

МОДЕЛИРОВАНИЕ КРОВОТОКА В АРТЕРИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПОДХОДА ЛАГРАНЖА-ЭЙЛЕРА

Хаммуд А. Email: Hammoud663@scientifictext.ru

Хаммуд Ахмад – магистрант,
кафедра медико-технических информационных технологий,
Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва

Аннотация: целью данной статьи является использование подхода Лагранжа-Эйлера (ALE) для взаимодействия жидкость-структура для моделирования кровотока в артерии. Прогнозирование кровотока и его влияния на артерии требует моделирования взаимодействия жидкости и структуры с деформируемой сеткой. Для моделирования скорости жидкости и давления используется алгоритм, который позволяет вычислять скорость жидкости и давление, используя явное интегрирование по времени.

Для структуры типа твердое тело моделируются элементы с пятью точками интегрирования по толщине для точного представления изгибающих эффектов. Такая модель может быть использована для изучения профиля потока и волн давления, когда они распространяются вдоль артерий. В статье начало имитации импульса давления моделировалось на входе в трехмерный прямой артериальный кровеносный сосуд, и результирующий динамический ответ в виде распространяющейся пульсовой волны через стенку анализировался и сравнивался. Была выявлена хорошая согласованность между численными результатами и теоретическим описанием идеализированной артерии.

Ключевые слова: ALE, CFD, кровотоки, взаимодействие жидкости со структурой, моделирование.

A STUDY OF BLOOD FLOW MODELING IN ARTERY USING ALE FORMULATION

Hammoud A.

Hammoud Ahmad – Master Student,
DEPARTMENT MEDICAL AND TECHNICAL INFORMATION TECHNOLOGIES,
BAUMAN MOSCOW STATE TECHNICAL UNIVERSITY,
MOSCOW

Abstract: using Arbitrary Lagrangian Eulerian (ALE) formulation for fluid–structure interaction for modeling blood flow in artery is the main idea of the research. We present the algorithm which allows computing fluid velocity and pressuring using explicit time integration, when fluid simulation velocity–pressure formulation is used. And we do the same thing for the structure shell type elements with five points integration through the thickness to accurately represent bending effects. Because of the structure can be distorted, we can use an elasticity material model for the mesh to prevent high mesh distortion, and we will use an explicit contact algorithm based on penalty method, for fluid–structure coupling. If we want to study the profile of the flow and pressure waves as they propagate along the arteries, we can use such pattern. In the research, the onset of a pressure pulse was simulated at the entrance of a 3D straight artery blood vessel and the resulting dynamic response in the form of a propagating pulse wave through the wall was analyzed. A strong connection was found between the numerical results and the theoretical description of an idealized artery. And for implementing the material constitutive models specific for vascular applications also has been accomplished.

Keywords: ALE, CFD, FSI, Modelling, Blood Flow.

УДК 331.225.3

1. Введение

Взаимодействие крови с артериальной стенкой является основным механизмом распространения волны давления от сердца к периферическим сосудам. Чтобы исследовать связь между динамикой крови и артерией, кровотоки моделируются как квази-несжимаемая ньютоновская жидкость. Это предположение было адаптировано различными авторами для изучения кровотока во внутренней сонной артерии Taewon et al. [19].

Исследования, проведенные Гуптой [8] и Фаном [5], были проведены для исследования поля течения в сонной артерии с учетом взаимодействия жидкости со структурой и сравнения ньютоновской и неньютоновской жидкостей. Fan et al. [15] Предполагается, что поведение потока, полученное с помощью неньютоновской модели, не имеет различий по сравнению с характеристиками потока, полученными с помощью ньютоновской модели. Однако разница между ньютоновским и неньютоновским моделированием проявляется в области зон с низкой скоростью сдвига и

рециркуляцией потока. Считается, что на развитие большинства сосудистых заболеваний влияет сложное взаимодействие биохимических и биомеханических факторов.

Точные механизмы большинства этих заболеваний остаются неопределенными и в настоящее время интенсивно изучаются. В последние годы были установлены прочные связи между механическими условиями в сосудах и некоторыми заболеваниями. Высокие нелинейности, связанные с поведением кровеносных сосудов в организме человека, ограничивают практическое применение аналитических методов при их оценке. Точное измерение механических параметров *in vivo* с использованием экспериментальных методов чрезвычайно сложно, если не невозможно.

Большой прогресс был достигнут с использованием медицинского оборудования для визуализации, однако проблемы все еще остаются. Совокупность данных факторов открыли дверь для численного моделирования, которое способно дать приемлемые прогнозы механического поведения кровеносных сосудов на основе минимальной входной информации. В течение последних десятилетий численное моделирование все чаще используется во всех отраслях биомеханики и предоставляет ценную информацию для понимания основ физики различных частей анатомии человека. Вычислительная гидродинамика (CFD) широко применяется для изучения поведения крови в различных частях сердечно-сосудистой системы. Эти модели постепенно улучшаются, они уже включают результаты для распределения напряжения сдвига стенки кровеносных сосудов [7].

Кровеносные сосуды очень эластичны. Влияние пульсирующего кровотока существенно на стенки сосудов. Во многих случаях подход к учету потоков и структурных откликов, независимых друг от друга, становится недостаточным, и использование взаимодействия жидкость-твердое тело становится необходимостью. Аналитические решения задач взаимодействия жидкости со структурой, связанных с кровеносным сосудом, существуют уже много лет. Moens [14] исследовал распространение колебаний потока на упругой трубе, а Womersley исследовал динамический отклик упругой трубы с синусоидальным потоком и определил аналитическое решение для поля потока.

В настоящее время доступность компьютеров привела к разработке численных методов исследования взаимодействия жидкость - твердое тело. Большинство программ взаимодействия жидкость-структура были созданы с учетом чисто инженерных интересов, таких как исследование аэроупругих эффектов на летательном аппарате или влияние подводных взрывов на корпуса подводных лодок, но теперь моделирование взаимодействия жидкость-твердое тело нашло применение в определении корреляции между заболеванием и физическими явлениями. Предыдущий анализ был проведен авторами связи Эйлера-Лагранжа для взаимодействия артерий крови [16].

По сравнению с контактным алгоритмом, в котором движение сетки жидкости регулируется уравнением в частных производных, связь Эйлера-Лагранжа занимает больше времени и требует больше мощности. В этой статье используется основанный на ALE перемешиванием жидкой области. Для этой исследовательской работы используется метод полностью связанных штрафов, при котором силы и импульс распределяются между сеткой лагранжевой структуры и сеткой жидкости ALE посредством контактного алгоритма.

Модели материалов для использования в биомеханике, как правило, плохо учитываются в коммерческих программах на основе метода конечных элементов. Желая получить более точное представление, чем в модели линейного упругого материала, пользователь обычно должен использовать стандартную гиперэластичную или вязкоупругую модели. Таких моделей обычно недостаточно для описания композиционной мягкой биологической ткани и ее физиологического состояния. Если пользователь желает получить более точную модель, она должна быть реализована с помощью пользовательских процедур. Эта статья может быть использована для описания того, как такая пользовательская модель может быть реализована в подобных программах.

2. Формула ALE для жидкости

Для большинства задач взаимодействия жидкости с твердым телом в биомеханике экспериментальные данные ограничены из-за характера задачи. Для простых одномерных задач могут быть получены аналитические решения, в то время как для более реалистичных трехмерных задач требуется численное моделирование. Классическая лагранжева формулировка была использована с автоматическим повторным смешиванием для предотвращения высокого искажения сетки. Однако для сложной геометрии искажение шагов лагранжевой сетки требуется для продолжения вычисления. Альтернативный метод для использования ALE.

В описании ALE произвольная ссылочная координата вводится в дополнение к лагранжевым и эйлеровым координатам. Материал производной по отношению к эталонной координатной может быть описана в формуле. (1). Таким образом, замена отношения между производной по времени материала и производной по времени эталонной конфигурации приводит к уравнениям ALE в (1).

$$\frac{\partial f(X_i, t)}{\partial t} = \frac{\partial f(x_i, t)}{\partial t} + \omega_i \frac{\partial f(x_i, t)}{\partial x_i}, \quad (1)$$

где X_i - лагранжева координата, x_i - эйлерова координата, ω_i - относительная скорость. Обозначим через v скорость материала, а через u - скорость сетки. Чтобы упростить уравнения, введем относительную скорость $\omega = v - u$. Таким образом, определяющие уравнения для ALE задаются следующими уравнениями сохранения, уравнением массы (2) и уравнением импульса (3)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\rho \frac{\partial v_i}{\partial x_i} - \omega_i \frac{\partial \rho}{\partial x_i}, \quad (2)$$

$$\rho \frac{\partial v_i}{\partial t} = \sigma_{ij,j} + \rho b_i - \rho \omega_i \frac{\partial v_i}{\partial x_j}, \quad (3)$$

где σ - тензор напряжения, определяемый как $\sigma = -P + \tau$, где τ - напряжение сдвига из основной модели, а P - динамическое давление, рассчитанное по следующему уравнению состояния (4)

$$P = \rho_0 \cdot c^2 \cdot \frac{\mu(\mu - 1)}{(\mu - s(\mu - 1))^2}, \quad (4)$$

где c - объемная скорость звука, $\mu = \frac{\rho}{\rho_0} - 1$, где ρ_0 и ρ - начальная и текущая плотности.

Существует два способа реализации уравнений ALE: первый способ решает полностью связанные уравнения для вычислительной механики жидкости; этот подход, используемый разными авторами в CFD, приводит к решению большой линейной системы. Альтернативный подход называется оператором, где вычисления для каждого временного шага делятся на две фазы. Сначала выполняется лагранжева фаза, в которой сетка движется вместе с материалом, в этой фазе вычисляются изменения скорости из-за внутренних и внешних сил. В лагранжевой формулировке уравнения равновесия могут быть описаны уравнением. (4)

Обратите внимание, что уравнения Эйлера, обычно используемые в механике жидкости, получены исходя из предположения, что скорость эталонной конфигурации равна нулю, $u = 0$, и что относительная скорость между материалом и эталонной конфигурацией, следовательно, равна скорости материала, $\omega = v$. Термин относительной скорости в (3) обычно называют адвективным термином и учитывает перенос материала через сетку. Именно дополнительный член в уравнениях делает численное решение уравнений ALE гораздо более сложным, чем уравнения Лагранжа, где относительная скорость равна нулю.

3. Численное моделирование

Численная модель, использованная для этого трехмерного исследования взаимодействия жидкости с твердым телом, представляет собой трубу длиной 90 мм с внутренним диаметром 4 мм и толщиной стенки 0,12 мм. Стенка сосуда линейно упругая с плотностью 1125 кг / м³, коэффициентом Пуассона 0,45 и начальным модулем Юнга 3 МПа, значениями, характерными для кровеносных сосудов. Кровь моделируется с помощью ньютоновского конститутивного материального закона, достаточно реалистичного допущения для моделирования крови. Поэтому была выбрана плотность 1060 кг / м³ и вязкость 0,001 Па·с.

Из-за симметрии задачи мы рассматриваем только одну четверть модели с двумя плоскостями симметрии. Задача была создана с 28000 элементов для жидкости и 2000 элементов оболочки Белитчко – Лин – Цай для артерии. Ограничения были применены к стенке сосуда на входном участке при перемещении в направлении потока и во всех поступательных степенях свободы на выходе. Начало синусоидальной волны давления моделировалось на входе в сосуд линейно увеличивающимся давлением от нуля до 360 Па в течение периода времени 10 мс.

Перед проведением имитационного исследования были проведены тесты чувствительности сетки для модели при однородном потоке типа Пуазеля на входе со средней скоростью $u = 0,1$ м / с и нулевом давлении на выходе, для которого доступно аналитическое решение. Три различных плотности сетки были использованы для теста чувствительности сетки от 20000 до 48000 элементов шестигранников.

Модель сетки показана на рис. 1 и 2, где жидкость моделируется с помощью 40000 шестигранных элементов, а структура моделируется с помощью 2000 элементов оболочки.

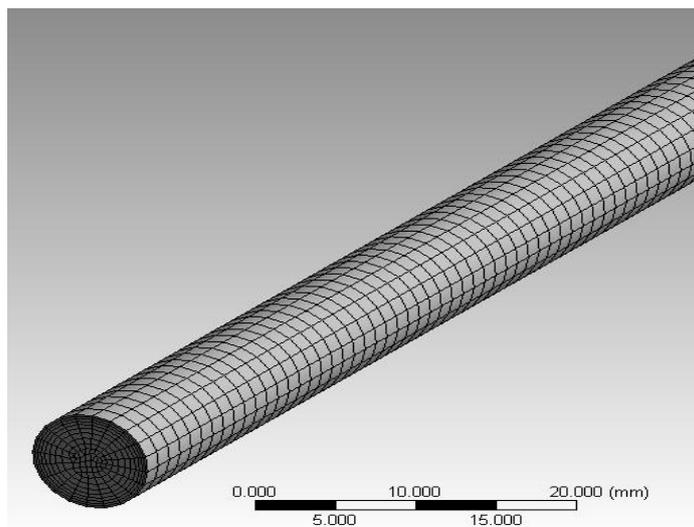


Рис. 1. Сетка модели жидкости

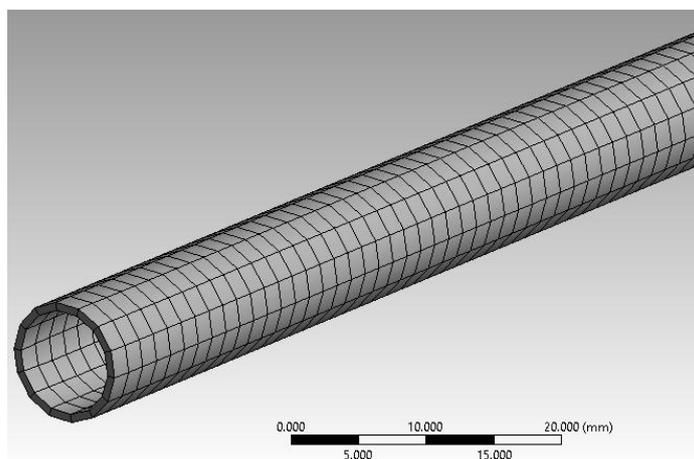


Рис. 2. Сетка модели артериальной стенки

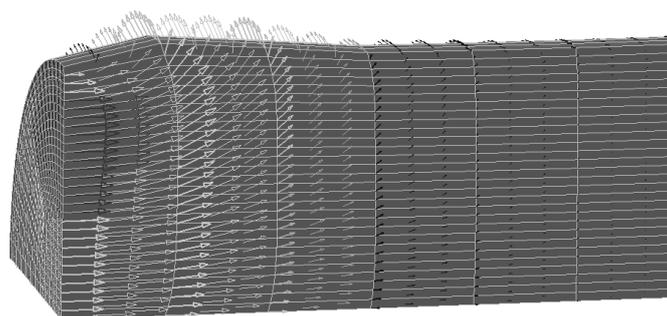


Рис. 3. Сетка ALE модели жидкости с вектором скорости

4. Проверка численного моделирования

Эффективность расчетов LS-DYNA, связанных с взаимодействием жидкости со структурой, оценивали путем анализа скорости волны Моенса-Кортевега, описанной Кунцем и Менгером [13]. Импульс давления вниз по стенке сосуда называется скоростью волны. Скорость волны сильно зависит от упругого поведения стенки кровеносного сосуда.

Кровеносный сосуд был описан как эластичная трубка, через которую кровь, выбрасываемая сердцем, течет в виде волн давления и потока. Волна распространяется по трубе в виде радиального смещения стенки кровеносного сосуда. Предполагая, что кровь является невязкой и несжимаемой жидкостью,

протекающей через тонкий сосуд, ограниченный в направлении потока; уравнение Моенса – Кортвега дает результирующую скорость волны (c_0):

$$(c_0) = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2R \cdot \rho}}, \quad (5)$$

где E - модуль Юнга трубы внутреннего радиуса R с толщиной стенки t , несущей жидкость с плотностью ρ .

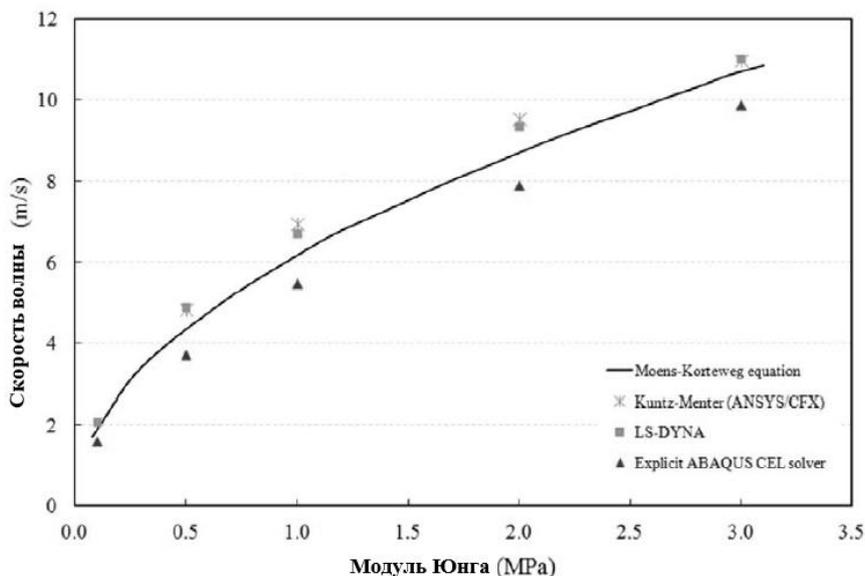


Рис. 4. Скорость волны как функция модуля Юнга: сравнение результатов, полученных численным методом, и теоретических

5. Вывод

Реализация методов взаимодействия жидкости с твердым телом для моделирования кровеносных сосудов была исследована в этой работе.

Особое внимание уделено модели и проверке данного численного моделирования для использования в исследованиях, связанных с тупым травматическим разрывом аорты. Для проверки модели, было выполнено несколько симуляций с использованием различных модулей Юнга артерии для оценки скорости пульсовой волны.

Была установлена хорошая согласованность между численными результатами и теоретическим описанием идеализированной артерии. Для улучшения модели и приближения ее к реалистичной артерии, должна быть реализована материальная конститутивная модель для кровеносных сосудов, это улучшит качество численного моделирования и позволит лучше понять течение в кровеносных сосудах. После того, как моделирования подтверждены результатами испытаний, они могут быть использованы в качестве инструмента моделирования реальных артерий.

Список литературы / References

1. Aquelet N., Souli M. and Olovson L., 2006. "Euler Lagrange coupling with damping effects: Application to slamming problems," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 195,110–132.
2. Benson D.J., 1992 "Computational methods in Lagrangian and Eulerian hydrocodes," *Computer Methods in Applied Mech. and Eng.* 99, 235–394.
3. Bergel D., 1961 "The static elastic properties of the arterial wall," *The Journal of Physiology*, DOI: 10.1113/jphysiol.1961.sp006686.
4. Erchiqui F., Souli M. and Ben Yedder R., 2007. "Non isothermal finite-element analysis of thermoforming of polyethylene terephthalate sheet: Incomplete effect of the forming stage," *Polym. Eng. Sci.* 47(12), 2129–2144.

5. *Fan J. and Mancini L.*, 2009. "Option Pricing with aggregation of physical models and nonparametric statistical learning," *Journal of American Statistical Association* 104,1351–1372.
6. *Fung Y.C.*, 1967. "Elasticity of soft tissues in simple elongation," *Am. J. Physiol.* 213 1532–1544.
7. *Gijzen F.J.H., Van de Vosse F.N. et al.*, 1999. "The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow large arteries: Steady flow in a carotid bifurcation model," *J. Biomech.* 32, 601–608.
8. *Gupta K.*, 2011. "A 2010 update by the Infectious Diseases Society of America and the European Society for Microbiology and Infectious Diseases," *Clinic Infection Disease* 52(5).
9. *Hallquist J.O.*, 1998. "LS DYNA Theory Manual," Livermore Software Technology Corporation.
10. *Holzapfel G.A.*, 2006. "Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure," *J. Theor. Biol.* **238**, 290–302.
11. *Khan M.U., Moatamedi M. and Souli M.*, 2008. "Multiphysics out of position airbag simulation," *Int. J. Crashworthiness* 13, 159–166.
12. *Khawaja H.A., Scott S.A., Virk M.S. and Moatamedi M.*, 2012. "Quantitative analysis of accuracy of voidage computations in CFD-DEM simulations," *J. Comput. Multiphase Flows* 4 (2), 183–192.
13. *Kuntz M. and Meader F.*, 2004. "Simulation of fluid–structure interactions in aeronautical applications," *European Congress on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering, 3rd FENET Annual Meeting, December, 2003.*
14. *Leiden, M.A. D.P.*, 1878. The Netherlands: E.J. Brill. OCLC.
15. *Longatte E. and Verreman V. et al.*, 2009. "Time marching for simulation of fluid structure interaction problems," *J. Fluids Struct.* 25 (1), 95–111.
16. *Messahel R., Cohen B., Souli M. and Moatamedi M.*, 2015. "Numerical and experimental investigation of water hammers in nuclear industry," *Int. J. Multiphys.*
17. *Migliavacca F., Petrini L. et al.*, 2005. "A predictive study of the mechanical behavior of coronary stents by computer modeling," *Med. Eng. Phys.* 27, 13–18.
18. *Moatamedi M., Souli M. and Al-Bahkali E.*, 2015. "Structure modeling of blood flow in vessels," *MCB Molecular and Cellular Biomechanics* 11(4), 221–234.
19. *Park T., Jung H. and Yun I.D.*, 2016. Non rigid 2D registration of fluoroscopic coronary artery image sequence with layered motion Conference (San Diego, California, United States, 2016).
20. *Pericevic I and Moatamedi M.*, 2007. "Application of the penalty coupling method for the analysis of blood vessels," *Eur. J. Comput. Mechan.* 16(2), 537–548.
21. *Richens D., Field M. et al.*, 2004. "A finite element model of blunt traumatic aortic rupture," *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 25, 1039–1047.
22. *Souli M. and Zolesio J. P.*, 1993. "Shape derivative of discretized problems," *Comput Methods Appl. Mech. Eng.* 108, 187–199.
23. *Souli M., Ouahsine A. and Lewin L.*, 2000. "Arbitrary Lagrangian Eulerian formulation for fluid–structure interaction problems," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 190(5–7), 659–675.
24. *Sun Z., Howard D. and Moatamedi M.*, 2005. "Modeling of foot wear and ground interaction," *Int. J. Strain* 41(3), 113–117.