

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.4.03

УДК 616.132-007.64/519.6

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ ПАЦИЕНТО-ОРИЕНТИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ АНЕВРИЗМЫ НА ГЕМОДИНАМИКУ ГРУДНОГО ОТДЕЛА АОРТЫ

**К.К. Скрипаченко¹, А.А. Голядкина¹, К.М. Морозов¹, Н.О. Челнокова²,
Н.В. Островский², И.В. Кириллова¹, Л.Ю. Коссович¹**

¹ Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, nano-bio@info.sgu.ru

² Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского Минздрава России, Россия, 410012, Саратов, ул. Большая Казачья, 112, aspirantsgmu@yandex.ru

Аннотация. Целью исследования являлось биомеханическое моделирование развития и влияния аневризмы грудного отдела аорты на гемодинамику сосуда. Аневризма аорты представляет собой необратимое расширение аорты и является одним из заболеваний сердечно-сосудистой системы с высоким летальным исходом. Биомеханическое моделирование включало в себя медицинскую постановку задачи, построение виртуальной модели исследуемого объекта, задание граничных и начальных условий и свойств материалов, а также оценку результатов численного эксперимента на основе физиологических особенностей объекта. Для реализации численного расчета на основе данных компьютерной томографической ангиографии реального пациента были построены две трехмерные виртуальные модели грудной аорты: с аневризмой восходящего отдела и после протезирования. Для анализа развития патологии созданы дополнительные виртуальные модели с различной степенью аневризматического расширения. Расчет выполнен с учетом параметров, характеризующих работу сердечно-сосудистой системы человека (значение артериального давления, динамическая вязкость и плотность крови). Анализ результатов показал изменение характера течения крови, образование областей застоя крови в зоне аневризмы. Выявлено, что при увеличении геометрических размеров патологии происходит падение скорости кровотока и рост значений давления потока в аневризме. Асимметричное распределение значений давления на внутренней поверхности аорты, вызванное смещением вектора скорости потока относительно оси сосуда, может провоцировать дальнейшее развитие аневризмы.

Ключевые слова: аневризма, восходящий отдел аорты, биомеханическое моделирование, метод конечных элементов, гемодинамика.

© Скрипаченко К.К., Голядкина А.А., Морозов К.М., Челнокова Н.О., Островский Н.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., 2019

Скрипаченко Ксения Константиновна, аспирантка кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

Голядкина Анастасия Александровна, к.ф.-м.н., с.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Морозов Константин Моисеевич, д.м.н., н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Челнокова Наталья Олеговна, к.м.н., доцент кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Саратов

Островский Николай Владимирович, д.м.н., профессор кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Саратов

Кириллова Ирина Васильевна, к.ф.-м.н., директор Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Коссович Леонид Юрьевич, д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой математической теории упругости и биомеханики, Саратов

ВВЕДЕНИЕ

Аорта – главный сосуд артериальной системы. Аорта разделена диафрагмой на грудную и брюшную аорты (рис. 1).

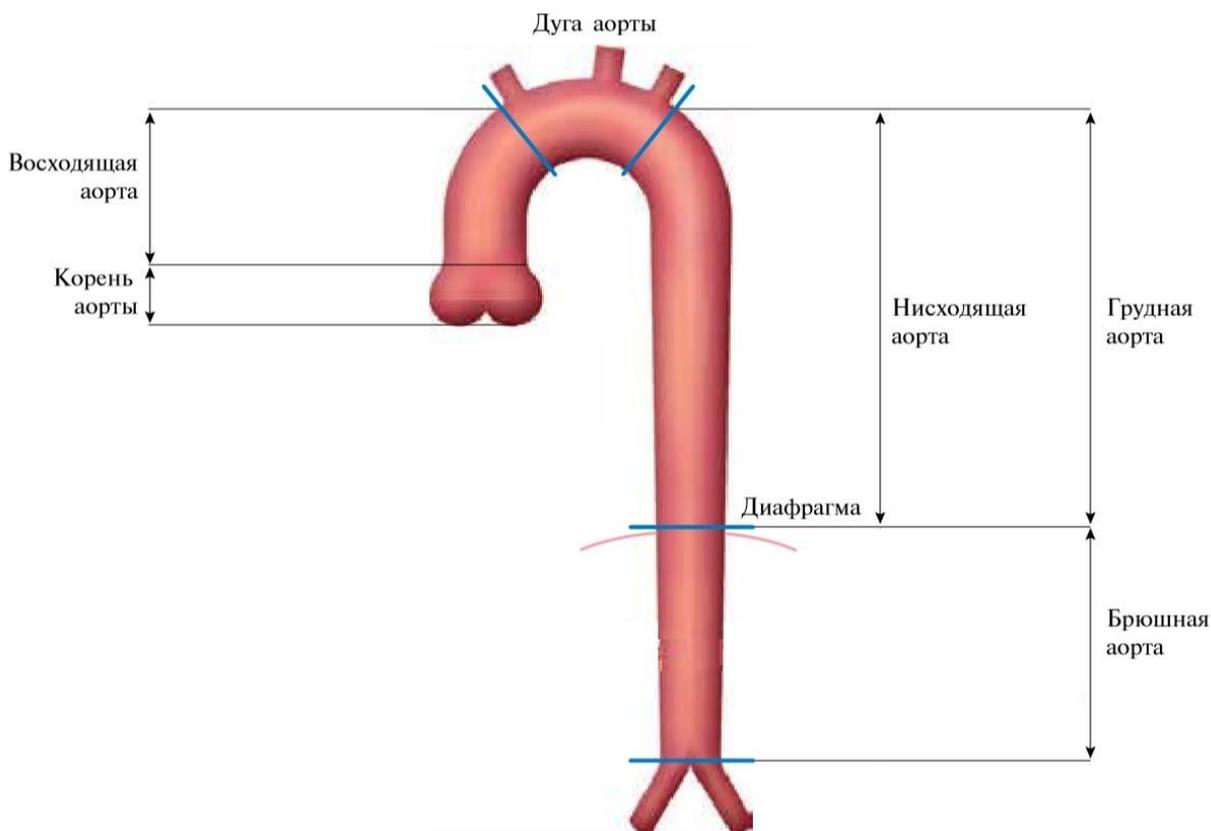


Рис. 1. Сегментарное деление аорты [4, 9]

В норме диаметр аорты не превышает 40 мм с постепенным уменьшением данного значения в направлении от её корня к нисходящему отделу. Физиологический диаметр аорты постоянно меняется в зависимости от воздействия внешних (физическая активность, стресс и другое) и внутренних (возраст, генетика и другое) факторов [1]. Но развиваются ситуации, когда происходят патологические изменения анатомии аорты, вследствие чего возникает негативное влияние на гемодинамику и физиологию органа и организма в целом. Серьезным жизнеугрожающим заболеванием является аневризма аорты. Аневризма характеризуется расширением диаметра сосуда и может привести к расслоению стенки и/или её разрыву. Аневризматическое расширение аорты может иметь различную локализацию: восходящий отдел аорты – 23%, дуга аорты – 19%, нисходящий отдел аорты (грудная аорта – 19,5%, брюшная аорта – 37% случаев) [5]. Частота диагностирования аневризм грудной аорты ежегодно достигает 6–10 случаев на 100 тыс. человек в год [1, 34]. Влияние аневризмы на гемодинамику требует углубленного изучения с применением современных методов исследования. Одним из таких методов является биомеханическое моделирование. Биомеханическое моделирование позволяет выполнить оценку физиологических особенностей изучаемого объекта.

В ряде работ [3, 7, 15–18, 21, 23, 34, 27, 29, 31, 33, 35, 36] приводятся данные результатов биомеханического моделирования патологий сосудов с использованием геометрических виртуальных моделей. Геометрические модели исследователями строятся как на основе-литературных или обобщенных статистических данных [3, 24],

так и на данных современной медицинской диагностической техники (ангиография, КТ-ангиография, МРТ-ангиография) [3, 29]. Самым распространенным способом является построение моделей на основе данных КТ-ангиографии [15–18, 21, 27, 31, 33, 35, 36]. Биомеханическое моделирование с использованием виртуальных моделей, построенных на основе КТ-ангиографии, позволяет проводить пациенто-ориентированный численный анализ [3, 15, 23, 24, 29, 33]. Такой подход включает связанный клинический и вычислительный рабочий процессы. Достоверность результатов численного расчета зависит от степени упрощения геометрии и граничных условий, а также от механических свойств материалов с максимально приближенными значениями к анатомо-физиологическим показателям живого организма [27].

При численном изучении гемодинамики применяются различные постановки задачи.

Учет взаимодействия жидкости и стенки сосуда позволяет проводить анализ влияния и/или развития патологии по большему количеству показателей: скорость кровотока, изменение характера течения, давление кровотока на стенки сосуда, касательные напряжения на стенке, циклические деформации и эффективные напряжения и др. [16, 17, 19, 21, 27, 31].

Для упрощения вычислительного процесса авторами [17, 33] предлагается прикладывать постоянное или переменное давление на внутренние поверхности стенки сосуда. Такой подход предоставляет возможность анализировать только напряженно-деформированное состояние стенки артерии.

В исследованиях [16, 31] приводятся результаты расчетов без учета деформации стенки сосуда, оценка влияния патологии выполняется на основе анализа значений скорости и давления кровотока на стенки сосуда. Такая постановка задачи позволяет анализировать влияние патологии только на гемодинамику органа. Авторы [16] высказывают мнение, что учет взаимного влияния кровотока и стенки сосуда обеспечивает незначительное увеличение точности результатов моделирования при значительном возрастании трудоемкости процесса.

Целью данного исследования является биомеханическая оценка гемодинамики восходящего отдела грудной аорты при различных степенях аневризматического расширения без учета деформации стенки сосуда.

МЕДИЦИНСКАЯ ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Одним из основных методов исследований патологий кровеносных сосудов является КТ-ангиография. Данный метод включает введение контрастного вещества в русло сосуда с последующей процедурой регистрации посрезовых снимков с помощью компьютерного томографа [35]. В результате врач получает информацию о внутренней геометрии сосудистого русла.

В данной работе проводилось биомеханическое моделирование с использованием результатов КТ-ангиографии реального пациента. Предоперационная диагностика показала наличие асимметричной (в сторону легочного ствола) веретенообразной аневризмы корня и восходящего отдела аорты (рис. 2). Диаметр аневризматического поражения составил более 80 мм (расширение аорты на 300%), что является критическим и требует оперативного вмешательства [17, 27]. Данному пациенту проведена операция по замене аортального клапана с удалением пораженных тканей восходящего отдела аорты на искусственный клапан механического типа, совмещенный с искусственным сосудом.

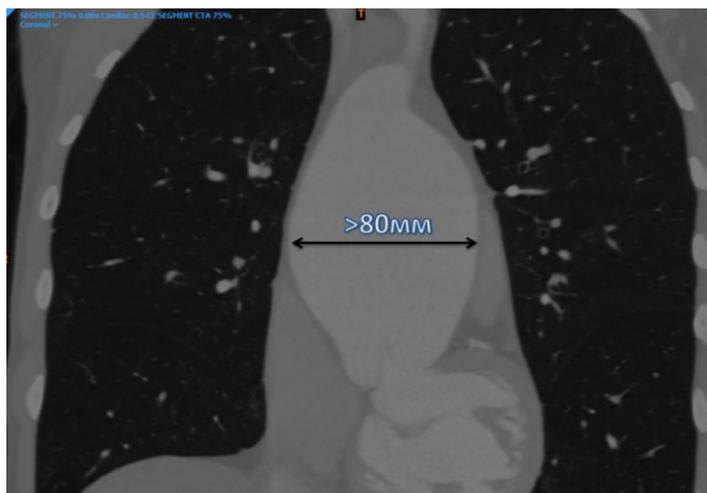


Рис. 2. Аневризматическое расширение восходящего отдела аорты

ПОСТРОЕНИЕ ВИРТУАЛЬНЫХ МОДЕЛЕЙ

Первоначальный этап численного эксперимента включал построение двух виртуальных геометрических моделей по методике, описанной в [3].

Для этого посрезовые снимки КТ-ангиографии загружались в программный комплекс *Mimics* (*Mimics innovation suite, Materialise, Бельгия*).

Затем создавалась маска (*Create New Mask*), и в режиме ручной обработки удалялись не интересующие объекты (костные структуры, легочный ствол и др.). В результате выполненных операций был построен трехмерный объект, соответствующий сосудистому руслу.

Для устранения ошибок геометрии объекта, построенного в модуле *3-matic Medical* в автоматическом режиме, проводилось сглаживание объема. В результате получена поверхностная трехмерная модель.

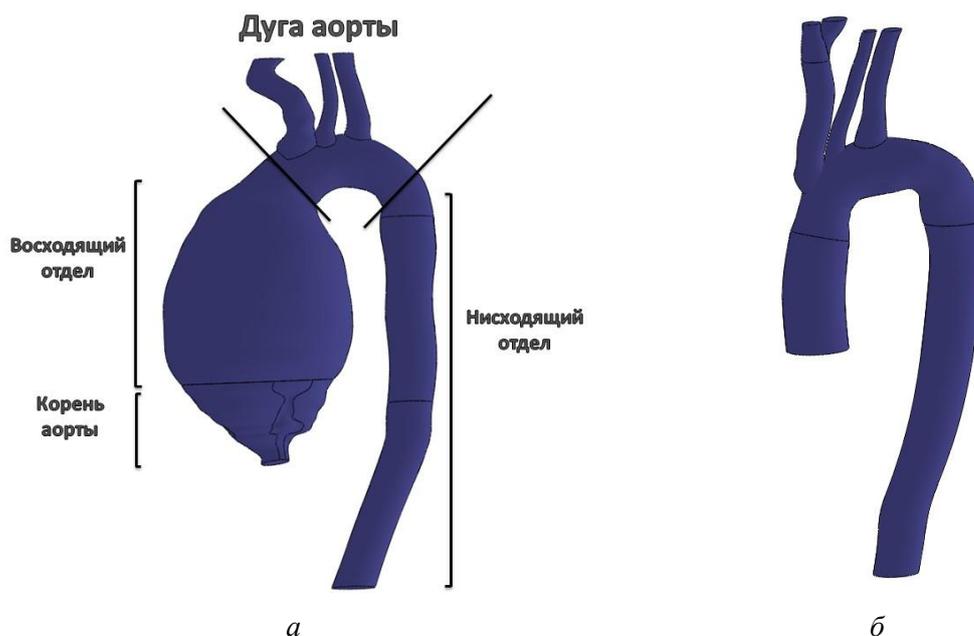


Рис. 3. Виртуальные трехмерные твердотельные модели грудного отдела аорты: *а* – с 300% аневризмой корня аорты и восходящего отдела; *б* – после хирургического вмешательства

Чтобы получить из поверхностной модели твердотельную, в *CAD*-системе *SolidWorks* (*SolidWorks Corporation*, США) производилось построение объекта по поперечным сечениям. Полученная трехмерная твердотельная модель являлась пригодной для выполнения численных расчетов (рис. 3, а). Аналогичным методом производилось построение виртуальной модели грудного отдела аорты после хирургического вмешательства (рис. 3, б).

Для оценки гемодинамики восходящего отдела грудной аорты при различных степенях аневризматического расширения дополнительно построены две модели с расширением восходящего отдела аорты на 250% (рис. 4, а) и на 200% (рис. 4, б).

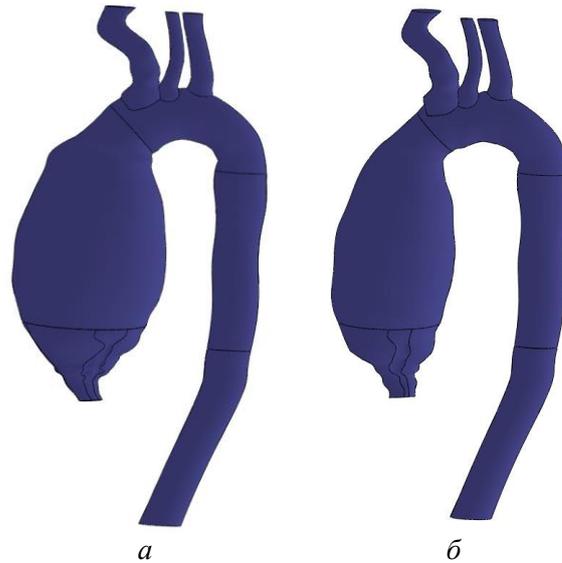


Рис. 4. Виртуальные модели грудного отдела аорты: а – 250% аневризма; б – 200% аневризма

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ПОСТАНОВКА

Кровь считалась однородной, вязкой несжимаемой ньютоновской жидкостью с плотностью и динамической вязкостью.

Движение крови описывается уравнением Навье–Стокса [6, 28]

$$\frac{\partial \bar{v}}{\partial t} + (\bar{v} \cdot \nabla) \bar{v} = -\frac{1}{\rho} \text{grad} p + \eta \nabla^2 \bar{v}, \quad (1)$$

где ∇ – оператор набла; \bar{v} – вектор скорости, м/с; t – время, с; ρ – плотность, кг/м³; p – давление, Па; η – динамическая вязкость крови, Па·с.

Следует учитывать уравнение неразрывности для крови

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_z)}{\partial z} = 0, \quad (2)$$

где v_x, v_y, v_z – компоненты вектора скорости \bar{v} в направлении x, y, z соответственно, м/с.

Так как плотность постоянна, то уравнение можно переписать в виде

$$\text{div} \bar{v} = 0. \quad (3)$$

На внутренней поверхности стенки аорты задавалось условие прилипания жидкости.

ЧИСЛЕННЫЙ РАСЧЕТ

Расчет проводился методом конечных элементов в программном комплексе *Ansys Workbench*. На геометрию моделей накладывалась гибридная гексатетраэдрическая сетка с количеством элементов около 10 млн, с минимальным значением размера ребра элемента, равным 0,7 мм.

Для крови задавались плотность $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$ и динамическая вязкость $\eta = 0,0037 \text{ Па}\cdot\text{с}$ [14, 25]. Расчет проводился при жестких стенках.

На входе в корень аорты задавалась временная функция, описывающая изменение давления в течение трех фаз сердечного цикла [13, 32, 36]. На выходе из нисходящего отдела аорты и ответвлений дуги задавалось нулевое значение давления (рис. 5).

Учитывалось условие прилипания жидкости ($\bar{v} = 0$) на внутренние поверхности сосуда.

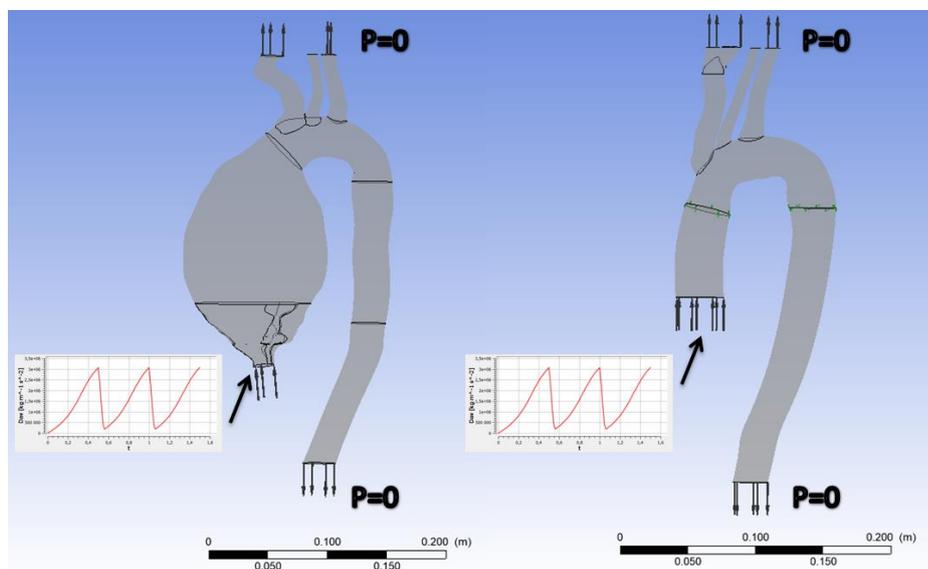


Рис. 5. Постановка граничных условий

РЕЗУЛЬТАТЫ ЧИСЛЕННОГО ЭКСПЕРИМЕНТА

Анализ результатов численного эксперимента проводился в момент систолического пика третьего сердечного цикла ($t = 1,4 \text{ с}$) для моделей с аневризмой (I модель – 300% расширение, II – 250%, III – 200%) и модели после хирургического вмешательства (модель IV). В данный момент времени движение потока считается установившимся [8, 26]. Для визуализации результатов расчетов аневризма рассекалась поперечными (рис.6, срез *A, B, C, D*) и продольными срезами (рис. 6, срез *E*).

В области асимметрии аневризмы (рис. 6, срез *E*, модели I, II и III) наблюдается образование застойных зон (скорость кровотока минимальна или приближается к нулевому значению). Данное явление, по мнению авторов [8, 22], может приводить к образованию тромбов и дальнейшему развитию патологии.

Поток крови в моделях с аневризмой (модели I, II и III) является ламинарным только до проксимальной зоны аневризмы. Затем поток ударяется о внутреннюю поверхность и создает тонкую полосу с высокой скоростью (40–60 м/с) вдоль этой поверхности (см. рис. 6, срезы *A, B, C, D*). Такой эффект создается благодаря наличию асимметрии у аневризмы. Максимальные значения скорости кровотока смещаются к внутренним поверхностям стенки сосуда, что можно наблюдать при различных степенях патологии.

Профиль скорости в восходящем отделе аорты не соответствует профилю скорости кровотока в норме для прямолинейного сосуда, каким является восходящий отдел аорты без патологии [8]. Расчет числа Рейнольдса в сечениях восходящего отдела показал, что в данной области образуются турбулентные течения ($Re = 17600$).

Поток крови в модели после хирургического вмешательства (модель IV) является полностью ламинарным (см. рис. 6, срезы A, B, C, D), что подтверждается значением числа Рейнольдса ($Re = 1475$).

Анализ линий тока показал, что движение потока при 300% аневризме имеет направление как параллельное направлению крови, так и перпендикулярное ему (рис. 7, а), в то время как в случае после операции (рис. 7, б) линии тока параллельны направлению движения крови. Полученные результаты совпадают с данными исследований поведения потока крови в аневризмах сосудов других авторов [10–12, 20, 26, 30, 32].

В модели после хирургического вмешательства отсутствуют области застоя и турбулентных потоков. Линии тока крови в восходящем отделе закручены по часовой стрелке (рис. 7). На данном участке объекта наблюдается спиралевидное течение крови, что соответствует кровотоку в аорте в норме [2].

Максимальные значения давления крови на внутренней поверхности сосуда при наличии 300% аневризмы составили 2,3 МПа (рис. 8), что значительно превышает значения в норме [12].

При увеличении степени аневризматического поражения восходящего отдела аорты давление потока крови на внутренней поверхности сосуда значительно растёт, что может быть причиной дальнейшего увеличения объема аневризмы и/или её разрыва.

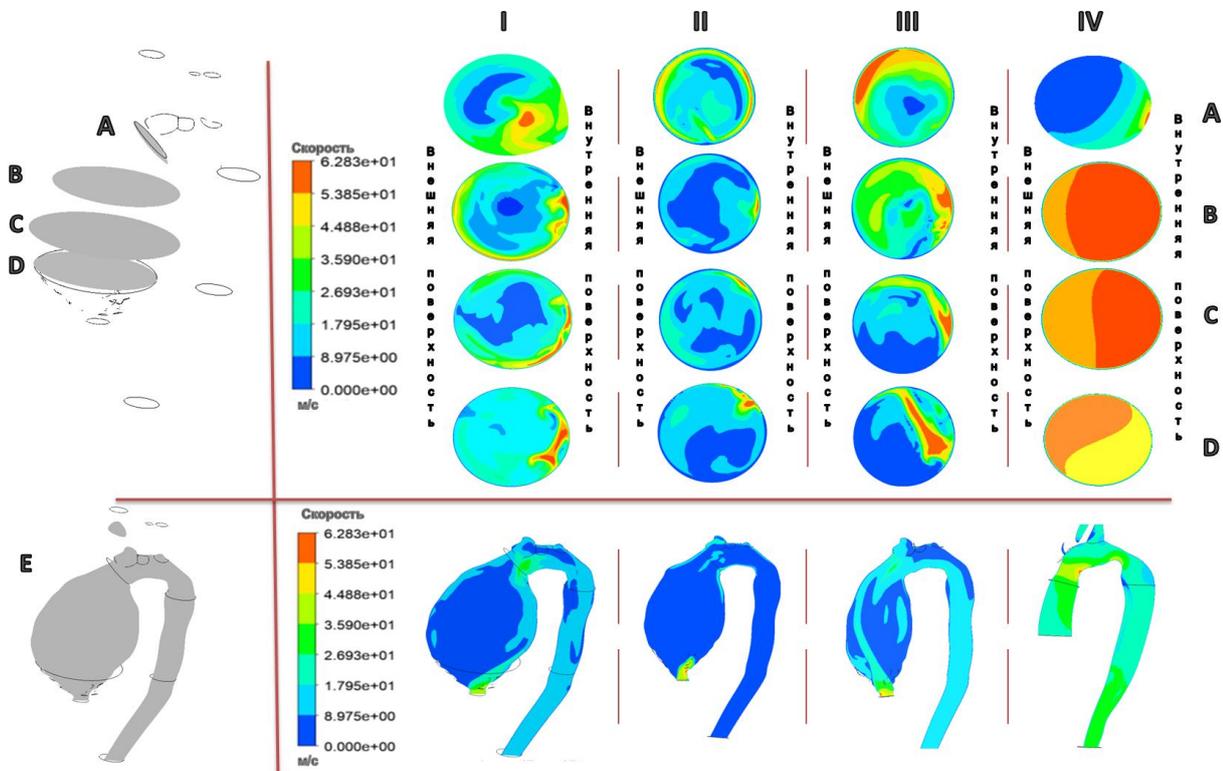


Рис. 6. Распределения значений скорости: A, B, C, D – поперечные срезы восходящего отдела; E – фронтальный срез грудного отдела; I, II, III – модели с различной степенью патологии (I – 300% расширение, II – 250%, III – 200%); IV – модель после хирургического вмешательства

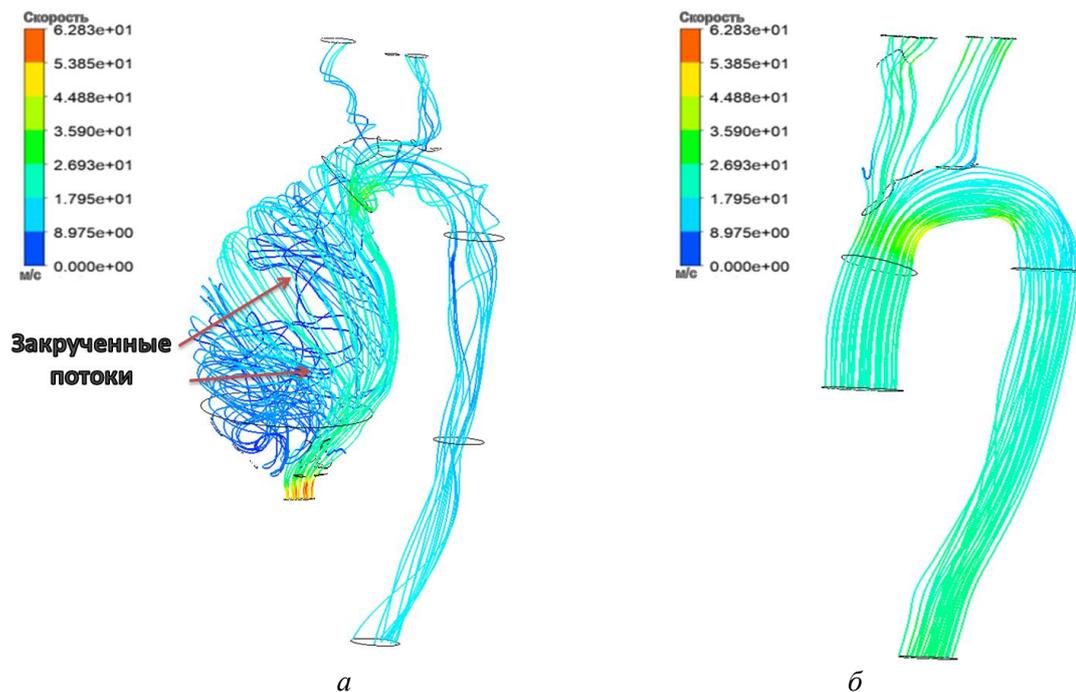


Рис. 7. Визуализация линий тока: *а* – с аневризмой восходящего отдела аорты; *б* – после хирургического вмешательства

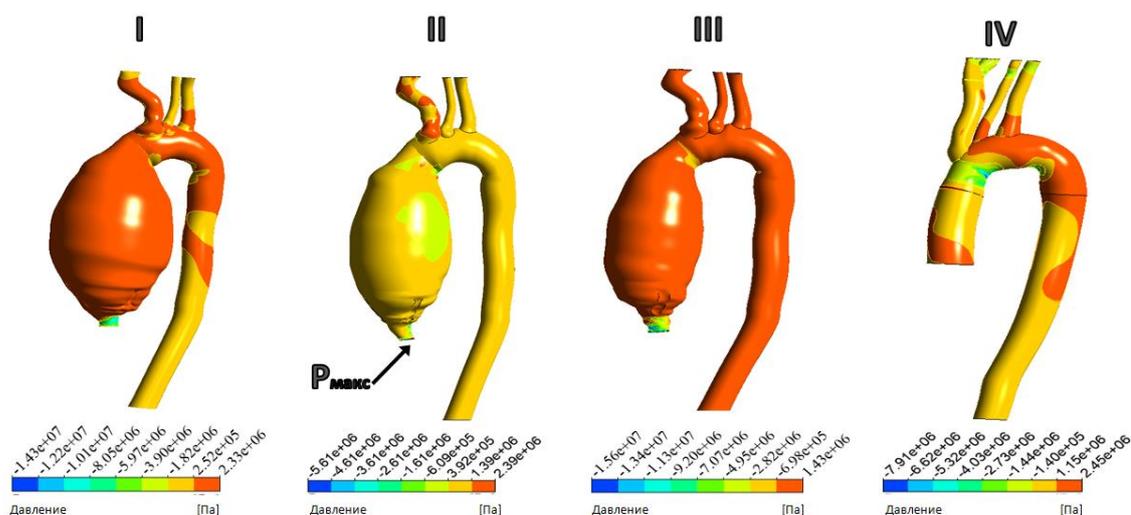


Рис. 8. Визуализация распределения давления кровотока на внутреннюю поверхность стенки: I, II, III – модели с различной степенью патологии (I – 300% расширение, II – 250%, III – 200%), IV – модель после хирургического вмешательства

В случае аорты после хирургической операции (рис.8, модель IV) максимальное давление потока на внутренней поверхности сосуда локализуется в области дуги аорты по большому радиусу её кривизны. Эти особенности связаны с перекосом профиля скорости потока крови и смещением максимальных значений к правой поверхности сосуда, что объясняется геометрией дуги аорты [20].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данном исследовании проведен биомеханический пациенто-ориентированный анализ влияния аневризмы на гемодинамику грудного отдела аорты. Построены две

виртуальные модели (с 300% степенью аневризмы восходящего отдела аорты и после хирургического вмешательства) на основе данных компьютерной томографической ангиографии пациента и две модели с различной степенью аневризмы (250 и 200% расширения).

На основе проведенного исследования можно сделать следующие выводы:

1. Образование застоя крови в аневризме при различных её степенях приводит к дальнейшему прогрессированию патологии. Одной из причин тромбообразования может являться изменение характера течения крови с ламинарного на турбулентный в аневризме.

2. Превышение допустимых значений давления на внутренние стенки сосуда опасно в отношении возможного разрыва стенки.

3. После хирургического вмешательства происходит восстановление потока до ламинарного течения, которое характеризует нормальное движение крови в аорте.

4. Давление на внутренней стенке сосуда в модели после хирургического вмешательства соответствует распределению давления в норме и не превышает допустимых значений.

5. Полученные результаты численного эксперимента без учета напряженно-деформированного состояния стенки можно считать достоверными, так как они согласуются с результатами исследований [10–12, 20, 30, 35] с различной постановкой задачи.

6. Результаты численного анализа влияния аневризмы при различных степенях её расширения на гемодинамику аорты могут быть учтены при планировании хирургического лечения на ранних стадиях рассматриваемой патологии.

7. Приведенный подход исследования аневризмы с различной степенью расширения является менее распространенным, но при этом информативным в выявлении возможных причин развития патологии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абугов С.А. [и др.]. Клинические рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты (2017) // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. – 2018. – Т. 11, № 1. – С. 7–67.
2. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике: учеб. пособие. – М.: Высш. шк., 2004. – 390 с.
3. Иванов Д.В., Доль А.В. Применение томографических изображений для создания трехмерных индивидуальных реалистичных моделей биологических объектов // Кардио-ИТ. – 2015. – Т. 2, № 4. – Р. e0402. DOI: 10.15275/cardioit.2015.0402
4. Козлов В.И. Анатомия сердечно-сосудистой системы: учебное пособие для студентов медицинских вузов. – М.: Практическая медицина, 2013. – 192 с.
5. Кузьмичев Д.Е., Скребов Р.В., Шакиров И.И., Вильцев И.М. Постмортальная диагностика аневризмы аорты // Здравоохранение Югры: опыт и инновации. – 2019. – № 1 (18). – С. 42–44.
6. Лойцянский Л.Г. Механика жидкости и газа. – М.: Наука, 1970. – 904 с.
7. Павлова О.Е., Иванов Д.В., Грамакова А.А., Морозов К.М., Суслов И.И. Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью // Изв. Саратов. ун-та. Новая серия. Сер.: Математика. Механика. Информатика. – 2010. – Т. 10, № 2. – С. 66–73.
8. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов: пер. с англ. – М.: Мир, 1983. – 400 с.
9. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. Атлас анатомии человека: учеб. пособие: в 4 т. – 2-е изд., стереотип. – М.: Медицина, 1996. – Т. 3. – 232 с.
10. Alimohammadi M., Sherwood J.M., Karimpour M., Agu O., Balabani S., Díaz-Zuccarini V. Aortic dissection simulation models for clinical support: fluid-structure interaction vs. rigid wall models // BioMedical Engineering OnLine. – 2015. – URL: biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/s12938-015-0032-6 (accessed 03 December 2019).
11. Andersson M., Ebbers T., Karlsson M. Characterization and estimation of turbulence-related wall shear stress in patient-specific pulsatile blood flow // Journal of Biomechanics. – Available online 19 January 2019. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.016

12. Boccadifuoco A., Mariotti A., Celi S., Martini N., Salvetti M.V. Impact of uncertainties in outflow boundary conditions on the predictions of hemodynamic simulations of ascending thoracic aortic aneurysms // *Computers and Fluids*. – 2018. – Vol. 165. – P. 96–115. DOI: 10.1016/j.compfluid.2018.01.012.
13. Cao K., Sucusky P. Aortic valve leaflet wall shear stress characterization revisited: impact of coronary flow // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 20. – P. 468–470. DOI: 10.1080/10255842.2016.1244266
14. Chen Y., Luo H. A computational study of the three-dimensional fluid–structure interaction of aortic valve // *Journal of Fluids and Structures*. – 2018. – Vol. 80. – P. 332–349. DOI: 10.1016/j.jfluidstructs.2018.04.009
15. Condemi F., Campisi S., Viallon M., Croisille P., Fuzelier J.-F., Avril S. Ascending thoracic aorta aneurysm repair induces positive hemodynamic outcomes in a patient with unchanged bicuspid aortic valve // *Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 81. – P. 145–148. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.09.022
16. Conlisk N., Geers A.J., McBride O.M.B., Newby D.E., Hoskins P.R. Patient-specific modelling of abdominal aortic aneurysms: the influence of wall thickness on predicted clinical outcomes // *Medical Engineering and Physics*. – 2016. – Vol. 38. – P. 526–537. DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.03.003
17. Corsini C., Migliavacca F., Hsia T.-Y., Pennati G. The influence of systemic-to-pulmonary arterial shunts and peripheral vasculatures in univentricular circulations: Focus on coronary perfusion and aortic arch hemodynamics through computational multi-domain modeling // *Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 79. – P. 97–104. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.07.042
18. Farotto D., Segers P., Meuris B., Sloten J.V., Famaey N. The role of biomechanics in aortic aneurysm management: requirements, open problems and future prospects // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2018. – Vol. 77. – P. 295–307. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.08.019
19. Grishina O.A., Kirillova I.V., Glukhova O.E. Biomechanical rationale of coronary artery bypass grafting of multivessel disease // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2016. – Vol. 19, Iss. 3. – P. 297–305. DOI: 10.1080/10255842.2015.1016005
20. Gülan U., Calen C., Durub F., Holzner M. Blood flow patterns and pressure loss in the ascending aorta: a comparative study on physiological and aneurysmal conditions // *Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 76. – P. 152–159. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.05.033
21. Hsu M.-C., Kamensky D., Bazilevs Y., Sacks M.S., Hughes T.J.R. Fluid-structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves: significance of arterial wall deformation // *Computational Mechanics*. – 2014. – Vol. 54, Iss. 4. – P. 1055–1071. DOI: 10.1007/s00466-014-1059-4
22. Kaneko N., Mashiko T., Namba K., Tateshima S., Watanabe E., Kawai K. A patient-specific intracranial aneurysm model with endothelial lining: a novel in vitro approach to bridge the gap between biology and flow dynamics // *J. Neurointerv. Surg.* – 2017. DOI: 10.1136/neurintsurg-2017-013087
23. Li W. Biomechanical property and modelling of venous wall // *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. – 2018. – Vol. 133. – P.56–75.
24. Liang L., Liu M., Martin C., Elefteriades J.A., Sun W. A machine learning approach to investigate the relationship between shape features and numerically predicted risk of ascending aortic aneurysm // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. – 2017. – Vol. 16, Iss. 5. – P. 1519–1533. DOI: 10.1007/s10237-017-0903-9
25. Menichini, C., Cheng, Z., Gibbs, R. G. J., & Xu, X. Y. Predicting false lumen thrombosis in patient-specific models of aortic dissection // *Journal of The Royal Society Interface*. – 2016. – Vol. 13, Iss. 124. – P. 1055–1071. DOI: 10.1098/rsif.2016.0759
26. Metaxa E., Tzirakis K., Kontopodis N., Ioannou C.V., Papaharilaou Y. Correlation of intraluminal thrombus deposition, biomechanics, and hemodynamics with surface growth and rupture in abdominal aortic aneurysm dapplication in a clinical paradigm // *Annals of Vascular Surgery*. – 2018. – Vol. 46. – P. 357–366. DOI: 10.1016/j.avsg.2017.08.007
27. Nestola M.G.C., Faggiano E., Vergara C., Lancellotti R.M., Ippolito S., Antona C., Filippi S., Quarteronih A., Scrofanie R. Computational comparison of aortic root stresses in presence of stentless and stented aortic valve bio-prostheses // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 20, Iss. 2. – P. 171–181. DOI: 10.1080/10255842.2016.1207171
28. Ong C.W., Xiong F., Kabinejadian F., Kumar G.P., Cui F.S., Chen G., Ho P., Leo H.L. Hemodynamic analysis of a novel stent graft design with slit perforations in thoracic aortic aneurysm // *Journal of Biomechanics*. – 2019. – Vol. 85. – P. 210–217. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.019
29. Pasta S., Rinaudo A., Luca A., Pilato M., Scardulla C., Gleason T.G., Vorp D.A. Difference in hemodynamic and wall stress of ascending thoracic aortic aneurysms with bicuspid and tricuspid aortic valve // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46. – P. 1729–1738. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.029
30. Scotti C.M., Shkolnik A.D, Muluk S.C. Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness // *BioMedical Engineering OnLine*. – 04 November 2005. DOI: 10.1186/1475-925X-4-64

31. Shang E.K., Nathan D.P., Sprinkle S.R., Fairman R.M., Bavaria J.E., Gorman R.C., Gorman J.H., Jackson B.M. Impact of wall thickness and saccular geometry on the computational wall stress of descending thoracic aortic aneurysms // *Circulation*. – 2013. – Vol. 128. – P. 157–162. DOI: 10.1161/circulationaha.112.000200
32. Shi Y., Zhu M., Chang Y., Qiao H., Liu Y. The risk of stanford type-A aortic dissection with different tear size and location: a numerical study // *BioMedical Engineering OnLine*. – 2016. – Vol. 15, Suppl. 2. – URL: biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/s12938-016-0258-y (accessed 03 December 2019)
33. Singh S.D., Xu X.Y., Pepper J.R., Izgi C., Treasure T., Mohiaddin R.H. Effects of aortic root motion on wall stress in the Marfan aorta before and after personalised aortic root support (PEARS) surgery // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 2076–2084. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.011
34. Wagenseil J.E. Bio-chemo-mechanics of thoracic aortic aneurysms // *Current Opinion in Biomedical Engineering*. – 2018. – Vol. 5. – P. 50–57.
35. Wang S., Zhang Y., Feng J., Huang Y., Tokgoz A., Sadat U., Gillard J.H., Lu Q., Teng Z. Influence of overlapping pattern of multiple overlapping uncovered stents on the local mechanical environment: a patient-specific parameter study // *Journal of Biomechanics*. – 2017. – Vol. 60. – P. 188–196. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.048
36. Zhang P., Sun A., Zhan F., Luan J., Deng X. Hemodynamic study of overlapping bare-metal stents intervention to aortic aneurysm // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47. – P. 3524–3530. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.025

BIOMECHANICAL PATIENT-ORIENTED ANALYSIS OF INFLUENCE OF THE ANEURYSM ON THE HEMODYNAMICS OF THE THORACIC AORTA

**K.K. Skripachenko, A.A. Golyadkina, K.M. Morozov, N.O. Chelnokova,
N.V. Ostrovsky, L.Y. Kossovich (Saratov, Russian Federation)**

The aim of the study was biomechanical modeling of the development and influence of thoracic aortic aneurysm on the hemodynamics of the vessel. Aortic aneurysm is an irreversible expansion of the aorta and is one of the diseases of the cardiovascular system with a high fatal outcome. Biomechanical modeling included: setting the task, building a virtual model of the object under study, setting boundary and initial conditions and properties of materials, also assessment the results of a numerical experiment based on the physiological characteristics of the object. Two three-dimensional virtual models of the thoracic aorta were constructed on the basis of computed tomographic angiography of a real patient: with an aneurysm of the ascending division and after prosthetics. To analyze the development of pathology, were created additional virtual models with different degrees of aneurismal expansion. The calculation is carried out taking into account the parameters characterizing the work of the cardiovascular system (blood pressure value, dynamic viscosity and blood density). The analysis of the results showed a change in the character of blood flow, the formation of region of blood stagnation in the aneurysm zone. It was revealed that with the increase in the geometric dimensions of the pathology there is a drop in the blood flow rate and an increase in the flow pressure values in the aneurysm. Asymmetric distribution of pressure values on the inner surface of the aorta, triggered by the displacement of the flow velocity vector relative to the axis of the blood vessel, can to incite further development of an aneurysm.

Key words: aneurysm, thoracic aorta, ascending aorta, biomechanical modeling, finite element method, hemodynamics.

Получено 4 декабря 2019