

А.Д. Блинкова

**ОСОБЕННОСТИ ГЕМОДИНАМИКИ В МЕСТЕ СЛИЯНИЯ
ПОЗВОНОЧНЫХ АРТЕРИЙ В БАЗИЛЯРНУЮ**

*Научные руководители: д-р мед. наук проф. Н.А. Трушель,
канд. техн. наук, доц. В.А. Мансуров**

Кафедра нормальной анатомии

**Кафедра медицинской и биологической физики*

Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск

A.D. Blinkova

**VESSEL WALL DEFORMATION AT THE AREA OF BASILAR ARTERIES
CONFUENCE INTO VERTEBRAL ARTERY**

*Tutors: DM, professor N.A. Trushel,
PhD, associate professor V.A. Mansurov**

Department of Normal Anatomy

**Department of Medical and Biological Physics*

Belarusian State Medical University, Minsk

Резюме. Математическое моделирование кровотока в области соединения позвоночных артерий в базилярную показывает, что в этом месте возникает дополнительное динамическое давление, которое деформирует стенки сосуда. Этот эффект уменьшается с увеличением угла слияния сосудов, а рост аневризмы вероятней провоцируется при малых углах соединения сосудов мозга.

Ключевые слова: позвоночные артерии, базилярная артерия, аневризма.

Resume. Mathematical modeling of the blood flow in the area of the connection of vertebral arteries into basilar artery shows that additional dynamic pressure occurs and leads to deformation of the vessel wall. This phenomenon decrease by increasing of merge angles.

Keywords: vertebral arteries, basilar artery, aneurysm.

Актуальность. Актуальность исследования особенностей кровотока в сосудах головного мозга обусловлена стенотическими поражениями внутричерепной части позвоночных и базилярной артерий, которые встречаются в 21,1% случаев, при этом чаще у людей пожилого возраста (старше 60 лет), а также образованием аневризм базилярной артерий, обнаруживающихся в 1,8- до 10% случаев.

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

Материалы и методы. Макроскопически изучены морфометрические показатели на 30 препаратах головного мозга взрослых людей обоего пола с разной формой черепа. Установлены 3 модели сосудов по форме черепа человека (мезо-, брахи- и долихокран). Построены математические модели соединения сосудов, состоящие из отрезков одинаковой длины (35 мм) с симметричным расположением отрезков дочерних сосудов относительно центральной линии отрезка основного сосуда (таблица 1).

Табл. 1. Геометрия соединений

	Брахикраны	Мезокраны	Долихокраны
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 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.

Для сложных геометрий сосуда используется математическое моделирование процесса взаимодействия жидкости с упругой стенкой. Для расчета профиля течения в непрерывно деформируемой геометрии использован метод Лагранжа-Эйлера (ALE). Метод ALE использует динамику деформирующей геометрии и движущихся границ с помощью движущейся сетки. Расчет новых координат сетки в области канала на основе движения границ и сглаживания сетки использует метод Винслоу. Уравнения Навье-Стокса, описывающие вязкое течение, сформулированы для этих движущихся координат. Часть поведения модели, которая не требует метода ALE, рассчитывается в узлах фиксированной системы координат. Рассчитанные деформации являются основой для вычисления деформированных координат с помощью ALE. Стенка канала упруго деформируется под воздействием нагрузки (наличием анизотропии пренебрегают [1]). Поток жидкости также следует новому пути. Свойства упругой и вязкой среды приведены в таблице 2.

Табл. 2. Свойства сред

Свойство	Жидкость	Упругость
Плотность, кг/м ³	1000	1200
Вязкость, мПа•с	5	
Модуль Юнга, Па		108
Коэффициент Пуассона		0,45

Результаты и их обсуждение. Для всех рассматриваемых бифуркаций в месте соединения трех отрезков бифуркации возникает выпуклая деформация сосудистой стенки. Для анализа результатов использовались два параметра: максимальная абсолютная деформация и максимальное напряжение фон Мизеса [2]. Максимальное напряжение по Мизесу основывается на теории Мизес-Хенки, также известной как теория энергии формоизменения. Для главных напряжений тензора напряжений σ_1 , σ_2 , σ_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 (таблица 3).

Табл. 3. Результаты моделирования

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

Максимальная абсолютная деформация возникает в области соединения дочерних сосудов. В этом же месте наблюдается максимум напряжения фон Мизеса. 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. 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.

В центре давление максимально (около 45 Па) так скорости движения жидкости увеличивается (на стенке сосуда около 40 Па). Соответственно и деформация стенки в месте соединения дочерних сосудов имеет разнонаправленное действие: z координате увеличивается, а x координате сжимается. Из таблицы 3 видно, что каждая бифуркация характеризуется индивидуальными свойствами. Выявить закономерности из этих данных не представляется возможным. Чтобы понять, как изменяются напряжение фон Мизеса и абсолютная деформация по сечению в точке максимальной деформации в зависимости от угла раскрытия бифуркации попытались математически изменять этот угол. Напряжение и деформация уменьшаются с увеличением угла раскрытия данной бифуркации (меньшим углам соответствует большее динамическое давление).

Выводы: математическое моделирование бифуркаций показало, что в месте соединения двух потоков крови возникает дополнительное динамическое давление, которое приводит к деформации стенки сосуда или её выпячиванию. Это явление может спровоцировать рост аневризмы в этом месте. В результате численного математического моделирования обнаружено, что напряжение и деформация уменьшаются с увеличением угла раскрытия данной бифуркации: у долихокранов по сравнению с мезо- и брахикранами, риск развития цереброваскулярных заболеваний (аневризм и атеросклеротических бляшек) выше.

Литература

1. Fereidoonnehada, B. A. Stress softening and permanent deformation in human aortas: Continuum and computational modeling with application to arterial clamping / B. A. Fereidoonnehada // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2016. – Vol. 61 – P. 600-616.
2. Хилл, Р. Математическая теория пластичности / Р. Хилл // Оксфорд: Clarendon Press. – 1950. – С. 10-15.