

ОСОБЕННОСТИ КРОВОТОКА В МЕСТЕ СЛИЯНИЯ ПОЗВОНОЧНЫХ АРТЕРИЙ В БАЗИЛЯРНУЮ

Мансуров В.А., Трушель Н.А., Гольцев М.В.,

Гузелевич И.А., Блинкова А. Д.

*УО «Белорусский государственный медицинский университет»,
Беларусь, Минск*

Нечипуренко Н.И.

*РНПЦ Неврологии и нейрохирургии,
Беларусь, Минск*

Математическое моделирование кровотока в области соединения позвоночных артерий в базилярную показывает, что в месте соединения потоков крови возникает дополнительное динамическое давление. Это ведет к деформации или выпячиванию стенки сосуда, что, может спровоцировать рост аневризмы. Обнаружено, что механическое напряжение и деформация стенки сосуда снижаются с увеличением угла слияния сосудов.

***Ключевые слова:** позвоночные артерии, базилярная артерия, аневризма.*

FEATURES OF THE BLOOD FLOW AT THE AREA OF BASILAR ARTERIES CONFLUENCE INTO VERTEBRAL ARTERY

Mansurov B.A., Trushel N.A., Golcev M.V.,

Guselevich I.A., Blinkova A. D.

*Belarusian State Medical University,
Belarus, Minsk*

Nechipurenko N.I.

*RSPC of Neurology and Neurosurgery,
Belarus, Minsk*

Mathematical modeling of the blood flow in the area of the connection of vertebral arteries into basilar artery, in which two blood flows merge, shows that additional dynamic pressure occurs at the flows merge. It leads to deformation of the vessel wall or bulging of the vessel wall and probably, can provoke the growth of an aneurysm. It was found that mechanical stresses and deformation of the vessel wall decrease by increasing of merge angle.

***Key words:** vertebral arteries, basilar artery, aneurysm.*

В последние годы интерес к исследованиям в области математического моделирования кровотока постоянно растет, что, вероятно, связано с

постоянным ростом сердечно-сосудистых заболеваний [2]. Большая часть артерий головного мозга разветвляется на дочерние сосуды. Однако на нижней поверхности головного мозга имеется участок сосудов, где две артерии (позвоночные) соединяются в одну (базилярную). Само по себе разветвление сосудов (бифуркация) существенно меняет тип движения крови в сосудистом сегменте, а такое явление как соединение дочерних сосудов в один сосуд, еще больше усложняют форму течения крови в этом сегменте, особенно в связи с атеросклеротическими поражениями артерий и может привести к возникновению аневризм.

Цель - посредством численного моделирования взаимодействия упругой стенки сосуда с потоком вязкой жидкости выяснить возникновение напряжено-деформированного состояния стенки сосуда и картины течения крови для установления морфологических предпосылок развития цереброваскулярной патологии (аневризм).

Материалы и методы. Макроскопически и морфометрически (диаметры сосудов, величина угла их соединения) изучено строение участка сосудов в области соединения позвоночных артерий в базилярную на 30 препаратах головного мозга взрослых людей обоего пола с разной формой черепа, полученных из УЗ «Городское клиническое патологоанатомическое бюро» г. Минска. На основании полученных данных установлены 3 модели сосудов в зависимости от формы черепа человека (мезо-, брахи- и долихокран), в соответствии с которыми были построены численные трехмерные геометрические модели соединения сосудов, состоящие из отрезков одинаковой длины (35 мм) с симметричным расположением отрезков дочерних сосудов относительно центральной линии отрезка основного сосуда (рис 1, табл1).

Таблица 1.

Геометрия участка сосудов в области их соединения

	1	2	3
Диаметр основного сосуда D0	5 мм	4,4 мм	4,2 мм
Диаметр левого сосуда DL	3,5 мм	2,9 мм	3,2 мм
Диаметр правого сосуда DR	4,3 мм	2,7 мм	2,9 мм
Угол соединения	77°	76,8°	54°
Толщина стенки, мм	0,65	0,65	0,6

Рассматриваемые модели отличаются от традиционных бифуркаций тем, что потоки жидкости не разделяются, а сливаются (смешиваются). Если

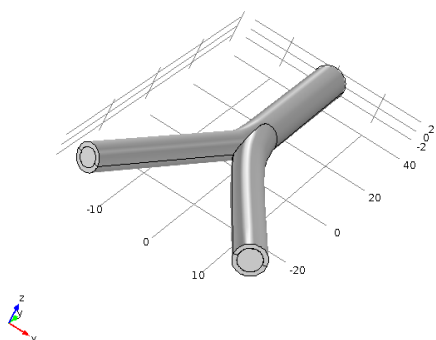


Рис 1. Численная геометрическая модель 1

происходит соприкосновение двух потоков, движущихся с разными скоростями, то на их границе возникают те же самые процессы, которые происходят и при взаимодействии потока со стенкой. Однако это ведёт не к устранению помех взаимному движению, а наоборот, к их усилению. Потоки реагируют с запозданием, в результате взаимодействующие потоки выравнивают свои скорости очень

быстро — их взаимное торможение происходит более интенсивно.

Таблица 2.

Свойство	Свойства сред	
	жидкость	упругость
Плотность, кг/м ³	1000	1200
Вязкость, мПа•с	5	
Модуль Юнга, Па		10 ⁸
Коэффициент Пуассона		0,45

Для сложных геометрий сосуда простые соотношения для описания процессов течения и деформации сосудистой стенки получить сложно. В этом случае необходимо прибегать к математическому моделированию процесса взаимодействия жидкости с упругой стенкой при помощи метода, позволяющего рассчитать взаимодействие жидкой среды с упругой средой (fluid-structure interface -FSI).

Поток жидкости может деформировать стенку, поэтому чтобы рассчитать профиль течения в непрерывно деформируемой геометрии необходимо использовать метод Лагранжа-Эйлера (ALE – arbitrary Lagrange Euler). Метод ALE использует динамику деформирующей геометрии и движущихся границ с помощью движущейся сетки (moving mesh). При этом вычисляются новые координаты сетки в области канала на основе движения границ и сглаживания сетки с использованием метода Винслоу. Уравнения Навье-Стокса, описывающие вязкое течение, сформулированы для этих движущихся координат. Часть механического поведения модели, которая не требует метода ALE, рассчитывается в узлах фиксированной системы координат. Деформации, которые рассчитываются таким образом, являются основой для вычисления деформированных координат с помощью ALE. Стенка канала является деформируемым материалом, который может упруго деформироваться под воздействием нагрузки. Следовательно, поток жидкости

также следует новому пути, поэтому течение в исходной геометрии будет отличаться от течения деформируемой геометрии.

Геометрия математической модели состоит из двух соединяющихся каналов одинаковой длины и различного сечения, которые переходят в один канал. Эти каналы ограничены упругой стенкой (наличием анизотропии пренебрегается¹). В концах соединяющихся каналов под действием давления движется поток жидкости, в конце одиночного канала предполагается, что давление равно нулю (рис. 1). Жидкость движется по соединенным каналами и смешивается в области их соединения. Таким образом, на стенках канала создается механическое напряжение, возникающее в результате вязкого сопротивления и давления жидкости. В результате возникает деформация упругой стенки. Свойства упругой и вязкой среды находятся в таблице 2.

Начальные и граничные условия. Известно, что средние скорости течения на входе толстого дочернего сосуда находятся в диапазоне $10,7 \div 18,5$ см/с (среднее значение – 15 см/с), на входе тонкого дочернего сосуда – $12 \div 19,5$ см/с (среднее значение – 16 см/с). На стенке сосуда условия прилипания, окончание отрезков сосудов – неподвижны.

Результаты и обсуждение. Для всех рассматриваемых бифуркаций в месте соединения трех отрезков возникает выпуклая деформация сосудистой стенки. Для анализа результатов использовались два параметра: максимальная абсолютная деформация и максимальное напряжение фон Мизеса².

Максимальное напряжение по Мизесу основывается на теории Мизес-Хенки (Mises-Hencky), также известной как теория энергии формоизменения. Для главных напряжений тензора напряжений $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ напряжение фон Мизеса выражается как:

$$\sigma_{\text{vonMises}} = \sqrt{[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2] / 2}$$

Теория утверждает, что пластичный материал начинает повреждаться в местах, где напряжение по Мизесу становится равным предельному напряжению (табл. 3).

Таблица 3.

Результаты моделирования

	1 модель	2 модель	3 модель
Максимальное напряжение фон Мизеса, Па	2200	840	2060
Максимальная абсолютная деформация, м	$4 \cdot 10^{-5}$	$1 \cdot 10^{-5}$	$2,3 \cdot 10^{-5}$

¹ *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* Volume 61, August 2016, Pages 600-616
 Stress softening and permanent deformation in human aortas: Continuum and computational modeling with application to arterial clamping B.Fereidoonzehada R.Naghdabadiab G.A.Holzapfelc

² (Хилл Р. (1950). Математическая теория пластичности. Оксфорд: Clarendon Press)

Максимальная абсолютная деформация возникает в области соединения дочерних сосудов (рис. 2а). В этом же месте наблюдается максимум напряжения фон Мизеса (рис. 2б). Из рисунка видно, что деформация стенки сосуда по сечению в точке максимальной деформации. Окружное напряжение для круглого сосуда $\tau = p_e \cdot r_0 / h$ вместе с окружной деформацией $\varepsilon = r_0 \cdot p_e / h \cdot E$ (p_e – давление, r_0 – радиус, h – толщина стенки сосуда, E – модуль упругости) вызывает появление деформации противоположного знака и меньшей по величине в направлениях, ортогональной это деформации. Стенка сосуда в данном сечении вытягивается в одном направлении и сжимается в другом, так как в случае сложной геометрии эти деформации могут быть несимметричны, это может вызывать вторичные течения в жидкости. Также видно из этого рисунка соединение двух потоков жидкости.

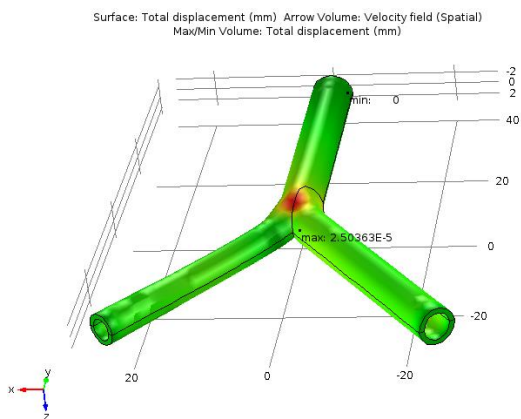


Рис. 2а. Максимальная абсолютная деформация (выпячивание стенки)

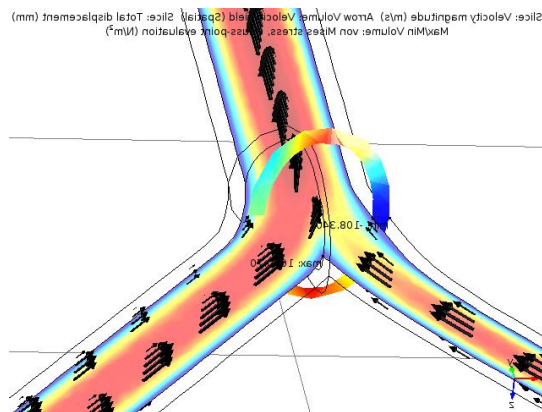


Рис. 2б. Картина течения (поле скоростей течения), напряжение фон Мизеса и абсолютная деформация по сечению в точке максимальной деформации

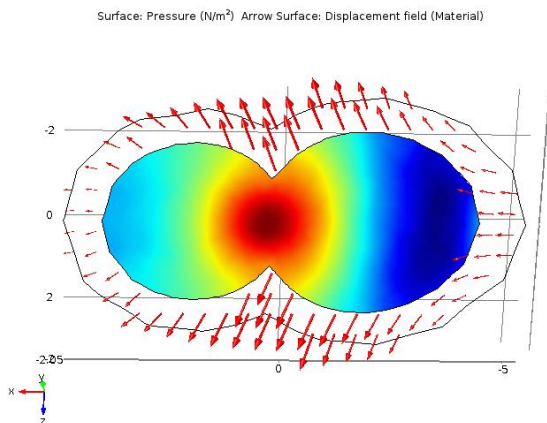


Рис. 3. Давление (цвет), величина и направление абсолютной деформации (стрелки) в сечении точки максимальной деформации

Объяснить выпячивание стенки можно суммированием динамического давления $p_d = \rho v^2 / 2$ (ρ – плотность жидкости, v – скорость жидкости в данной точке) при взаимодействии двух потоков. Это изображено на рис. 3. В центре давление максимально (примерно 45 Па), скорости движения жидкости увеличивается (на стенке сосуда примерно 40 Па). Соответственно и деформация стенки в месте соединения дочерних сосудов

имеет разнонаправленное действие: z координата увеличивается, а x координата сжимается.

Чтобы понять, как изменяются напряжение фон Мизеса и абсолютная деформация по сечению в точке максимальной деформации в зависимости от угла соединения сосудов была предпринята попытка математически изменять этот угол. Для этого угол первой рассматриваемой бифуркации менялся с шагом в 10 градусов от 77° да до 47° при сохранении других геометрически параметров (рис. 3 а, 3 б).

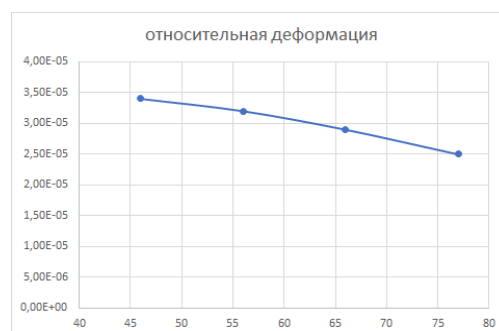
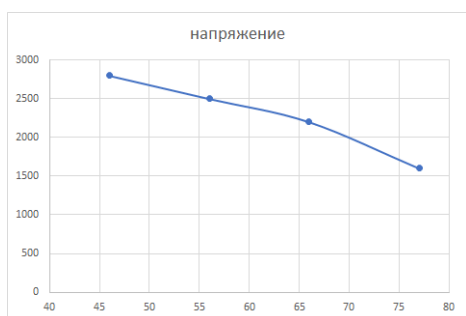


Рис. 3 а Напряжение на стенке сосуда

Рис. 3 б Деформация стенки сосуда

Из рисунков видно, что напряжение и деформация уменьшаются с увеличением угла соединения сосудов. Это является следствием изменения динамического давления в центре сосуда и в зависимости от угла (меньшим углам соответствует большее динамическое давление).

Заключение. Математическое моделирование кровотока в месте соединения позвоночных артерий в базилярную артерию, при котором сливаются два потока, показывает, что в месте соединения этих потоков возникает дополнительное динамическое давление, которое приводит к деформации стенки сосуда или выпячиванию его стенки, что может спровоцировать образование аневризмы в этом месте.

В результате численного математического моделирования кровотока обнаружено, что напряжение и деформация стенки сосуда уменьшаются с увеличением угла соединения позвоночных артерий в базилярную. Таким образом, рост аневризмы стенки артерии в месте соединения позвоночных артерий вероятней провоцируется при меньших углах соединения сосудов, что наблюдается чаще у мезо- и долихокранов по сравнению с брахикранами, следовательно, риск развития аневризм больше у людей с долихокранной формой черепа.

Список литературы

1. Хилл, Р. Математическая теория пластичности / Р. Хилл. Оксфорд: Clarendon Press – 1950.

2. Шмидт, Е. В. Сосудистые заболевания головного и спинного мозга / Е. В. Шмидт, Д. К. Лунев, Н. В. Верещагин. М., 1976. 272 с.

3. Fereidoonnehada, B., Naghdabadiab, R., Holzapfelc, G. A. Stress softening and permanent deformation in human aortas: Continuum and computational modeling with application to arterial clamping / B. Fereidoonnehada, R. Naghdabadiab, G. A. Holzapfelc // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – V. 61. – 2016. – P. 600-616.