

УДК 611.13/.14+612.13] +004.94

© Коллектив авторов, 2013

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ В ИСКРИВЛЕННЫХ СОСУДАХ

О. К. Зенин, В. С. Оверко, М. В. Бескровная, В. М. Брюханов, М. Г. Руденко

Кафедра анатомии человека (зав. – проф. Г. С. Кирьякулов), Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького. 83003 Украина, г. Донецк, пр. Ильича, 16. E-mail: zen.olegz@gmail.com

COMPUTER SIMULATION OF HEMODYNAMICS IN CURVED VESSELS

O. K. Zenin, V. S. Overko, M. V. Beskrovnaya, V. M. Bruchanov, M. G. Rudenco

SUMMARY

Mathematical simulation of the blood flow in the curved blood vessels has been performed. Simulations are made for three different configurations of the blood vessels: 1) the weak level of curvature (vertical size exceeds the horizontal one), 2) the average level of curvature (the vertical size and the horizontal one are equal), 3) the strong level of curvature (the horizontal size exceeds the vertical one). We have investigated the curvature type influence on the intensity and features of the secondary and reverse blood flows in the vessels at different moments of the cardiac cycle. In addition, we have calculated the pressure loss at the curvilinear part and the amplitude of pressure pulsations in the beginning, in the middle and the output of the curvature.

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ГЕМОДИНАМІКИ В ВИКРИВЛЕНИХ СУДИНАХ

О. К. Зенін, В. С. Оверко, М. В. Бескровная, В. М. Брюханов, М. Г. Руденко

РЕЗЮМЕ

Проведено математичне моделювання течії крові у змінених судинах. Комп'ютерне моделювання було проведено для трьох конфігурацій: 1) слабка ступінь кривизни (вертикальний розмір більше горизонтального), 2) середній ступінь кривизни (вертикальний розмір дорівнює горизонтальному), 3) сильна ступінь кривизни (горизонтальний розмір більше вертикального). Досліджено вплив типу викривленості на інтенсивність та особливості вторинної та зворотної течії крові в судинах у різні моменти часу кардіального циклу. Також були розраховані втрати тиску на скривленої ділянці та амплітуді пульсації тиску на початку, в середині та виході зі скривлення.

Ключевые слова: течение крови, искривленные сосуды, пульсирующее течение, кардиальный цикл.

В современной научной литературе имеется большое число работ посвященных исследованию влияния степени кривизны, чисел Рейнольдса, Дина и Вомерсли на особенности течения крови в искривленных сосудах [1–9]. Наиболее значительные отклонения от течения в цилиндрических трубах возникают из-за сильной искривленности сосуда, несимметричности геометрической формы, коничности кровеносных сосудов и их ветвлений. Эффекты, обусловленные этими факторами приводят к атеросклеротическому поражению кровеносных сосудов. В частности, Папахарилу и др [10] исследовал влияние трехмерной кривизны на возникновение спиралевидного течения и формирование течения Дина. Майерс и др. [11] обнаружили вторичное течение, похожее на течение Дина в правой коронарной артерии, характер и особенности этого течения оказались в значительной степени чувствительны к локальной кривизне сосуда. Экспериментальное исследование Наруса и др. [12] продемонстрировало значительное влияние кривизны кровеносного сосуда на интенсивность и особенности возвратного течения во время диастолы. В некоторых работах учитывают деформацию сосудистой стенки в рамках линейной теории упругости, например [1]. Повышенный интерес к гемодинамике объясняется установлением зон

образования вихрей и обратных течений, а также развиваемой в последнее время теорией повреждения сосудистой стенки [2], которая говорит о повышенной вероятности развития атеросклеротического процесса на участках кровеносного сосуда, где наблюдается пониженное значение касательных напряжений в потоке крови.

Целью работы явилось исследование влияния формы искривленного участка кровеносного сосуда на гидродинамику течения крови в магистральных артериях и определение потерь давления в зависимости от характера искривленности кровеносного сосуда.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данной работе методами компьютерного моделирования были исследованы три типа криволинейных каналов. Эти модели могут быть ассоциированы с различным типами патологических искривлений бедренной артерии: 1) VMH — слабая степень кривизны (вертикальный радиус больше горизонтального); 2) VEN — средняя степень кривизны (вертикальный радиус равен горизонтальному); 3) NMV- значительная степень кривизны (горизонтальный радиус больше вертикального). Искривленная часть артерии имеет вид эллиптического тора. Геометрические особенности этих моделей оказывают значительное влияние на

структуру течения крови. Для VMH модели число Рейнольдса равно $Re=440$, а число Дина является переменной величиной с границами изменения от 2613 до 1522, что соответствует углам от 0 до 90 и от 1522 до 2613. Более того, число Дина уменьшается в первой части полутора и увеличивается во второй. Для VEN модели число Рейнольдса равно $Re=440$, а число Дина постоянно $De=1760$. Для HNV модели число Рейнольдса равно $Re=440$, а число Дина переменное с границами изменения от 1173 до 2115, что соответствует углам от 0 до 90 и от 2115 до 1173, что соответствует углам от 90 до 180. Тенденция изменения числа Дина для этой обратной VEN-модели. Задача решалась в нестационарной трехмерной постановке, упругость стенок сосудов не учитывалась. Кровь считалась ньютоновской жидкостью с плотностью 1060 кг/м^3 и динамической вязкостью $3 \times 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$. Данные допущения не являются строго соответствующими физиологическим условиям, но для крупных кровеносных сосудов результаты расчетов качественно соответствуют особенностям течений в живом организме. Для моделирования нестационарного ламинарного течения использовалось решение полной системы уравнений Навье-Стокса, полученное с помощью неявной разностной схемы в пакете ANSYS. Временной шаг был постоянный и равный 10 мс. На входной границе расчетной области был использован плоский профиль скорости, соответствующий объемному кровотоку в феморальной артерии. На выходе расчетной области задавалось фоновое давление, равное 0 Па. Кроме того, для корректного моделирования возвратного течения был использован метод «коррекции по ближайшим ячейкам». На стенках сосуда задавались условия прилипания и непротекания.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Сложность расчета течения в изогнутом канале обусловлена тем, что движение не может происходить всюду параллельно искривленной оси, и должны быть поперечные (вторичные) составляющие скорости. Действительно, частица жидкости, чтобы двигаться по кривой траектории радиуса R со скоростью w , должна испытывать действие боковой силы (обеспечиваемой в потоке градиентом давления), сообщающей частице боковое ускорение. Далее, градиент давления, действующий на все жидкие частицы, распределен почти однородно, а вследствие прилипания скорость частиц вблизи стенки много меньше, чем в ядре потока. Поэтому радиус кривизны траектории частицы в ядре должен быть больше, чем у стенки. Иными словами, жидкость из ядра вытесняется к внешней стороне изгиба, а жидкость у боковой части стенки возвращается к внутренней стороне. Таким образом, порождается вторичное замкнутое течение. Это вторичное течение в свою очередь влияет на распределение продольной

скорости, и между ними возникает взаимодействие сложной природы.

В данной работе приведены результаты расчета гемодинамики в различные моменты кардиального цикла. Для всех типов кривизны, максимальная скорость возрастает по сравнению со скоростью рассчитанной из расхода на входе в расчетную область и смещается к внутренней стенке канала. Увеличение составляет около 45% для VMH-модели, 33% VEN-модель и 27% для HNV-модели. Положение максимума скорости смещается в нормальном направлении к центральной линии канала на расстоянии около 82% для VMH-модели, 40% VEN-модель и 30% для HNV-модели. Гидродинамика в направлении вниз по потоку имеет большие различия для разных типов кривизны: для VMH-модели распределение скоростей имеет более симметричный вид, для VEN-модель увеличение скорости сначала асимметрично и после $\frac{1}{4}$ длины (или угла 45°) трубы меняется на симметричную форму, для HNV-модели асимметрия распределения скорости проявляется почти в середине (или угле 90°) трубы. В случае отрицательного расхода наблюдается рост интенсивности вторичного течения для всех моделей, но HNV-модель характеризуется зоной с минимальным возвратным течением в центральной части. В случае отрицательного расхода максимальная интенсивность возвратного течения для всех моделей наблюдаются на внутренней стенке. В заключительной части кардиального цикла появляются хаотические изменения направлений скоростей, возможных объяснение заключается в полной дестабилизации потока в результате взаимодействия двух важнейших факторов: кривизны линий тока и пульсирующего режима течения.

Важно отметить, что для всех типов геометрии наблюдается развитие трехмерной вихревой структуры. На верхней и нижней части всех рисунков наблюдаются два вихря с противоположным направлением вращения. Этот вывод находится в соответствии с работами [13, 14]. Но детальный анализ структуры потока показывает, что эти вихри не являются изолированными структурами, они связаны с помощью возвратного течения, возникающего в центральной части искривленного сосуда. Таким образом, вихревая структура имеет сложную спиралевидную форму. Похожие структуры были получены для течения Дина в круговых искривлениях и течения в спиральных каналах, но векторное поле было построено только в плоскости [15]. Может быть, более похожие результаты представлены в работе [16].

Были также рассчитаны потери давления на криволинейном участке и колебания давления в начале, середине и выходе из искривления в течение кардиального цикла. Наиболее значительные флуктуации наблюдаются во всех точках HNV-модели. Это явление может иметь следующее объяснение: данная модель имеет наибольшую степень кривизны, осо-

бенно в центральной части, и, как следствие этого, для поворота потока требуются более значительные потери давления.

ВЫВОДЫ

Хотя модельные допущения (расчеты были выполнены для различных чисел Рейнольдса и Дина, в предположении, что стенки сосуда являются жесткими и кровь ведет себя как ньютоновская жидкость) не являются строго соответствующими физиологическим условиям, многие важные аспекты динамики потоков, в том числе вихревые структуры будут во многом соответствовать реальным данным в крупных сосудах.

Вторичные потоки играют важную роль в гидродинамике крови, поскольку они представляют собой отклонение потока от идеализированных моделей, в частности, течения Хагена-Пуазейля. Наиболее значительными вторичными течениями являются пространственные вихри Дина в тормозной фазе периода пульсаций, которые формируют сложную трехмерную вихревую структуру в изогнутых каналах.

Наиболее значительное влияние геометрических особенностей на вторичные течения наблюдается в модели с постоянным числом Дина, это свидетельствует о стабилизирующей роли вихрей Дина на гидродинамику потока в изогнутых сосудах.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью / О. Е. Павлова, Д. В. Иванов, А. А. Грамакова [и др.] // Известия Саратовского университета. Новая серия. — 2010. — Т. 10, вып. 2. — С. 66–73. — Серия. Математика. Механика. Информатика.
2. Концепция системных нарушений иммунитета в генезе аномалий ветвей дуги аорты / В. А. Красавин, С. О. Дружинин, И. И. Суслов [и др.] // Региональное кровообращение и микроциркуляция. — 2007. — № 1 (21). — С. 81–83.
3. Berger S. A. Flow in curved pipes / S. A. Berger, L. Talbot, L. — S. Yao // Annual review of fluid mechanics. — Vol. 15. — P. 461–512.
4. Chandran K. B. Experimental study of physiological pulsatile flow in a curved tube / K. B. Chandran, T. L. Yearwood // Journal of fluid mechanics. — 1981. — Vol. 111. — P. 59–85.
5. Chandran K. B. Flow dynamics in the human aorta / K. B. Chandran // Journal of biomechanical engineering. — 1993. — Vol. 115, № 4B. — P. 611–616.
6. Factors influencing blood flow patterns in the human right coronary artery / J. G. Myers, J. A. Moore, M. Ojha [et al.] // Ann. biomed. eng. — 2001. — Vol. 29. — P. 109–120.
7. Gammack D. Flow in pipes with non-uniform curvature and torsion / D. Gammack, P. E. Hydon // Journal of fluid mechanics. — 2001. — Vol. 433. — P. 357–382.
8. Naruse T. Large curvature effect on pulsatile entrance flow in a curved tube: model experiment simulating blood flow in an aortic arch / T. Naruse, K. Tanishita // Journal of biomechanical engineering. — 1996. — Vol. 118. — P. 180–186.
9. Pedley T. J. The fluid mechanics of large blood vessels (Cambridge Monographs on Mechanics) / T. J. Pedley. — Cambridge: Cambridge University Press 1980. — 446 p.
10. Sherwin S. J. Flow dynamics within model distal arterial bypass grafts / S. J. Sherwin, D. J. Doorly // Vascular Grafts: experiment and modelling (advances in fluid mechanics series) / ed. T. Rahman. — Satish: WIT Press, 2002. — P. 327–374.
11. Siggers J. H. Unsteady flows in pipes with finite curvature / J. H. Siggers, S. L. Waters // Journal of fluid mechanics. — 2008. — Vol. 600. — P. 133–165.
12. The influence of out-of-plane geometry on pulsatile flow within a distal end-to-side anastomosis papaharilaou // Y. D. Doorly, J. S. J. Sherwin // Journal of biomechanics. — 2002. — Vol. 35. — P. 1225–1239.
13. Toward a better quantitative measurement of aortic flow / P. Tortoli, G. Bambi, F. Guidi, R. Muchada // Ultrasound in medicine & biology. — 2002. — Vol. 28, № 2. — P. 249–257.
14. Talbot L. Pulsatile entrance flow in a curved pipe / L. Talbot, K. O. Gong // Journal of fluid mechanics. — 1983. — Vol. 127. — P. 1–25.
15. Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch / N. Shahcheraghi, H. A. Dwyer, A. Y. Cheer [et al.] // Journal of biomechanical engineering. — 2002. — Vol. 124, № 4. — P. 378–387.
16. Yearwood T. L. Physiological pulsatile flow experiments in a model of the human aortic arch / T. L. Yearwood, K. B. Chandran, // Journal of biomechanics. — 1982. — Vol. 15, № 9. — P. 683–704.