

В. С. ОВЕРКО, ст. науч. сотрудник, ДонНУ, Донецк;
М. В. БЕСКРОВНАЯ, канд. техн. наук, вед. науч. сотрудник,
ДонНУ, Донецк

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕЧЕНИЯ КРОВИ В ПАТОЛОГИЧЕСКИ ИСКРИВЛЕННЫХ СОСУДАХ

Проведено математическое моделирование течения крови в патологически искривленных сосудах. Исследовано влияние степени кривизны сосудов на интенсивность и особенности вторичного и возвратных течений крови в сосудах в различные моменты времени кардиального цикла. Определены потери давления для разной степени патологического искривления сосудов.

Ключевые слова: биогидродинамика, гемодинамика, течение в сосудах, кардиальный цикл, вихревая структура.

Введение. Развитие методов и возможностей сердечнососудистой хирургии в настоящее время требует детального изучения течения крови в магистральных кровеносных сосудах человека в норме и при патологии.

Основные исследования по биогидродинамики кровеносных сосудов человека посвящены вопросам гемодинамики. Вместе с тем известно, что особенности механического поведения и формы сосудистой стенки могут иметь значение для запуска начала процесса атеросклероза.

Прямое экспериментальное исследование пораженных сосудов весьма затруднительно. В связи с этим возникает необходимость совершенствования методов компьютерного моделирования течения крови на основе *CFD технологий* и последующего уточнения этих моделей на основе экспериментальных данных.

Слабо изучены эффекты влияния формы кровеносных сосудов на возникновение вторичных течений и их эволюцию. Также отсутствуют оценки напряженно-деформированного состояния стенки сонной артерии при наличии геометрической извитости, атероматозной бляшки.

Целью работы является исследование влияния степени искривленности участка кровеносного сосуда на гидродинамику течения крови в магистральных артериях и определения потерь давления в зависимости от характера искривленности кровеносного сосуда.

Анализ последних исследований. В настоящее время многочисленные работы посвящены исследованию влияния степени кривизны, *чисел Рейнольдса, Дина* и *Вомерсли* на особенности течения крови в искривленных сосудах [1-7]. Наиболее значительные отклонения от течения в цилиндрических трубах возникают из-за сильной искривленности сосуда, несимметричности геометрической формы, коничности кровеносных сосудов и их ветвлений. Эффекты, обусловленные этими факторами, приводят к атеросклеротическому поражению кровеносных сосудов. В частности, *Папахарилу* и др.

[8] исследовал влияние трехмерной кривизны на возникновение спиралевидного течения и формирование течения Дина. Майерс и др. [9] обнаружили вторичное течение, похожее на течение Дина в правой коронарной артерии; характер и особенности этого течения оказались в значительной степени чувствительны к локальной кривизне сосуда. Экспериментальное исследование Наруса и др. [10] продемонстрировало значительное влияние кривизны кровеносного сосуда на интенсивность и особенности возвратного течения во время диастолы.

В некоторых работах также учитывают деформацию сосудистой стенки в рамках *линейной теории упругости*, например [11]. Повышенный интерес к гемодинамике объясняется установлением зон образования вихрей и обратных течений, а также развиваемой в последнее время теорией повреждения сосудистой стенки [12], которая говорит о повышенной вероятности развития как атеросклеротического процесса на участках кровеносного сосуда, где наблюдаются пониженное значение касательных напряжений в потоке крови, так и аневризмы сосудистой стенки.

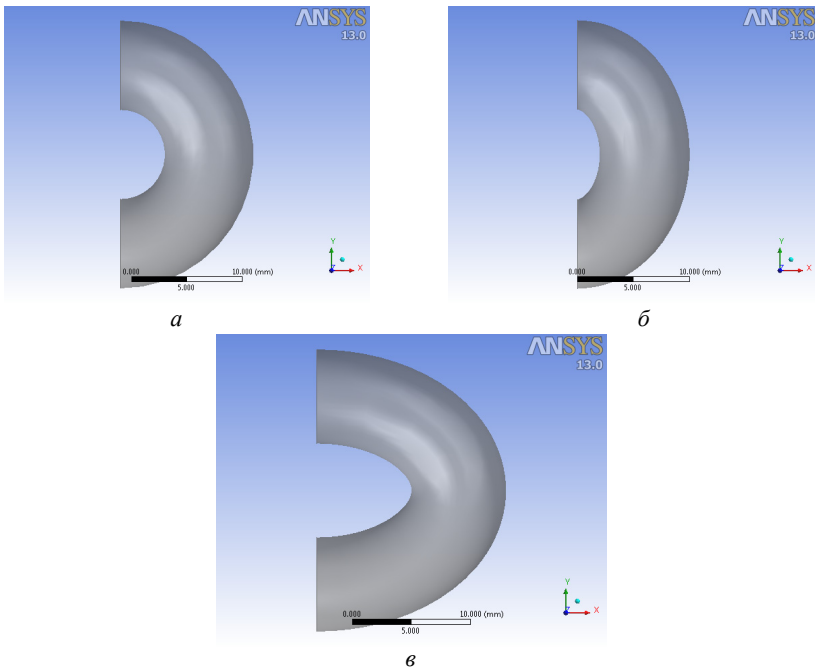


Рис. 1 – Ассоциация моделей с различными типами патологических искривлений феморальной артерии: *a* – VMH; *б* – VEH; *в* – HMV.

В данной работе методами компьютерного моделирования были исследованы три типа криволинейных каналов, показанных на рис. 1. Эти модели могут быть ассоциированы с различным типами патологических искривлений феморальной артерии: 1) *VMH-модель*: слабая степень кривизны (вертикальный радиус больше горизонтального); 2) *VEH-модель*: средняя сте-

пень кривизны (вертикальный радиус равен горизонтальному); 3) *HMV-модель*: значительная степень кривизны (горизонтальный радиус больше вертикального). Искривленная часть артерии имеет вид эллиптического тора. Два цилиндрических участка, не представленных на рис. 1, были добавлены к входу и выходу искривленной части артерии для стабилизации течения и уменьшения граничных эффектов. Геометрические особенности этих моделей оказывают значительное влияние на структуру течения.

Для VMH модели число Рейнольдса равно $Re = 440$ ($Re = \rho V D / \mu$, $V = 0,155$ м/с – максимальная скорость, $D = 8 \times 10^{-3}$ м – диаметр сосуда), а число Дина является переменной величиной ($De = 4 Re \sqrt{D/R_c}$, где R_c – радиус искривления) с границами изменения от 2613 до 1522, что соответствует углам от 0 до 90 градусов и от 1522 до 2613, что соответствует углам от 90 до 180 градусов. Более того, число Дина уменьшается в первой части полутора и увеличивается во второй. Для VEN модели число Рейнольдса равно $Re = 440$, а число Дина постоянно, $De = 1760$.

Для NMV модели число Рейнольдса равно $Re = 440$, а число Дина переменное с границами изменения от 1173 до 2115, что соответствует углам от 0 до 90 градусов и от 2115 до 1173, что соответствует углам от 90 до 180 градусов. Тенденция изменения числа Дина для этой модели обратна VEN-модели.

Условия моделирования гемодинамики. Задача решалась в нестационарной трехмерной постановке, упругость стенок сосудов не учитывалась. Кровь считалась *ньютоновской жидкостью* с плотностью 1060 кг/м^3 и динамической вязкостью 3×10^{-3} Па·с. Данные допущения не являются строго соответствующими физиологическим условиям, но для крупных кровеносных сосудов результаты расчетов качественно соответствуют особенностям течений в живом организме. Для моделирования нестационарного ламинарного течения использовалось решение полной системы *уравнений Навье-Стокса*, полученное с помощью неявной разностной схемы в пакете ANSYS. Давление определялось по стандартной схеме; для определения скоростей использовалась схема с разностями (против потока) первого порядка, направленными против потока. Что касается взаимосвязи между расчетами скоростей и давления, то для моделирования была использована схема SIMPLE. Временной шаг постоянный и равный 10 мс.

Граничные условия. Как предложил *А. Редаэлли* [13] на входной границе расчетной области был использован плоский профиль скорости, соответствующий объемному кровотоку в феморальной артерии. На выходе расчетной области задавалось фоновое давление, равное 0 Па. Кроме того, для корректного моделирования возвратного течения был использован *метод коррекции по ближайшим ячейкам*. На стенках сосуда задавались условия прилипания и непротекания.

Деформация поля скорости. Сложность расчета течения в изогнутом

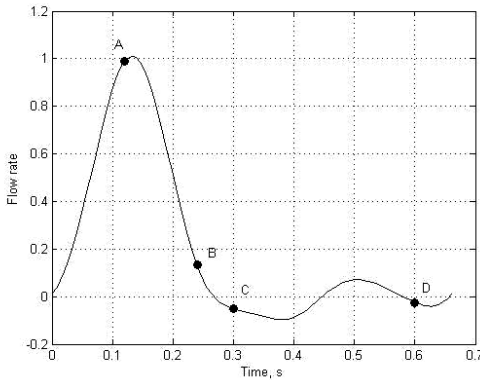


Рис. 2 – Зависимость безразмерного расхода от времени: $A - 0,12$ с, $B - 0,24$ с, $C - 0,30$ с, $D - 0,60$ с.

диент давления, действующий на все жидкие частицы, распределен почти однородно, а вследствие прилипания скорость частиц вблизи стенки много меньше, чем в ядре потока. Поэтому радиус кривизны траектории частицы в ядре должен быть больше, чем у стенки. Иными словами, жидкость из ядра вытесняется к внешней стороне изгиба, а жидкость у боковой части стенки возвращается к внутренней стороне. Таким образом, порождается вторичное замкнутое течение. Это вторичное течение в свою очередь влияет на распределение продольной скорости, и между ними возникает взаимодействие сложной природы.

В данной работе приведены результаты расчета гемодинамики в различные моменты кардиального цикла. Точка A соответствует поздней фазе систолы, B – середине диастолы, C – максимальному отрицательному расходу диастолы, D – поздней диастолы (рис. 2).

Для всех типов кривизны максимальная скорость возрастает по сравнению со скоростью, рассчитанной из расхода на входе в расчетную область, и смещается к внутренней стенке канала. Увеличение составляет около 45% для VMH-модели, 33% для VEN-модели и 27% для HNV-модели. Положение максимума скорости смещается в нормальном направлении к центральной линии канала на расстоянии около 82% для VMH-модели, 40% для VEN-модели 30% для HNV-модели. Гидродинамика в направлении вниз по потоку имеет большие различия для разных типов кривизны: для VMH-модели распределение скоростей имеет более симметричный вид, для VEN-модели увеличение скорости сначала асимметрично и после $\frac{1}{4}$ длины (или угла 45°) трубы меняется на симметричную форму, для HNV-модели асимметрия распределения скорости проявляется почти в середине (при угле 90°) трубы. В случае отрицательного расхода наблюдается рост интенсивности вторичного течения для всех моделей, но HNV-модель характеризуется зоной с минимальным возвратным течением в центральной части. В случае отрицательного расхода максимальная интенсивность возвратного течения для всех моделей наблюдаются на внутренней стенке. В заключительной

канале обусловлена тем, что движение не может происходить всюду параллельно искривленной оси, и должны быть поперечные (вторичные) составляющие скорости. Действительно, частица жидкости, чтобы двигаться по искривленной траектории радиуса R со скоростью w , должна испытывать действие боковой силы (обеспечиваемой в потоке градиентом давления), сообщаящей частице боковое ускорение. Далее гра-

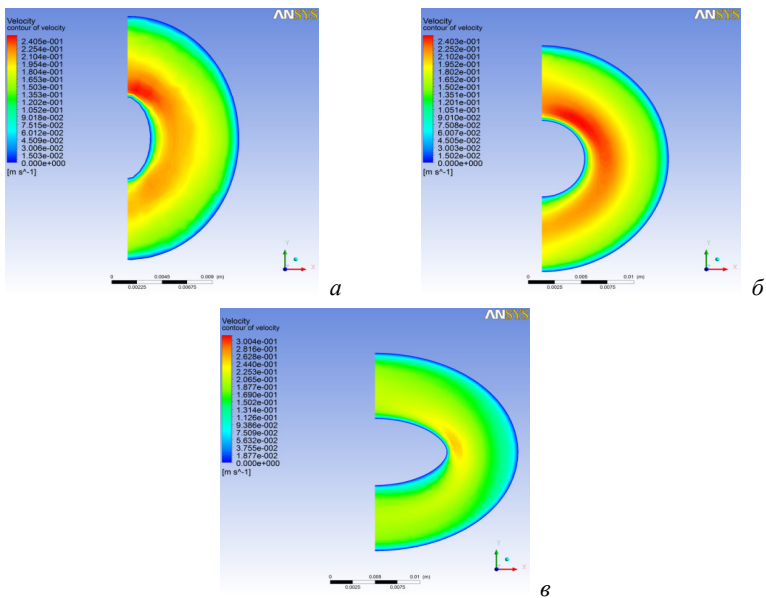


Рис. 3 – Поле скорости в искривленной части сосуда, $t = 0,12$ с:
a – VMH; *б* – VEH; *в* – HMV.

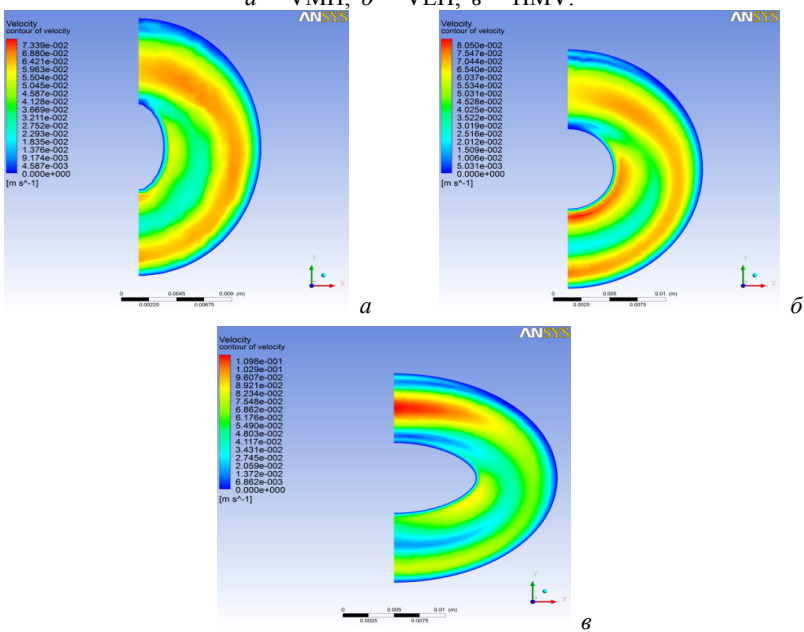
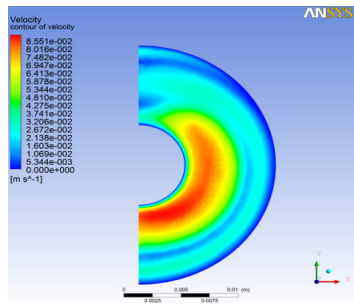
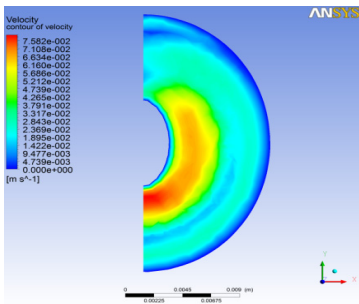
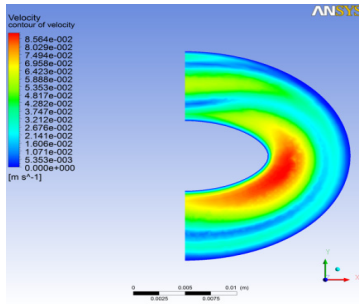


Рис. 4 – Модель поля скорости в искривленной части сосуда, $t = 0,24$ с:
a – VMH; *б* – VEH; *в* – HMV.



a

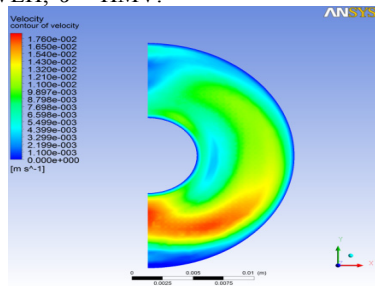
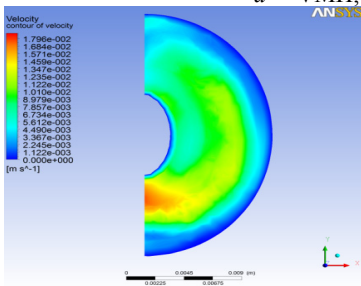
б



в

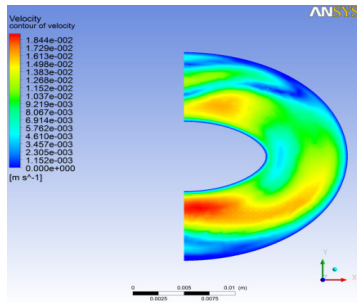
Рис. 5 – Модель поля скорости в искривленной части сосуда, $t = 0,30$ с:

a – VMH; *б* – VEH; *в* – HVM.



a

б



в

Рис. 6 – Модель поля скорости в искривленной части сосуда, $t = 0,60$ с:

a – VMH; *б* – VEH; *в* – HVM.

части кардиального цикла появляются хаотические изменения направлений скоростей, возможных объяснение заключается в полной дестабилизации потока в результате взаимодействия двух важнейших факторов: кривизны линий тока и пульсирующего режима течения. Данная информация представлена на рис. 3 – 6.

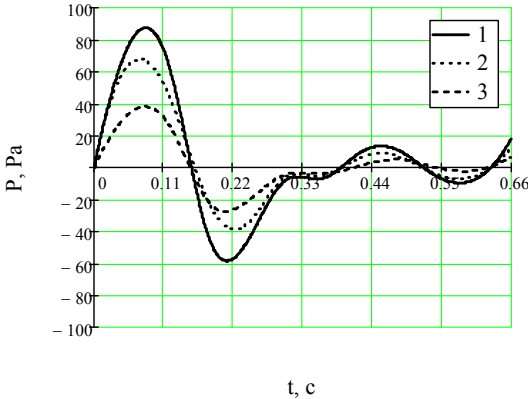


Рис. 7 – Колебания давления для VMH-модели.

Нужно отметить, что для всех типов геометрии наблюдается развитие трехмерной вихревой структуры. На верхней и нижней части всех рисунков наблюдаются два вихря с противоположным направлением вращения. Этот вывод находится в соответствии с результатами работы [15, 16]. Но детальный анализ структуры потока показывает, что эти вихри не являются изолированными структурами, они связаны с помощью возвратного течения, возникающего в центральной части искривленного сосуда. Таким образом, вихревая структура имеет сложную спиралевидную форму. Похожие структуры были получены для течения Дина в круговых искривлениях и течения в спиральных каналах, но векторное поле было построено только в плоскости [17]. Может быть, более похожие результаты представлены в работах [18].

В данной работе были также рассчитаны потери давления на криволинейном участке и колебания давления в начале, середине и выходе из искривления в течение кардиального цикла. Данные расчетов приведены на рис 7 – 9; (Point A – расположена на оси входного сечения (линия 1), Point B – расположена на оси в середине криволинейного участка (линия 2) и Point C – расположена на оси выходного сечения (линия 3)).

Таблица 1 – Значение потерь давления

Point A	Point B	Point C
$\Delta P_{VMH} = 128$ Па	$\Delta P_{VMH} = 92$ Па	$\Delta P_{VMH} = 57$ Па
$\Delta P_{VEH} = 143$ Па	$\Delta P_{VEH} = 103$ Па	$\Delta P_{VEH} = 69$ Па
$\Delta P_{HMH} = 165$ Па	$\Delta P_{HMH} = 110$ Па	$\Delta P_{HMH} = 59$ Па

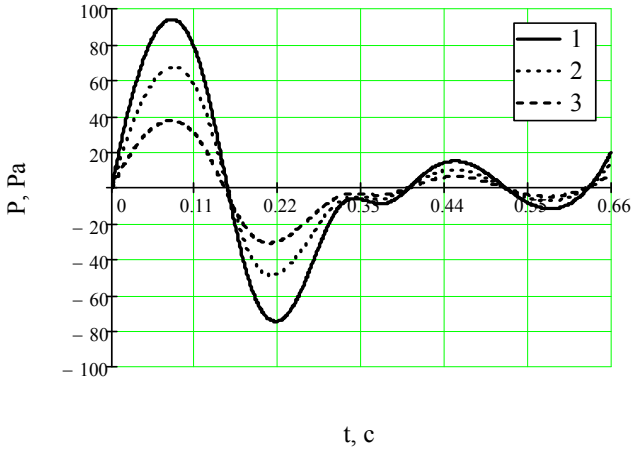


Рис.8 – Колебания давления для VEN – модели.

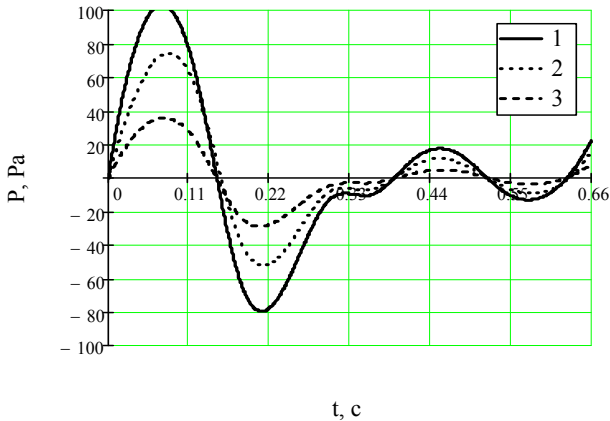


Рис. 9 – Колебания давления для HNV – модели.

Отметим, что наиболее значительные флуктуации наблюдаются во всех точках HNV-модели. Это явление может иметь следующее объяснение: данная модель имеет наибольшую степень кривизны, особенно в центральной части, и, как следствие этого, для поворота потока требуются более значительные потери давления (рис. 9).

Кроме того, были рассчитаны средние градиенты давления вдоль центральной оси потока (табл. 1):

модель VMH – 2036,2 Па/м

модель VEN – 1989,4 Па/м

модель HNV – 2986,4 Па/м

Значительное увеличение градиента давления для НМV-модели приводит к тому, что в патологически искривленных сосудах с подобной конфигурацией будет наблюдаться значительное снижение скорости кровотока и, как следствие, ухудшение снабжения тканей кислородом.

Наиболее оптимальной, с точки зрения минимизации потерь давления, выглядит конфигурация с круговой формой искривления (модель VEN).

Выводы. Данная работа направлена на улучшение понимания динамики потока в искривленных сосудах и исследование влияния геометрических особенностей на структуру течения. Расчеты выполнены для различных чисел Рейнольдса и Дина, в предположении, что стенки сосуда являются жесткими, и кровь ведет себя как ньютоновская жидкость. Пусть эти допущения не являются строго соответствующими физиологическим условиям, но основные аспекты динамики потоков, в том числе вихревые структуры, будут во многом соответствовать реальным данным в крупных сосудах даже при этих допущениях.

Вторичные потоки играют важную роль в гидродинамике крови, поскольку они представляют собой отклонение потока от идеализированных моделей, в частности, течения *Хагена-Пуазейля*. Наиболее значительными вторичными течениями являются *пространственные вихри Дина* в тормозной фазе периода пульсаций, которые формируют сложную трехмерную вихревую структуру в изогнутых каналах. Результаты исследования показали, что наиболее значительное влияние геометрических особенностей на вторичные течения наблюдается в модели с постоянным числом Дина. Поскольку эта модель (VEN-модель) имеет минимальные потери давления, то это свидетельствует о стабилизирующей роли вихрей Дина на гидродинамику потока в изогнутых сосудах.

В заключение отметим, что число Дина не полностью описывает поток в сильноизогнутом канале. К тому же числа Дина, которые были рассчитаны по внутреннему радиусу, центральному радиусу и внешнему радиусу, имеют широкий диапазон изменения.

Список литературы: 1. *Shahcheraghi, N., Dwyer, H. A., Cheer, A. Y., Barakat, A. I., and Rutaganira, T.*, 2002, "Unsteady and Three-Dimensional Simulation of Blood Flow in the Human Aortic Arch," *J. Biomech. Eng.*, 124, pp. 378–387. 2. *Pedley, T. J.*, 1980, *The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, Chap. 4. 3. *Talbot, L., and Gong, K. O.*, 1983, "Pulsatile Entrance Flow in a Curved Pipe," *J. Fluid Mech.*, 127, pp. 1–25. 4. *Yearwood, T. L., and Chandran, K. B.*, 1984, "Physiological Pulsatile Flow Experiments in a Model of the Human Aortic Arch," *J. Biomech.*, 159, pp. 683–704. 5. *Chandran, K. B., and Yearwood, T. L.*, 1981, "Experimental Study of Physiological Pulsatile Flow in a Curved Tube," *J. Fluid Mech.*, 111, pp. 59–85. 6. *Chandran, K. B.*, 1993, "Flow Dynamics in the Human Aorta," *J. Biomech. Eng.*, 115, pp. 611–616. 7. *Tortoli, P., Bambi, G., Guidi, F., and Muchada, R.*, 2002, "Toward a Better Quantitative Measurement of Aortic Flow," *Ultrasound Med. Biol.*, 282, pp. 249–257. 8. *Papaharilaou, Y., Doorly, D. J., and Sherwin, S. J.*, 2002, "The Influence of Out-of-Plane Geometry on Pulsatile Flow within a Distal End-to-Side Anastosis," *J. Biomech.*, 35, pp. 1225–1239. 9. *Myers, J. G., Moore, J. A., Ojha, M., Johnston, K. W., and Ethier, C. R.*, 2001, "Factors Influencing Blood Flow Patterns in the Human Right Coronary Artery," *Ann. Biomed. Eng.*, 29, pp. 109–120. 10. *Naruse, T., and Tanishita, K.*, 1996, "Large Curvature Effect on Pulsatile Entrance Flow in a Curved Tube: Model Experiment Simulating Blood Flow in an Aortic Arch," *J. Biomech. Eng.*, 118, pp. 180–186. 11. *Красавин В.А., Дружинин С.О., Суслов И.И., Морозов К.М., Кузьмин В.А.* Концепция системных нарушений иммунитета в генезе аномалий ветвей дуги аорты // Региональное кровообращение и микроциркуляция. – 2007. – № 1(21). – С. 81–83. 12. *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 // Известия Са-