

УДК 612.13+681.518.54

АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ТРЕХМЕРНОГО МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ УПРУГОЙ ДЕФОРМАЦИИ АРТЕРИЙ ПОСРЕДСТВОМ СРАВНЕНИЯ ИСХОДНОЙ ГЕОМЕТРИИ С ОБЛАКОМ ТОЧЕК АБСОЛЮТНОГО ПЕРЕМЕЩЕНИЯ

М.В. ГОЛЬЦЕВ, В.А. МАНСУРОВ, И.А. СМИРНОВА, Н.А. ТРУШЕЛЬ

УО «Белорусский государственный медицинский университет», г. Минск, Республика Беларусь.

Аннотация. Посредством анализа результатов математического моделирования кровотока в области соединения позвоночных артерий в базилярную артерию (сосудов с упругой стенкой), в которых сливаются два потока крови, показывается, что в месте соединения потоков возникает дополнительное динамическое давление, которое приводит к деформации стенки сосуда или выпячиванию стенки сосуда. Вероятно, это явление может спровоцировать рост аневризмы в данном месте.

Ключевые слова: численное математическое моделирование, взаимодействие жидкости и упругого тела, кровотоки, абсолютная деформация, артерии мозга, облако точек.

ANALYSIS OF THE RESULTS OF THREE-DIMENSIONAL MATHEMATICAL MODELING OF ELASTIC DEFORMATION OF ARTERIES BY COMPARISON OF THE INITIAL GEOMETRY WITH THE POINT CLOUD OF ABSOLUTE DEFORMATION.

M.V. GOLTSEV, V.A. MANSUROV V.A., I.A. SMIRNOV., N.A. TRUSHEL.

Belarusian State Medical University, Minsk, Republic of Belarus

Abstract. With analysis the results of mathematical modeling of blood flow in the area of connection of the vertebral arteries to the basilar artery (vessels with an elastic wall), in which two blood flows merge, it is shown that additional dynamic pressure arises at the junction of the flows, which leads to deformation of the vessel wall or protrusion of the vessel wall. Probably, this phenomenon can provoke the growth of an aneurysm in this place.

Keywords: numerical simulation, fluid-structure interaction, blood flow, absolute deformation, cerebral arteries, point cloud.

Введение

Сосудистая система имеет несколько особенностей, которые затрудняют моделирование ее механики: сложная анатомия, эластичные кровеносные сосуды и кровь представляет собой гетерогенную жидкость.

Артерии представляют собой сосуды с упругой стенкой. Они ветвятся в преимущественно древовидной структуре, называемой артериальным деревом, хотя существует ряд петель (анастомоз), обеспечивающий некоторую избыточность перфузии. Диапазон диаметров артерий от 2 до 4 см для аорты и основной легочной артерии и от 1 до 0,1 мм для мелких артерий, которые обеспечивают действие системы микроциркуляции [1].

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).

Цель. Посредством численного моделирования взаимодействия упругой стенки сосуда с потоком вязкой жидкости выяснить картину напряжено-деформированного состояния стенки

сосуда и картины течения для установления морфологических предпосылок развития цереброваскулярной патологии. Визуализировать результаты трехмерного математического моделирования упругой деформации артерий, вызванной напорным течением, посредством сравнения исходной сетки с облаком точек абсолютного перемещения методом сравнения исходного состояния и деформированного состояния.

Методика

Методы. 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 [2].

В результате численного моделирования получаются скалярные поля модуля скорости течения и модуля смещения упругодеформированной стенки сосуда в виде облака точек. Визуализация и анализ этих полей затруднительны, поскольку объем этих полей может достигать 100 тысяч элементов. Для этого необходимо использовать специализированное программное обеспечение.

В данной работе было использовано программное обеспечение CloudCompare. Это программное обеспечение для обработки трехмерных облаков точек и треугольной сетки. Цель этого приложения - провести сравнение двух плотных трехмерных облаков точек. Кроме того, он также предназначен для сравнения облака точек и треугольной сетки. Программа выпущена под лицензией GNU General Public License (GPL), поэтому пользователь может использовать их для любых целей [3].

CloudCompare является универсальным программным обеспечением для обработки облаков точек, включая множество передовых алгоритмов: регистрация, повторная выборка, манипуляции с цветным / нормальным / скалярным полем, статистические вычисления. CloudCompare может обрабатывать неограниченное количество скалярных полей для каждого облака точек, к которому могут применяться различные специализированные алгоритмы (сглаживание, оценка градиента, статистика и т. д.). Система динамического воспроизведения цвета помогает пользователю эффективно визуализировать скалярные поля для каждой точки.

Пользователь сможет интерактивно сегментировать 3D-объекты (с 2D-полилинией, нарисованной на экране), интерактивно вращать / перемещать один или несколько объектов относительно других, интерактивно выбирать отдельные точки или пары точек (чтобы получить длину соответствующего сегмента) или точечные тройки (чтобы получить угол и плоскость, соответствующие нормали).

Большой практический интерес вызывают артерии головного мозга. Имеется участок сосудов, где две артерии (позвоночные) соединяются в одну (базиллярную). Такое соединение существенно меняет тип движения крови в сосудистом сегменте, такое соединение артерий в один сосуд усложняет картину течения крови в этом сегменте.

Макроскопически изучены морфометрические показатели на 30 препаратах головного мозга взрослых людей обоего пола, полученных из УЗ «Патологоанатомическое бюро г. Минска». На основании полученных морфометрических показателей установлены средние значения средних размеров артерий и углов ветвления. По этим данным 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).

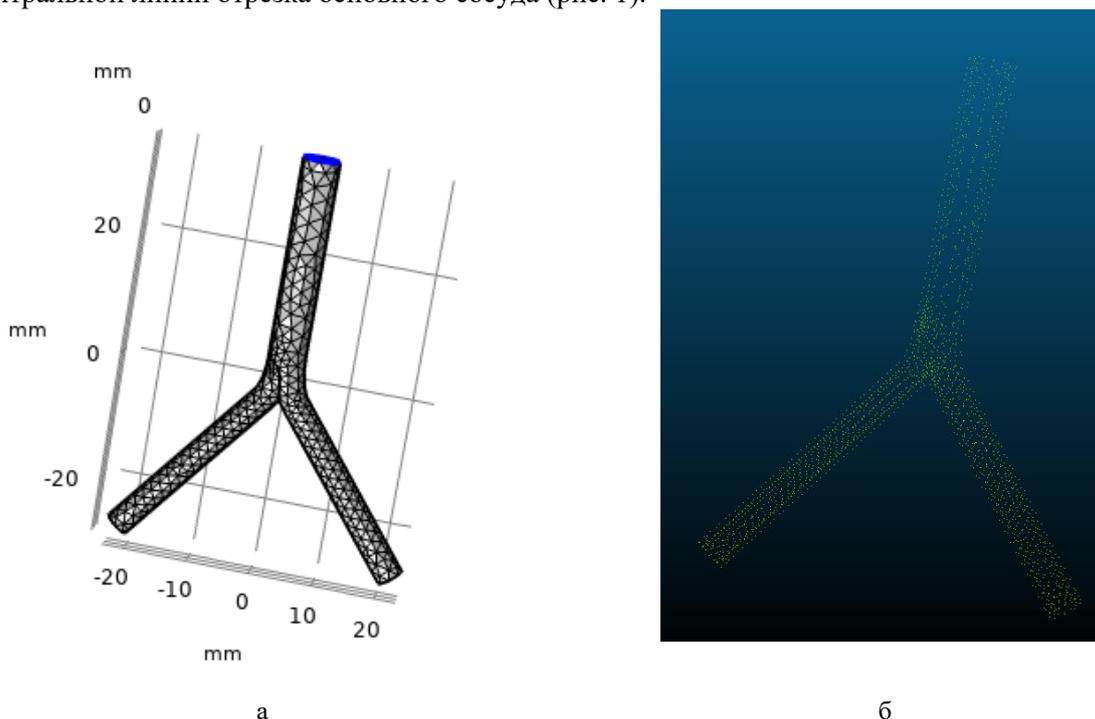


Рис 1. а - исходная геометрия; б - облако точек геометрии при действии напорного течения.

Результаты и их обсуждение

В результате анализа было обнаружено, что стенка сосуда в месте в месте слияния позвоночных артерий в базилярную 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 это явление можно суммированием динамического давления $p_d = \rho v^2/2$ (здесь - ρ – плотность жидкости, v – скорость жидкости в данной точке) при взаимодействии двух потоков. В центре бифуркации давление максимально (примерно 45 Па), так скорости движения жидкости увеличиваются (на стенке сосуда примерно 40 Па). Соответственно и деформация стенки в месте соединения дочерних сосудов имеет разнонаправленное действие: по z координате увеличивается, а по x координате сжимается.

Заключение

Посредством сравнения исходной геометрии с облаком точек абсолютной деформации, вызванной напорным течением крови, было обнаружено, что стенка сосуда в месте слияния позвоночных артерий в базилярную вытягивается в одном направлении и сжимается в другом.

Список литературы

1. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов. — Москва: Мир, 1983. — 400 pp
2. Formaggia L., Quarteroni A., Veneziani A. The circulatory system: from case studies to mathematical modelings // Complex Systems in Biomedicine. — Milan: Springer, 2006. — Pp. 243–287
3. <https://www.cloudcompare.org/> последнее обращение 1.10.22.