ – вектор перемещения, c – матрица жесткости материала стенки, ρ – 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 ε_{ij} – компоненты тензора деформации, u_i, u_j, u_k – компоненты вектора перемещений стенки, $i, j, k = 1, 3$.

Материал стенки ЛЖ предполагался однородным, изотропным и идеально-упругим с параметрами: плотность $\rho_1 = 850$ (кг/м³), модуль Юнга $4 \cdot 10^6$ (Па) и коэффициент Пуассона 0.49, материал артерии имеет параметры: плотность $\rho_2 = 1350$ (кг/м³), модуль Юнга $5 \cdot 10^6$ (Па) и коэффициент

Пуассона 0.49, материал атеросклеротической бляшки имеет параметры: плотность $\rho_3 = 1500$ (кг/м³), модуль Юнга $5 \cdot 10^7$ (Па) и коэффициент Пуассона 0.49.

Движение крови описывается системой уравнений Навье-Стокса:

$$\begin{cases} \rho_4 \frac{\partial \vec{u}_1}{\partial t} - \nabla \cdot \left[-pI + \eta \left(\nabla \vec{u}_1 + (\nabla \vec{u}_1)^T \right) \right] + \rho_4 (\vec{u}_1 \cdot \nabla) \vec{u}_1 = 0, \\ -\nabla \vec{u}_1 = 0, \end{cases}$$

где $\vec{u}_1(u_1, v_1, w_1)$ – вектор скорости крови, p – давление крови, I – единичная матрица, ρ_4 – плотность жидкости, η – динамический коэффициент вязкости жидкости.

Кровь предполагалась однородной, несжимаемой ньютоновской жидкостью с заданной динамической вязкостью $\eta = 0,0037$ (Па·с) и плотностью $\rho_4 = 1050$ (кг/м³).

На модель ЛЖ была наложена регулярная гексаэдрическая конечно-элементная сетка. На модели КА и АВ была наложена нерегулярная тетраэдрическая конечно-элементная сетка. На модель жидкости была наложена регулярная гексаэдрическая конечно-элементная сетка.

В качестве граничных условий предполагалось, что узлы, принадлежащие элементам зоны торцевых поверхностей ЛЖ и КА, жестко закреплены, т.е. наложено ограничение по степеням свободы $UX=0$, $UY=0$, $UZ=0$.

На жидкость в ЛЖ и КА было приложено давление функцией по времени (Рисунок 1, 2).

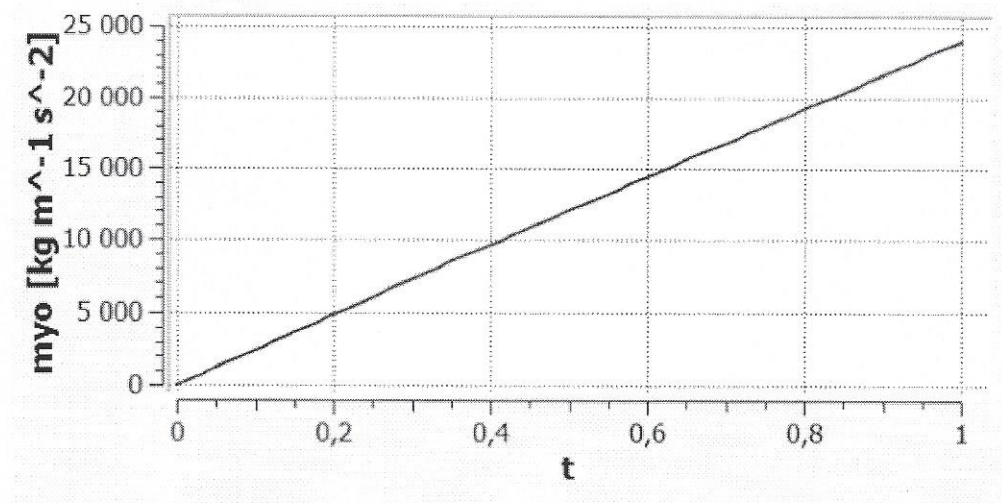


Рисунок 1 – График функции давления на жидкость ЛЖ.

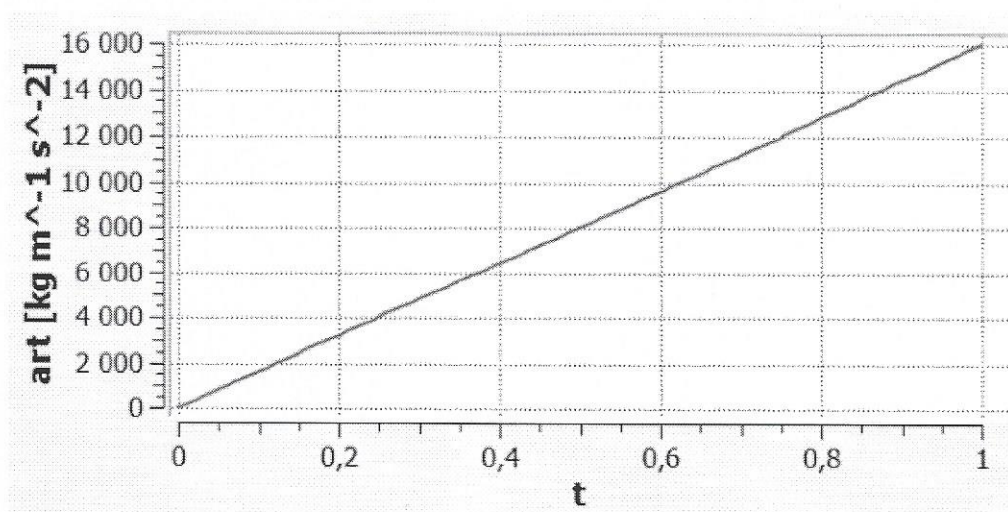


Рисунок 2 – График функции давления на жидкость в КА.

Далее были решены 3 задачи:

1. Биомеханическое моделирование ЛЖ и КА без патологии
2. Биомеханическое моделирование ЛЖ и КА при наличии атеросклеротической бляшки в устье коронарной артерии.
3. Биомеханическое моделирование ЛЖ и КА после проведения ТМЛР.

В четвертой главе описываются результаты проведенной работы. В результате численного эксперимента были получены картины распределения значений гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния тканей ЛЖ, КА и АВ.

Анализ результатов позволил выявить, что в модели КА без патологии максимальное значение давления ($2.949 \cdot 10^4$ Па) в КА достигается в апексе бифуркации, минимальное – в дистальных зонах ветвей КА.

При наличии АБ максимальное значение давления ($2.4 \cdot 10^4$ Па) наблюдается в устье КА. Затем происходит снижение давления и в месте сужения потока крови, где находится АБ, достигается минимальное значение давления крови. Из-за поражения коронарной артерии атеросклеротической бляшкой произошло падение давления в дистальных ветвях до 100 Па.

Распределение значений векторов скорости тока крови в модели КА без патологии носит равномерный характер, максимальные значения (8,5 м/с) наблюдаются в дистальных зонах ветвей КА.

При наличии АБ минимальные значения векторов скорости тока крови достигаются в устье КА до АБ и в левой ветви артерии. Максимальные значения (16,13 м/с) достигаются в зоне максимального сужения просвета сосуда, где находится АБ. В огибающей ветви коронарной артерии скорость тока крови приблизилась к 0. Так же наблюдается завихрение потока в месте бифуркации.

После проведения ТМЛР максимальные значения векторов скорости тока крови так же достигаются в зоне максимального сужения просвета сосуда. Благодаря притоку крови из каналов в стенке ЛЖ, скорость в огибающей ветви нормализовалась.

Для наглядности распределения значений скорости крови в КА без патологии, при наличии АБ и после ТМЛР были отрисованы линии тока крови (Рисунок 3). Распределение линий тока в модели КА без патологии носит равномерный характер, максимальные значения (8,5 м/с) наблюдаются в дистальных зонах ветвей КА (Рисунок 3,а). В огибающей ветви, из-за поражения коронарной артерии атеросклеротической бляшкой, скорость тока крови приблизилась к 0 (Рисунок 3,б). В модели после проведения хирургического лечения, благодаря каналам в стенке ЛЖ, скорость тока крови нормализовалась и приблизилась к норме (Рисунок 3,в).

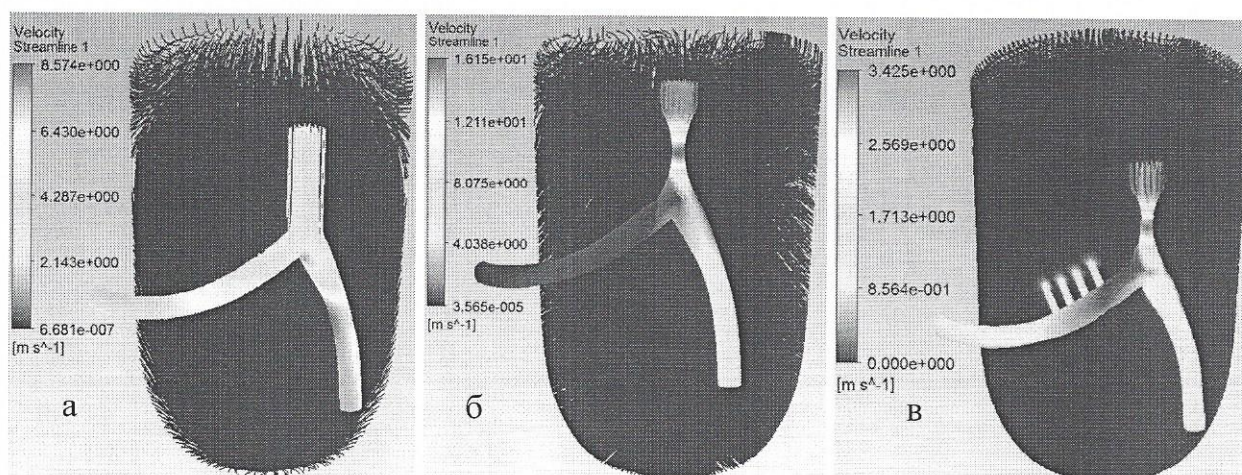


Рисунок 3 – Линии тока крови в артерии: а) без патологии, б) с АБ, в) после ТМЛР.

Значение давления в моделях без патологии и при наличии АБ распределено равномерно всюду. В модели после проведения ТМЛР максимальное значение давления так же наблюдается в устье КА. Благодаря каналам в стенке ЛЖ давление в дистальных ветвях приблизилось к норме.

Распределение перемещений стенки артерии в модели без патологии ($2.737 \cdot 10^{-2}$ м) равномерно. В модели с АБ значение перемещения ($5 \cdot 10^{-5}$ м) так же распределено равномерно всюду. После ТМЛР выявлены максимальные значения перемещений ($8.471 \cdot 10^{-5}$ м) в месте бифуркации и в дистальных ветвях.

Максимальное значение напряжений ($1.106 \cdot 10^5$ Па) в модели без патологии наблюдается в около торцевой зоне за счет жесткой заделки. В коронарной артерии достигается напряжение около 750 Па.

В модели с АБ максимальное значение напряжения ($1.214 \cdot 10^5$ Па) достигается так же в около торцевой зоне ЛЖ. Напряжение в дистальных ветвях КА остается таким же – около 750 Па. Максимальное значение напряжения ($1 \cdot 10^4$ Па) в КА наблюдается в месте поражения атеросклеротической бляшкой.

После ТМЛР выявлены максимальные значения напряжения ($2 \cdot 10^4$ Па) достигается в устье КА и в месте бифуркации. В дистальных ветвях наблюдается постепенное падение давления.

Картина распределения перемещения в модели без патологии, в модели с АБ и после ТМЛР идентична. Максимальное значение поля перемещения ($2.953 \cdot 10^{-4}$ м) наблюдается примерно в средней трети полости ЛЖ. Минимальное – в жесткой заделке и в нижней части ЛЖ.

Заключение

По проделанной работе можно сделать следующие выводы:

1. Проведен анализ картин гемодинамики (давление, линии тока, вектора скорости) с учетом напряженно-деформированного состояния (напряжения по Мизесу, перемещения) стенок левого желудочка и коронарной артерии в норме, при наличии атеросклеротической бляшки в устье коронарной артерии и после проведения трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда.

Выявлено, что:

- В модели с атеросклеротической бляшкой в русле коронарной артерии наблюдается падение давления до 100 Па в дистальных ветвях, скорость тока крови в огибающей ветви близка к 0.
- В модели после трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда давление в дистальных ветвях нормализовалось, а скорость тока крови восстановилась, за счет притока по каналам из полости левого желудочка.

2. Таким образом, биомеханическое 3D моделирование позволяет изучить гемодинамику с учетом напряженно-деформированного состояния стенки артерии, что может дать возможность практикующему хирургу оценить тип патологии и возможные методы виртуального хирургического реконструктивного лечения.

Список использованных источников

1. Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/ru> (дата обращения: 08.04.2017). Загл. с экрана. Яз. рус.
2. Википедия [Электронный ресурс]: свободная энциклопедия / Текст доступен по лицензии Creative Commons Attribution-ShareAlike ; Wikimedia Foundation, Inc, некоммерческой организации. URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Ишемическая_болезнь_сердца (дата обращения: 07.04.2017). Загл. с экрана. Яз. рус.
3. Информационный кардиологический портал [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: <http://infocardio.ru/> (дата обращения: 08.04.2017). Загл. с экрана. Яз. рус.
4. Pagiatakis, C. A numerical investigation of the function of coronary bifurcation lesions with respect to lesion configuration and stenosis severity / C. Pagiatakis, J. Tardif, P. L. L'Allier, R. Mongrain // Journal of Biomechanics. 2015. September 18. Volume 48, Issue 12, P. 3103–3111.
5. Craiem, D. Coronary arteries simplified with 3D cylinders to assess true bifurcation angles in atherosclerotic patients / D. Craiem, M. E. Casciaro, S. Graf, C. E. Glaser, E. P. Gurfinkel, R. L. Armentano // Cardiovascular Engineering. 2009. 09 October. P. 123-133.
6. Голядкина, А. А. Практическое применение системы автоматизированного проектирования Solidworks в моделировании кровеносных сосудов: учеб. пособие для студентов естественных дисциплин / А.А. Голядкина, Д.В. Иванов, А.В. Каменский, И.В. Кириллова, Ю.Е. Сальковский, Р.А. Сафонов, О.А. Щучкина. Саратов: 2011. 148с.
7. Голядкина, А. А. 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.В. Иванов, А.В. Доль, А.В. Полиенко. Саратов: 2015. 56с.

22.06.17.

