

*Д.А. Солодкая*

**ДЕФОРМАЦИЯ СТЕНКИ АОРТЫ ПРИ НАПОРНОМ ТЕЧЕНИИ  
В НОРМЕ И ПРИ ПАТОЛОГИИ**

*Научные руководители: канд. техн. наук, доц. В.А. Мансуров,*

*д-р мед. наук, проф. Н.А. Трушель*

*Кафедра медицинской и биологической физики*

*Кафедра нормальной анатомии*

*Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск*

*D.A. Solodkaya*

**DEFORMATION OF THE AORTIC WALL IN NORMAL  
AND PATHOLOGICAL BY PRESSURE FLOW**

*Tutors: associate professor V.A. Mansurov,*

*professor N.A. Trushel*

*Department of Medical and Biological Physics*

*Department of Normal Anatomy*

*Belarusian State Medical University, Minsk*

**Резюме.** Проблема аневризм и аневризматических расширений является актуальной в связи с частой их встречаемостью в мире (5-20 человек на 100 тысяч в год) и сложностью в лечении. Разрыв аневризмы требует экстренной операции, во время которой выполняется протезирование или реконструкция повреждённого сосуда, математическое моделирование кровотока и его особенности в аорте в норме и при патологии может оказать помощь при планировании операции.

**Ключевые слова:** аорта, аневризма, аневризматические расширения, математическое моделирование, гемодинамика.

**Resume.** The problem of aneurysms and aneurysmal dilatations is relevant due to their frequent occurrence in the world (5-20 people per 100 thousand per year) and the complexity of treatment. A ruptured aneurysm requires emergency surgery, during which prosthetics or reconstruction of the damaged vessel is performed, mathematical modeling of blood flow and its features in the aorta in norm and in pathology can help in planning the operation.

**Keywords:** aorta, aneurysm, aneurysmal dilatations, mathematical modeling, hemodynamics.

**Актуальность.** Аневризма – выпячивание стенки кровеносного сосуда артерии, которое возникает в месте её перерастяжения, истончения и, как следствие, ослабления. Частота встречаемости аневризм и аневризматических расширений в мире 5-20 человек на 100 тысяч населения в год. Летальность от аневризм достигает 40-50 %, а инвалидность развивается у 70-75 % выживших. Увеличение просвета при напорном течении вызывает уменьшение скорости течения и увеличению статического давления, что приводит к дополнительной деформации сосудистой стенки. Разрыв аневризмы требует экстренной операции, во время которой выполняется протезирование или реконструкция повреждённого сосуда. Планирование операции требует представление о «слабых» местах аневризмы: местах, где имеется максимальная деформация максимальное механическое напряжение стенки сосуда. Помощь в планирование может оказать исследования с использованием моделирования вычислительной гидродинамики (CFD) совместно с

моделированием напряженно-деформированного состояния сосудистой стенки [1,2].

**Цель:** создать численную геометрическую модель нижней части аорты в норме и при патологии, и посредством математического моделирования взаимодействия упругой стенки сосуда и напорного течения рассчитать напряженное деформированное состояние стенки аорты: деформацию, механическое напряжение стенки, а также поле скоростей течения и распределения давления. Данные, полученные в результате моделирования, позволяют выяснить гемодинамические предпосылки возникновения аневризм и аневризматических расширений (АР) аорты, также оказать помощь в планировании хирургического вмешательства.

**Задачи:**

1. Построить численную геометрическую модель рассматриваемый участок аорты;
2. Провести численное математическое моделирование процессов течения и напряженно-деформированного состояния стенки сосуда;
3. Визуализировать результаты численного математического моделирования;
4. Выполнить анализ и сравнение данных, полученных при математическом моделировании.

**Материалы и методы.** Компьютерная томография 50 пациентов (контрольная группа – 10 человек, опытная – 40 человек). Анализа КТ производился методом измерения размеров выбранных отделов аорты с аневризмой/АР и нормы с помощью встроенной в приложение линейки. Введена формула для выявления аневризм и АР, а также наибольшего диаметра этих образований:

$$\frac{D \text{ аневризм/АР}}{D \text{ аорты}} * 100\%,$$

где D – диаметр аорты с аневризмой/АР или в норме в мм. Если результат <150%, то это аневризматическое расширение, если >150%, то это аневризма.

В качестве метода математического моделирования являлось конечно-разностное интегрирование уравнения Навье-Стокса и условий механического равновесия сосудистой стенки для связанных задач течения вязкой жидкости и деформации упругой среды. Конечно-разностное интегрирование – это численный метод решения дифференциальных уравнений, основанный на замене производных разностными схемами. Для численного моделирования профиля течения в непрерывно деформируемой геометрии использовался метод Лагранжа-Эйлера, а для движущихся границ упругой и вязкой сред - метод движущейся сетки. Построение трехмерной геометрической модели производилось в программном комплексе «КОМПАС-3D home» с использованием 2D слоев компьютерной томографии (КТ) и состоит из нескольких этапов: 1) для создания геометрической модели сосудистое древо разделялось на несколько частей, например, на материнский сосуд и дочерний; 2) выбирались несколько сканов КТ и определяется центральная точка сечения аорты на скане; 3) строятся осевые линии рассматриваемых частей посредством «сплайн-операции»; 4) по выбранным сечениям строились окружная форма сечения сосуда в плоскости перпендикулярной осевой линии; 5) для построения сосудистой стенки

использовалась операция «придать толщину», чтобы получить 2 связанных тела: вязкую и упругую среды.

Свойства сред. Значения модуля упругости рассчитывались по известным значениям скорости пульсовой волны 7 м/с. [3.] Из формулы:

$$c = \frac{1}{(1-\mu^2)} \sqrt{\frac{E}{\rho} \frac{h}{d}},$$

где  $\mu$  - коэффициент Пуассона,  $E$  - модуль упругости,  $\rho$  - плотность крови,  $h$  - толщина стенки сосуда,  $d$  - диаметр сосуда. При коэффициенте Пуассона равном 0,47, плотности крови 1050 кг/м<sup>3</sup>, скорости пульсовой волны 7 м/с и при отношении толщины стенки к диаметру 1/8 значения модуля упругости получается равным 10<sup>5</sup> Па, для моделирования предполагалось, что кровь является ньютоновской жидкостью с вязкостью 5 мПа\*с.

Для математического моделирования были приняты следующие начальные и граничные условия и указанные выше свойства сред: рассматривается стационарное течение; в начальном состоянии среды находились в равновесии; из литературы и данных УЗИ диагностики известно, что среднее значение объемной скорости на входе рассматриваемого отрезка около 50 мл/с; на стенке сосуда выполняются условия прилипания; окончания отрезков сосудов - неподвижны;

**Результаты и их обсуждение.** Рассматривались две аорты: у человека в норме и с кардиоваскулярной патологией. В результате исследования контрольной группы (10 человек) были измерены диаметры аорты в норме в различных отделах и конечных ветвях - общих подвздошных артериях (ОПА). Таким образом, диаметры аорты варьируются от 28 до 34 мм: восходящий отдел - 30±3 мм, дуга аорты - 29±2,5 мм, нисходящий отдел (грудная аорта) - 28±4 мм, инфраренальный отдел - 34±4,5 мм, ОПА - 14±2 мм. При анализе сканов КТ аорты с аневризмами или АР выяснено, что количество аневризм встречается в инфраренальном отделе, а аневризматических расширений - в восходящем отделе аорты. Среди аневризматических расширений отметим, что АР в левой общей подвздошной артерии больше, чем в правой.

На основе построенной модели была рассчитана деформация стенки аорты в норме выяснено, что наибольшая деформация наблюдается в инфраренальном отделе, что видно на рисунке 1. Можно предположить, что в месте максимальной деформации стенки возрастает вероятность возникновения аневризм. Неравномерность деформации, вероятно, объясняется наличием местных гидравлических сопротивлений, связанных со сложной геометрией течения, обусловленных анатомическим строением рассматриваемого участка аорты.

Рассчитано распределение давления в аорте в норме. Давление наибольшее в инфраренальном отделе, далее убывает по ходу аорты (рисунок 1). Отметим, что давление в левой общей подвздошной артерии больше, чем в правой. Давление порождает деформацию стенки аорты, что соответствует ранее полученным данным по деформации стенки аорты. Также была рассчитана на основании модели деформация стенки аорты с аневризмой (рисунок 1). Геометрия патологического

участка характеризуется большой сложностью по сравнению с нормальным состоянием в силу неравномерности роста аневризмы. Неоднородность деформации, вероятно, связана со сложной геометрией течения, обусловленной анатомическим строением рассматриваемого участка аорты и патологическим изменением толщины стенки на фоне увеличенного гидростатического давления. Наибольшая деформация наблюдается в области, где аневризма достигает меньшего размера (верхняя часть аневризмы) по сравнению с нижней частью ее, из чего можно предположить дальнейшее образование (расширение) аневризмы по ходу аорты.

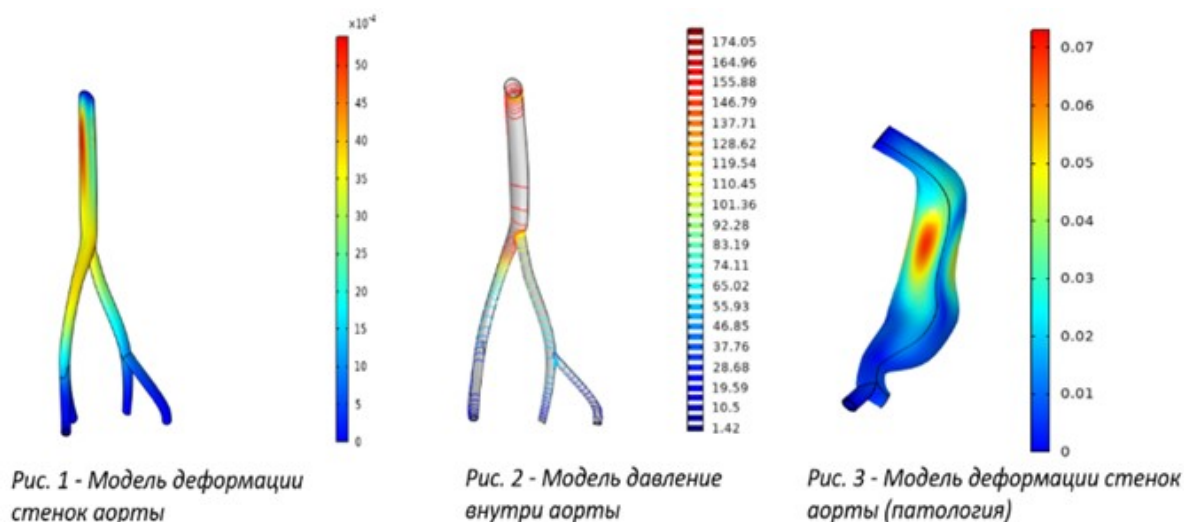


Рис. 1 – Математическое моделирование кровотока в аорте

### Выводы:

1. Показано, что численное моделирование посредством вычислительной гидродинамики (CFD) совместно с моделированием напряженно-деформированного состояния сосудистой стенки может оказать помощь в планирование хирургического вмешательства;

2. Установлено, что наибольшая деформация возникает в инфраренальном отделе аорты (норма), что, вероятно, способствует возникновению аневризм и АР (наблюдается наибольшая частота появления аневризм и АР);

3. Установлено, что для патологии характерна неоднородность деформации стенки, вероятно, связана с патологическим изменением толщины стенки, что порождает местные гидравлические сопротивления, связанные со сложной геометрией течения при наличии гидростатического давления.

### Литература

1. Numerical analysis of flow through a severely stenotic carotid artery bifurcation / Stroud, J.S., Berger, S.A., Saloner, D. // J. Biomech. – Eng. – 2002. – 124, 9–20.
2. Computational analysis to predict the effect of pre-bifurcation stenosis on the hemodynamics of the internal and external carotid arteries / Bouteloup, H., de Oliveira Marinho, J.G., Chatpun, S., Espino, D.M. J. Mech. // Eng. Sci. – 2020. – 14, 7029–7039.
3. Arterial pulse wave haemodynamics / Jordi Alastruey, Spencer J. Sherwin. / In book: 11th International Conference on Pressure Surges. // Publisher: Virtual PiE Led t/a BHR Group Editors: Sandy Anderson. – pp.401-442.