УДК 612.13 + 004.921

ПОСТРОЕНИЕ ВИРТУАЛЬНЫХ ТРЕХМЕРНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЧИСЛЕННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Гольцев М. В., Мансуров В. А., Рагунович Л. Д.

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

Реферат. В данной работе созданы и обоснованы предпосылки создания численных медико-биологических моделей для использования их в системах виртуальной реальности. Рассмотрены основные приемы создания трехмерных численных виртуальных трехмерных моделей для численного моделирования гемодинамических процессов. Показан пример моделирования гемодинамических процессов в сосудах в области соединения передней соединительной артерии, средней и передней мозговых артерий.

Ключевые слова: численное моделирование, физические модели гемодинамики, упругость сосудистой стенки, взаимодействие жидкости с сосудистой стенкой, визуализация гемодинамических процессов.

Введение. Виртуальная реальность (ВР, англ. virtual reality, VR, искусственная действительность) – созданный техническими средствами мир, передаваемый человеку через его ощущения: зрение, слух, осязание и другие. Виртуальная реальность имитирует как воздействие, так и реакции на воздействие.

Объекты виртуальной реальности обычно ведут себя близко к поведению аналогичных объектов материальной реальности. Пользователь может воздействовать на эти объекты в согласии с реальными законами физики. Виртуальная реальность дает возможность хирургу смоделировать ход операции, отработать технику выполнения на трехмерных моделях, рассмотреть чрезвычайные ситуации, которые могут возникнуть в ходе вмешательства и отточить до автоматизма действия по их устранению.

Актуальность. Численное моделирования осуществляется с использованием компьютеров, которые позволяют имитировать достаточно сложные системы, и, как правило, речь идет именно о моделях, то есть о некоторых идеальных копиях живых систем, отражающих лишь некоторые их свойства, причем схематически. Компьютерные модели представляют собой подтип математических моделей и содержат «знания» об объекте в виде математических формул, таблиц, графиков, баз данных. Они позволяют изучать поведение системы при изменении внутренних характеристик и внешних условий, проигрывать сценарии, решать задачу оптимизации. Однако каждая компьютерная реализация соответствует конкретным, заданным параметрам системы [1].

Системы трехмерного геометрического моделирования создают среду, подобную той, в которой создаются и изменяются физические модели. Другими словами, в системе геометрического моделирования разработчик изменяет форму модели, добавляет и удаляет ее части, детализируя форму визуальной модели. Визуальная модель может выглядеть точно так же, как физическая, но она нематериальна.

Однако трехмерная визуальная модель хранится в компьютере вместе со своим математическим описанием, благодаря чему устраняется главный недостаток физической модели – необходимость выполнения измерений для последующего прототипирования или серийного производства [2].

Цель работы – создать виртуальные численные модели гемодинамических процессов и деформации стенок в сосудах, которые будут служить основой для эффективного, реалистичного взаимодействия пользователей с объектами и средой моделирования на основе программно-аппаратных решений. Разработать алгоритм создания таких моделей.

Материалы и методы. Работа выполнена в рамках задания 3.04.2 «Построение и верификация компьютерных моделей медико-биологических объектов и процессов, исследование их поведения в спроектированных средах на базе технологий виртуальной и дополненной реальности» государственной программы научных исследований «Конвергенция 2025».

Данные для построения реалистической геометрической модели сосудистого русла можно получить посредством компьютерной рентгеновской или ЯМР томографии, УЗИ сканирования или посредством посмертных слепков в виде облака точек поверхности. Для создания геометрической модели сосудистое древо разбивается на несколько частей, например, отдельно материнский сосуд и отдельно дочерний. Из этого выбираются несколько сечений, из этих сечений считываются центральная точка сечения и наибольшее и наименьшее расстояние от центра сечения до стенки сосуда.

При придании физических свойств элементам геометрической модели эта модель становится виртуальным аналогом реального объекта, который используется при математическом моделировании процессов, происходящих в нем. Для этого необходимо использовать гипотезу сплошной среды. Сплошная среда – это механическая система, обладающая бесконечным числом внутренних степеней свободы. Её движение в пространстве, в отличие от других механических систем, описывается не координатами и скоростями отдельных частиц, а скалярным полем плотности и векторным полем скоростей. Гипотеза сплошной среды применяется к обширным расчетным зонам [3] виртуальной модели. В этом случае игнорируется клеточная теория – биологический объект заменяется гипотетической сплошной средой.

Для моделирования гемодинамических процессов исследуются характеристики тканей органов и сосудов и их взаимодействие с кровью. Для описания упругих свойств сосудистой стенки

используется понятие энергии напряжения W, рассчитываемая согласно модели neo-Hookean (формула (1)) [4]:

$$W = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) - \mu \ln J + \frac{\lambda}{2}(\ln J)^2, \qquad (1)$$

где μ, λ – коэффициенты Ламе; I_1 – первый инвариант тензора деформаций; J – сжимаемость материала.

Эта модель и линейная эластичность дают похожие профили деформации при небольших напряжениях. При больших напряжениях модель neo-Hookean дает гораздо лучшее описание деформации и применима для напряжений вплоть до 20 % [5]. Также сердечно-сосудистые ткани считаются несжимаемыми (J=1), что упрощает функцию до одного слагаемого.

Тензор напряжения Коши для несжимаемых материалов вычислялся согласно формуле (2):

$$\sigma = 4\frac{\mu}{2}\left(\varepsilon - \frac{1}{3}\mathrm{tr}(\varepsilon)I_1\right) + 2\frac{\kappa}{2}\mathrm{tr}(\varepsilon)I_1, \qquad (2)$$

где μ, κ –коэффициенты Ламе; ε – тензор деформаций; I_1 – первый инвариант тензора деформаций.

Вязкостные свойства представляются как маловязкие суспензии, такие как цельная кровь, обладающие сложным реологическим поведением, несущем ценную информацию о взаимодействии и изменении формы частиц суспензии. При небольших скоростях сдвига порядка 1 $с^{-1}$ вязкость крови зависит от агрегируемости, а при скоростях сдвига порядка 100 $с^{-1}$ – от деформируемости эритроцитов. Агрегируемость и деформируемость эритроцитов изменяются при различных патологиях. Для описания этих явлений используется наиболее общая реологическая модель Каро, которая описывается формулой (3) [6]:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \cdot (1 + \lambda^2\dot{\gamma}^2)^{-(n-1)/2}, \qquad (3)$$

где $\dot{\gamma} = \nabla\mathbf{u} + (\nabla\mathbf{u})^T$ – градиент скорости; η_∞ – вязкость при бесконечно большой скорости сдвига; η_0 – вязкость при бесконечно малой скорости сдвига; λ – структурный параметр, зависящий от деформируемости эритроцитов; n – структурный параметр, зависящий от агрегируемости эритроцитов.

Достоинством модели, использующей приближение сплошной среды, является использование надежных уравнений механики сплошной среды, решаемых не менее надежными численными методами. В первую очередь для структурного моделирования это метод конечных элементов (FE-method), позволяющий включать в расчет модель материала для учета особых характеристик и поведения объекта при внешней нагрузке [5]. Данный метод применяется в моделях как жидкостной, так и твердой части кровеносной системы.

Основным методом моделирования взаимодействия упругой стенки сосуда с движущейся кровью являлся метод конечно-разностного интегрирования уравнения Навье-Стока и условий механического равновесия сосудистой стенки для связанных задач течения вязкой жидкости и деформации упругой среды. Поток жидкости может деформировать стенку, поэтому для численного моделирования профиля 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). 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

Последовательность создания виртуальной модели следующее. Построение формы обычно осуществляется по 3D изображению, полученного из компьютерной рентгеновской или ЯМР томографии (DITCOM файл), определяются координатные точки осевой линии сосудистого объекта. Далее посредством сплайн-операции строятся осевые линии (они должны иметь общую точку). По выбранным сечениям строятся эллипсы или окружности, соответствующие результатам измерений 3D изображению в плоскости, перпендикулярной осевой линии с наибольшим и наименьшим расстоянием от центра до стенки сосуда (угол поворота эллипса должен быть измерен предварительно). На следующем этапе строятся сплошные элементы по сечениям. Таким образом, образуется трехмерное сплошное тело – внутренняя часть сосуда, которой приписываются в дальнейшем свойства жидкости. Для построения сосудистой стенки в данном случае можно использовать операцию придать толщину. Следует заметить, что по данным томографии измерить толщину стенки сосуда сложно (ограниченная разрешающая способность), поэтому приходится брать данные из литературы. Окончательная трехмерная геометрическая модель

показа на рисунке 1. Следующим этапом является добавление физических свойств в построенную геометрическую модель. Физические свойства сред, показанные в таблице 1, являются гипотетическими и совпадают с литературными данными по порядку величины.

Результаты и их обсуждение. В качестве начальных и граничных условий предполагалось, что средние скорости течения на входе толстого дочернего сосуда находятся в диапазоне 10,7 ÷ 18,5 см/с (среднее значение – 15 см/с), на входе тонкого дочернего сосуда – 12 ÷ 19,5 см/с (среднее значение – 16 см/с). На стенке сосуда условия прилипания, окончания отрезков сосудов неподвижны [7]. Рассчитывались поля скоростей течения, напряжение фон Мизеса на стенке сосуда, распределение давления внутри отрезка сосуда, градиент скорости на стенке сосуда. Результаты моделирования сравнивались с литературными данными и показали удовлетворительное согласие с ними. Полученная таким образом модель не является точной копией данного отрезка сосуда, но с достаточной степенью точности воспроизводит основные черты процессов течения (рисунки 2–5).

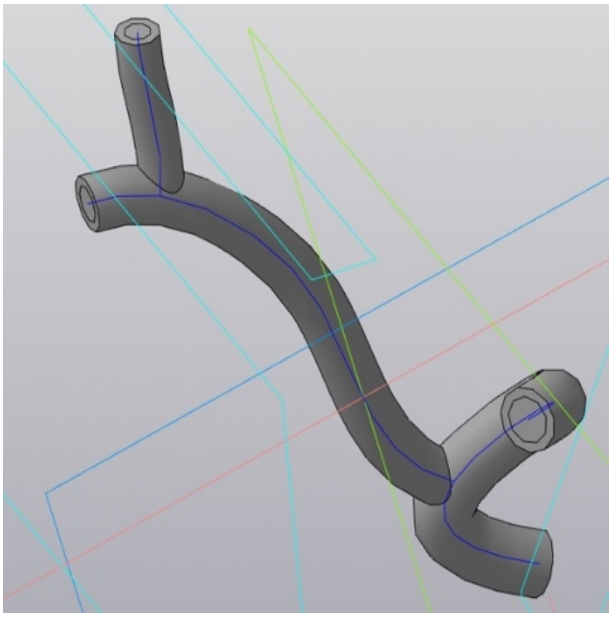

Рисунок 1 – Модель сосудов в области соединения передней соединительной артерией, средней мозговой артерии и передней мозговой артерий

.

Таблица 1 – Динамика концентрации цитокинов в крови стентированных пациентов

Упругая среда			Жидкая среда		
Плотность	1070	кг/м^3	Начальная вязкость	0,014	Па·с
Модуль Юнга	10^6	Па	Конечная вязкость	0,004	Па·с
Коэффициент Пуассона	0,48	-	Индекс течения	0,85	–
			Время релаксации	0,2	с
			Плотность	1050	кг/м^3

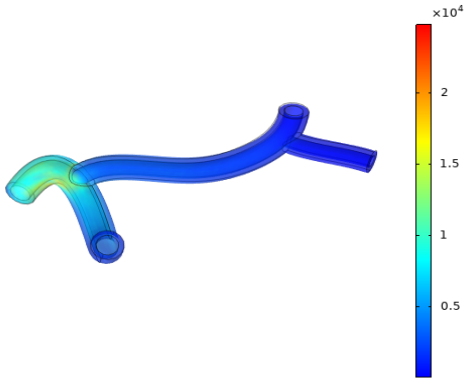

Рисунок 2 – Напряжение фон Мизеса

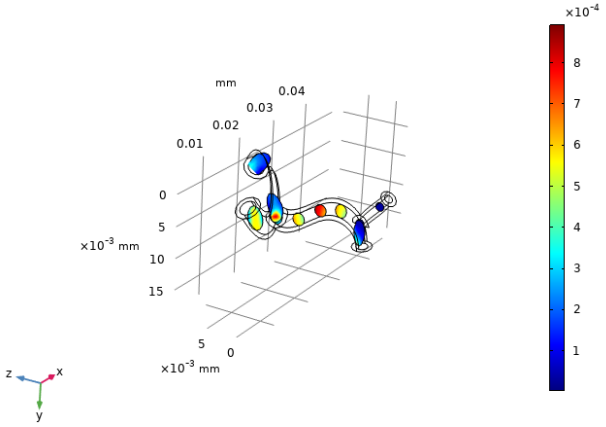

Рисунок 3 – Скорости течения в разных сечениях

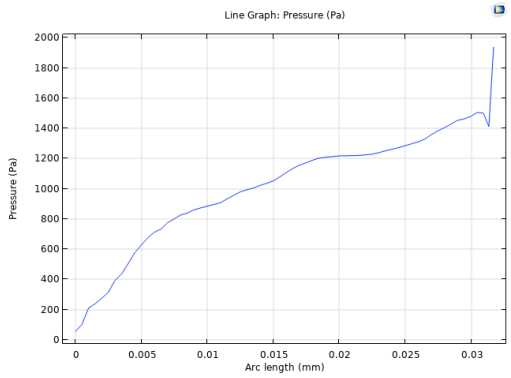

Рисунок 4 – Распределение давления по материнскому сосуду

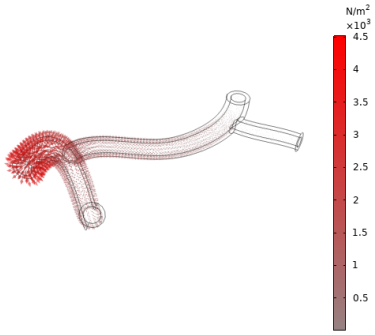

Рисунок 5 – Нагрузка на стенку сосуда

Заключение. Используя вышеописанный алгоритм, была построена геометрическая модель сосудов в области соединения передней соединительной артерией, средней мозговой артерии и передней мозговой артерий системы виллизиевого круга.

Физические свойства построенной геометрической модели биологического объекта придают этому объекту законченную трехмерную математическую модель, доступную для численного моделирования. При придании физических свойств элементам геометрической модели эта модель становится виртуальным аналогом реального объекта, который используется при математическом моделировании процессов, происходящих в нем.

Оценка полноты и адекватности построенной физической численной модели элемента проводилась посредством сравнения результатов моделирования с литературными данными и показала удовлетворительное согласие с ними

Список цитированных источников

1. Дмитриев, А. В. Математические модели структуры сосудистого русла тела человека (обзор литературы) / А. В. Дмитриев, Я. А. Лысых, О. К. Зенин // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2019. – № 2 (50). – С. 78–88.

2. Structural modellig of the cardiovascular system / B. Owen [et al.] // Biomechanics and Modelling in Mechanobiology. – 2018. – Vol. 17, iss. 5. – P. 1217–1242.

3. A coupled momentum method for modelling blood flow in three-dimensional deformable arteries / C. A. Figueroa [et al.] // Computer methods in applied mechanics and engineering. – 2006. – Vol. 195, iss. 41–43. – P. 5685–5706.

4. Gasser, T. C. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations / T. C. Gasser, R. W. Ogden, G. A. Holzapfel // J. R. Soc. Interface. – 2006. – Iss. 3 (6). – P. 15–35.

5. Fluid-Structure Interaction: Modelling, Simulation, Optimization: Lecture Notes in Computational Science and Engineering / ed. by H. J. Bungartz, M. Schäfer. – Springer, 2006. – Vol. 53. – 388 p.

6. Handbook of hemorheology and hemodynamics: Biomedical and Health Research / ed by. O. K. Baskurt [et al.]. – IOS Press, 2007. – Vol. 69. – 455 p.

7 Педли, Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов / Т. Педли. – Москва : Мир, 1983. – 400 с.

Construction of virtual 3D elements of the vascular system for numerical modeling of hemodynamic processes

Goltsev M. V., Mansurov V. A., Ragunovich L. D.
Belarusian State Medical University, Minsk, Republic of Belarus

The article gives grounds to the prerequisites for the creation of numerical medical and biological models for their application in virtual reality systems. The principle techniques for creating three-dimensional

numerical virtual three-dimensional models for numerical modeling of hemodynamic processes are considered. An example of modeling of the hemodynamic processes in blood vessels between anterior, middle and posterior cerebral arteries has been demonstrated.

Keywords: numerical modeling, hemodynamic physical models, elastisity of vascular wall, hemodynamic process visualization.

Поступила 05.06.2024