

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

**Биомеханический анализ патологий дуги аорты**

**АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ**

студентки 2 курса 237 группы

направления 01.04.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Скрипаченко Ксении Константиновны

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

\_\_\_\_\_  
дата, подпись

А.А. Голядкина

Заведующий кафедрой  
д.ф.-м.н, профессор

\_\_\_\_\_  
дата, подпись

Л. Ю. Коссович

Саратов 2017

## **Введение**

Аорта – самый крупный сосуд, который является проводником крови от сердца к другим тканям и органам [1]. В ряде случаев в результате различных болезней и/или вследствие возрастных изменений происходит развитие патологий аорты, которые проявляются первичными симптомами, отмечаемыми больным, и клиническими признаками, диагностируемыми врачом [2]. С развитием современной медицинской диагностической техники появились различные методы констатирования и изучения патологий аорты. Многие из них не позволяют в полной мере изучить влияние патологий на гемодинамику сердечно-сосудистой системы, а также провести имитационное моделирование хирургического вмешательства. Биомеханическое моделирование – один из методов, который позволяет изучить и визуализировать влияние патологий, получить качественные и количественные характеристики функционирования органов. В ряде случаев прогнозирование влияния на систему патологического изменения или группы патологий представляется сложным. Широкое применение приобретает пациенто-ориентированное биомеханическое моделирование, оно позволяет учитывать особенности анатомического строения органов и оценить влияние патологии и их групп на работу системы для реального пациента.

**Целью магистерской работы является** проведение биомеханического анализа дуги аорты при наличии патологий для конкретного пациента.

### **Задачами выполняемой работы являются:**

- изучение анатомии, физиологии и патологической анатомии исследуемого объекта;
- построение модели дуги аорты на основе данных компьютерной томографии реального пациента;
- изучение математической постановки задачи;
- проведение конечно-элементного анализа модели дуги аорты;
- оценка влияния патологий на гемодинамику кровотока;

- оценка напряжено-деформированного состояния стенки сосуда.

**Структура и объём работы.** Магистерская работа состоит из введения, пяти разделов, заключения и списка использованных источников. Список использованных источников включает 45 наименований.

Раздел 1. Изучение литературных данных на тему магистерской работы.

Раздел 2. Медицинская постановка задачи.

Раздел 3. Построение трехмерной виртуальной модели дуги аорты.

Раздел 4. Биомеханическое моделирование.

Раздел 5. Анализ результатов биомеханического моделирования

Практическая значимость работы представляет собой использование построенной виртуальной модели аорты при дальнейшем моделировании различного хирургического реконструктивного лечения.

### **Основное содержание работы**

Магистерская работа посвящена биомеханическому моделированию дуги аорты с применением метода конечных элементов.

Во введении была затронута тема актуальности магистерской работы, поставлены цель и задачи.

В первом разделе приведен обзор по тематике работы. Описаны основные способы регистрации патологий сосудов сердечно-сосудистой системы, особенности построения виртуальных моделей органов и их мягких тканей на основе данных компьютерной томографии [3-7].

Учитывая, что биомеханический анализ сосудов включает в себя решение связанной задачи, могут возникать трудности при проведении численных расчетов. Изучены способы биомеханического моделирования сосудов [8-9], а также затронуты распространённые проблемы [9-11], которые могут возникать при биомеханическом моделировании элементов сердечно-сосудистой системы. Определены основные условия [12] и принципы моделирования кровотока без учета и с учетом деформации стенок сосудов [8-11]. В данной работе проведен анализ влияния учета деформации стенки сосуда.

В втором разделе поставлена медицинская постановка задачи, описано анатомическое строение изучаемого объекта и работа сердечно-сосудистой системы. Приведены определения патологиям, которые были диагностированы у пациента на основе данных предоперационного обследования. На основе данных компьютерной томографии у пациента констатировались коарктация в нисходящем отделе аорты и деформация (перегиб) дуги.

В третьем разделе описывалось построение трехмерной виртуальной модели дуги аорты с использованием возможностей системы автоматического проектирования SolidWorks. Построение проводилось на основе данных компьютерной томографии реального пациента. С использованием аппроксимирующих окружностей было построен объем, который соответствовал объему, занимаемому кровотоком в русле сосуда. После, на основе литературных данных, была построена стенка сосуда с переменной толщиной. Полученные модели последующем использовались при биомеханическом анализе.

В четвертой главе магистерской работы описана последовательность выполнения биомеханического анализа. Изучена математическая постановка задачи. При численном анализе кровь задавалась как ньютоновская жидкость с постоянной плотностью и динамической вязкостью, учитывается постоянство значения плотности, условия неразрывности прилипания частиц крови к стенке. Движение крови описывается уравнением Навье-Стокса:

$$\frac{\partial \bar{v}}{\partial t} + (\bar{v} \cdot \nabla) \bar{v} = \bar{F} - \frac{1}{\rho} \text{grad}P + \eta \Delta \bar{v} \quad (1)$$

где  $\bar{v}$  – вектор скорости, м/с.;  $t$  – время, с,  $\rho$  – плотность, кг/м<sup>3</sup>.

С стороны крови на стенку действует сила, которая описывается уравнением:

$$\bar{F}_1 = -\bar{n} \left( -PI + \eta (\nabla \bar{v} + (\nabla \bar{v})^T) \right), \quad (2)$$

где  $\bar{n}$  – вектор внешней нормали к границе,  $T$  – символ транспонирования,  $P$  – давление крови,  $I$  – единичная матрица [12].

Биомеханический анализ проводился при двух условиях: без учета деформации стенки и с учетом деформации стенки сосуда (материал стенок линейный изотропный). Рассмотрена процедура построения вычислительной сетки, описаны свойства материалов, определены граничные и начальные условия расчетов. При описании свойств крови задавалась плотность  $\rho_1=1050$  кг/м<sup>3</sup> и динамическая вязкость  $\eta=0,0037$  Па×с [7]. Материал стенок принимался как однородный линейный изотропный с модулем Юнга  $E=2\times 10^7$  Па, коэффициентом Пуассона – 0,499 и плотностью  $\rho_2=1200$  кг/м<sup>3</sup> [13]. На входе задавался перепад давления в виде графика (рис. 1), что соответствует систолической фазе работы сердечно-сосудистой системы. На выходе задавалось нулевое значение давления. Скорость потока жидкости вблизи стенок принималась равная нулю.



Рисунок 1 – График входного давления.

В пятой главе приведен анализ результатов биомеханического анализа. При оценке влияния патологий на гемодинамику наблюдалось изменение характера движения жидкости. Констатировалось хаотическое движение жидкости в области деформации дуги аорты сосуда, а также закрученное движение (рис.2) в нисходящем отделе аорты после коарктации. Все эти

факторы могут провоцировать разрушение клеток крови и образование тромбов [14].

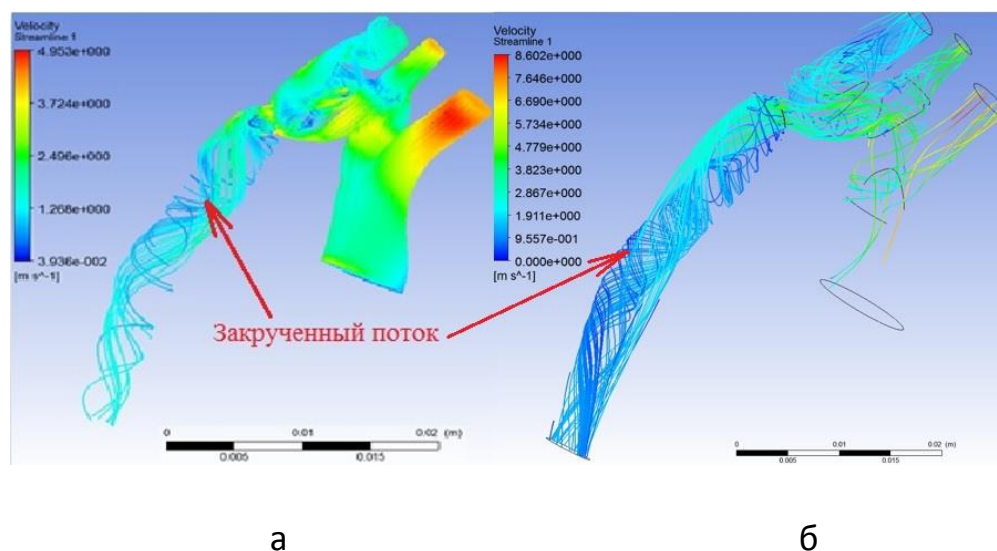


Рисунок 2 – Закрученный поток кровотока: а) с учетом деформации стенок, б) без учета деформации стенок.

Минимальное значение скорости локализуется в областях патологий, что может быть причиной застоя крови и образования тромбов. Данные факты наблюдались в обеих задачах. Расчет числа Рейнольдса, которое определяет вид движения потока, показал, что в областях до, в коарктации и после сохраняется ламинарный вид течения кровотока. Но профиль скорости кровотока в продольном сечении в зоне коарктации не соответствует норме.

Учет деформации стенки сосуда вносит значительные корректировки в значения скорости и давления на внутреннюю поверхность стенки. Численные значения скорости и давления кровотока различались в обеих задачах, но локализация максимальных значений имели аналогичное расположение.

Оценка напряжено-деформированного состояния показала, что максимальные значения перемещений сосредоточены в области коарктации, тем самым провоцируя дальнейшее развитие перерастяжение стенки выше патологии. Максимальные значения напряжений не превышают значения

модуля Юнга материала стенки сосуда, но локализируются в областях патологий.

### **Заключение**

Проведение пациенто-ориентированное биомеханический анализ в настоящее время является актуальным и динамически развивающимся направлением изучения влияния патологий живого организма. Построенная виртуальная модель на основе данных компьютерной томографии реального пациента позволяет визуально оценить негативное влияние патологий на анатомическое строение исследуемого органа, провести биомеханическое моделирование влияния на физиологию системы и дальнейшее моделирование хирургического реконструктивного лечения. Проведенный литературный обзор позволил минимизировать ошибки, а также определить граничные и начальные условия проведения биомеханического анализа.

При биомеханическом анализ представляется возможность получить численное значение физико-механический характеристик жидких и твердых тел, а также визуализировать распределение их значений.

На основе результатов проведенного биомеханического анализ можно сделать выводы:

1. построение виртуальных моделей органов реальных пациентов позволяет проводить углубленный биомеханический анализ влияния патологий на гемодинамику и прогнозирования оперативного вмешательства;
2. коарктация и деформация дуги аорты негативно влияют на гемодинамику грудного отдела аорты, изменяя анатомическое строение сосуда и характер течения кровотока;
3. при проведении биомеханического анализа стоит вносить учет деформации стенки сосуда, так как это позволяет получить результаты соответствующие физиологии рассматриваемого объекта.

Результаты исследований опубликованы в материалах конференций:

1. Скрипаченко К.К., Кириллова И.В. Конечно-элементное моделирование грудного отдела аорты. В сборнике: Практическая биомеханика. Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. Под редакцией Л.Ю. Коссовича. 2016. С. 52-53;
2. Скрипаченко К.К. Персонализированное компьютерное моделирование грудного отдела аорты. Математика. Механика : сб. науч. тр. – Саратов : Изд-во Сарат. Ун-та, 2016. – Вып. 18. С.144 – 146.

### **Список использованных источников**

1. Руководство по кардиологии: Учеб.пос. в 3т. / Под ред. Г.И. Сторожакова, А.А. Горбаченкова // М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008. - Т. 2. - 512 с;
2. Таев Б.К. Определение показаний к операциям раздельного протезирования аортального клапана и восходящей аорты: дис. кан. мед. Наук : 14.01.26 / Таев Багама Курбанович ; МГМУ им. И.М.Сеченова ; науч. рук. Ю.В. Белов. – Москва, 2015 – 219 с.;
3. Влад А.Р. Возможности мскт-ангиографии в морфометрии корня аорты / А.Р. Влад, С.Е. Семенов, А.Н. Коков, С.А. Максимов // Лучевая диагностика и терапия. 2012. № 2. С. 73 – 79;
4. Скрипаченко К.К., Рзаев В.А.Р.О. Применение компьютерного моделирования в практической медицине. В сборнике: Прогрессивные технологии и процессы / Сб. науч. ст. 3-й Межд. мол. науч.-прак. кон. Ответственный редактор Горохов А.А. 2016. С. 195 – 198;
5. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Каменский А.В., Кириллова И.В., Сальковский Ю.В., Сафонов Р.А., Щучкина О.А. Практическое применение системы автоматизированного проектирования SolidWorks в моделировании кровеносных сосудов: Учеб. пособие для студентов естественных дисциплин. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2011. – 153 с.: ил.



6. Тишковец Ю.А. Моделирование кровеносных сосудов человека в аппаратной среде Solidworks / Ю.А. Тишковец, М.В. Филиппова // ЗНАНИЕ (Киев), № 4-2 (33). 2016 г. С.138 – 142;
7. Treece G.M., Prager R.W. Surface interpolation from sparse cross sections using region correspondence // IEEE Trans. Med. Imaging. – 2000. – Vol. 19, № 11. P. 23–29;
8. Duanduan Chen, Matthias Müller-Eschner, Hendrik von Tengg-Kobligk, David Barber, Dittmar Böckler, Rod Hose and Yiannis Ventikos / A patient-specific study of type-B aortic dissection: evaluation of true-false lumen blood exchange // BioMedical Engineering OnLine 2013;
9. Kai Cao. Effect of bicuspid aortic valve cusp fusion on aorta wall shear stress: Preliminary computational assessment and implication for aortic dilation / Cao Kai, Sucusky Philippe // World Journal of Cardiovascular Diseases, 2015, Volume 5, P. 129 – 140;
10. Ming-Chen Hsu, David Kamensky, Yuri Bazilevs, Michael S. Sacks, Thomas J. R. Hughes / Fluid–structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves: significance of arterial wall deformation // Computational Mechanics. 2014. Volume 54, issue 4. P.1055 – 1071;
11. Симаков С.С. Об использовании пространственного осреднения при моделировании кровеносной системы человека / С.С. Симаков, Ю.В. Василевский // сборник тезисов XI Всерос. съезд по фунда. проблемам теоретической и прикладной механики, Казань, 20 – 24 августа 2015 года. С. 3461 – 3464;
12. Иванов Д.В., Доль А.В., Голядкина А.А., Полиенко А.В. Практические применения по применению пакета ANSYS Mechanical APDL к задачам биомеханики сердечно-сосудистой системы: Учеб.-метод. пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов: Буква, 2015. – 56 с.: ил.;
13. Computational medical imaging and hemodynamics framework for functional analysis and assessment of cardiovascular structures / Kelvin K. L. Wong,

Defeng Wang, Jacky K. L. Ko, Jagannath Mazumdar, Thu-Thao Le, Dhanjoo Ghista  
// BioMedical Engineering OnLine, Published: 21 March 2017;

14. Бокерия Л.А. Врожденные аномалии дуги аорты. Диагностика, тактика лечения / Л.А. Бокерия, В.С. Аракелян, Н.А. Гидаспов // Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. 2012. № 4. С. 14 – 19.