

Математическое моделирование кровотока в бифуркации церебральной артерии при стенозе высокой степени*

С. В. Синдеев¹, С. В. Фролов²,
А. Ю. Потлов³

Кафедра «Биомедицинская техника»
Тамбовский государственный технический университет
Тамбов, Россия

¹ssindeev@yandex.ru, ²sergej.frolov@gmail.com,
³zerner@yandex.ru

Д. В. Липш

Факультет Инженерно-технического оборудования
зданий

Мюнхенский университет прикладных наук
Мюнхен, Германия
liepsch@hm.ru

Аннотация. Большинство численных исследований гемодинамики в церебральных артериях проводится с использованием ньютоновской модели крови. Однако неньютоновские свойства крови могут существенно изменить распределение параметров кровотока в областях рециркуляции. В представленной работе исследован кровоток в бифуркации церебральной артерии при высокой степени стеноза с использованием неньютоновских моделей крови и при различных соотношениях потоков в бифуркации. Наибольшее различие между ньютоновской и неньютоновской моделями жидкости было обнаружено в области рециркуляции кровотока. В обоих моделируемых случаях при использовании ньютоновской модели наблюдалась переоценка максимальной скорости по сравнению с неньютоновскими моделями крови. В работе показано, что наибольшие различия между ньютоновской и неньютоновской моделями жидкости наблюдаются в зонах низких скоростей потока, где должны быть учтены неньютоновские свойства крови.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система; церебральная гемодинамика; атеросклероз; неньютоновские жидкости

I. ВВЕДЕНИЕ

Несколько численных и экспериментальных исследований показали, что гемодинамика играет важную роль в генезе различных нарушений мозгового кровообращения [1], [2]. Поэтому важную роль и диагностике и лечении играет оценка гемодинамических характеристик в церебральных артериях [3]. Большинство численных исследований гемодинамики в церебральных артериях проводится с использованием ньютоновской модели крови, например [4], [5]; однако неньютоновские свойства крови могут значительно изменить распределение гемодинамических параметров в областях с низкой скоростью сдвига [6], характеризующихся нелинейной зависимостью вязкости крови от скорости

сдвига. Это особенно важно учитывать при исследовании бифуркации церебральных артерий со стенозом высокой степени, где присутствуют зоны стагнации

Как правило, атеросклероз возникает в бифуркации или в изгибе церебральной артерии, где возникают специфические параметры кровотока [3]. Однако использование ньютоновской модели может привести к переоценке гемодинамических параметров. Несмотря на недавние достижения в исследовании реологии крови нужны дополнительные исследования для выявления роли неньютоновских свойств крови при оценке гемодинамических параметров в церебральных артериях.

В представленной работе исследован кровоток в бифуркации церебральной артерии при высокой степени стеноза с использованием неньютоновских моделей крови и при различных соотношениях потоков в бифуркации.

II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

A. Идеализированная модель бифуркации

Для проведения численных исследований была использована трехмерная модель идеализированной бифуркации церебральной артерии. Угол бифуркации равен 90 градусам. Соединение родительской артерии и ветви имеет острые углы. Диаметр входного и выходного сегментов родительской артерии равны 3.06 мм, а диаметр ветви – 1.98 мм. Входной и выходной сегмент имеют длину 100 мм. Длина ветви – 100 мм.

B. Кровоток в церебральной артерии

Вязкость крови принималась равной 1050 кг/м^3 . На входе бифуркации была использована реалистичная зависимость входного потока от времени. Средняя за сердечный цикл входная скорость крови равнялась 265 мм/с, что соответствует объемному кровотоку в 7 л/ч характерному для церебральных артерий. Для моделирования различных степеней стеноза соотношение

*Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект №16-15-10327).

кровотоков Q_r между родительской артерией и ветвью было задано равным 0.7 и 0.9 с помощью настройки давления в выходном сегменте родительской артерии.

Для сравнения результатов моделирования с использованием ньютоновской и неньютоновской модели жидкости безразмерные величины (число Рейнольдса и число Струхала) были в обоих моделируемых случаях одинаковыми. При расчете числа Рейнольдса для неньютоновской жидкости использовалась репрезентативная вязкость [1].

С. Свойства жидкости

Для численного моделирования были выбраны наиболее распространенные модели неньютоновской жидкости.

Ньютоновская модель описывает кровь как жидкость с постоянной вязкостью:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta,$$

где η – динамическая вязкость; $\dot{\gamma}$ – скорость сдвига. В работе была использована вязкость крови $\eta = 3.5 \text{ mPa} \cdot \text{s}$.

Модель Power Law:

$$\eta(\dot{\gamma}) = k\dot{\gamma}^{n-1},$$

где k и n индексы. Вязкость ограничена минимальным η_{\min} и максимальным η_{\max} значениями соответственно. В работе были использованы следующие параметры: $k = 0.0117642$; $n = 0.8092$; $\eta_{\min} = 3.5 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ and $\eta_{\max} = 14 \text{ mPa} \cdot \text{s}$.

Модель Bird-Carreau:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\min} + (\eta_{\max} - \eta_{\min}) \cdot [1 + (k\dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2}$$

Параметры модели: $k = 0.6046$; $n = 0.3742$. Значения η_{\min} and η_{\max} такие же, как и для модели Power Law.

Модель Casson:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \left(\sqrt{\frac{\tau_y}{\dot{\gamma}}} + \sqrt{k} \right)^2$$

где τ_y – напряжение. Параметры модели $\tau_y = 3.6$; $k = 4.11$.

Модель Local viscosity [6]:

$$\eta(\dot{\gamma}) = a_i + b_i (\dot{\gamma} - \dot{\gamma}_i) + c_i (\dot{\gamma} - \dot{\gamma}_i)^2 + d_i (\dot{\gamma} - \dot{\gamma}_i)^3, \\ \dot{\gamma} \in [\dot{\gamma}_{i-1}, \dot{\gamma}_i], i = \{1, 2, \dots, S\},$$

где a_i, b_i, c_i, d_i коэффициенты i -ого сплайна. Модель локальной вязкости использует множество кубических сплайнов для точной интерполяции измеренной вязкости крови.

D. Численное моделирование

Утилита SnappyHexMesh была использована для построения гексаэдральной сетки. Сетка была дополнительно детализирована вблизи области бифуркации. Финальная сетка состояла из двух миллионов элементов, что было достаточно для отображения характерных особенностей потока в исследуемой области.

Поток крови моделировался на основе решения трехмерных уравнений Навье-Стокса для несжимаемой жидкости с помощью открытого пакета OpenFOAM.

III. РЕЗУЛЬТАТЫ

Полученные результаты были проанализированы для момента систолического пика. Карта скорости для различных соотношений Q_r представлена на рис. 1 для соотношения 0.7 и на рис. 2 для соотношения 0.9. Согласно результатам моделирования, все модели вязкости определили схожее распределение скорости кровотока. Главный поток разделяется около правой границы ветви, образуя две области циркуляции. Первая область находится около левой границы ветви, тогда как вторая расположена около верхней границы родительской артерии дистально к бифуркации. Область высоких скоростей наблюдается около правой границы ветви за точкой разделения потока.

Значения максимальных скоростей в этой области для разных соотношений потоков Q_r приведены в таблице. При использовании ньютоновской модели наблюдается переоценка максимальной скорости крови при обоих рассматриваемых соотношениях потоков Q_r .

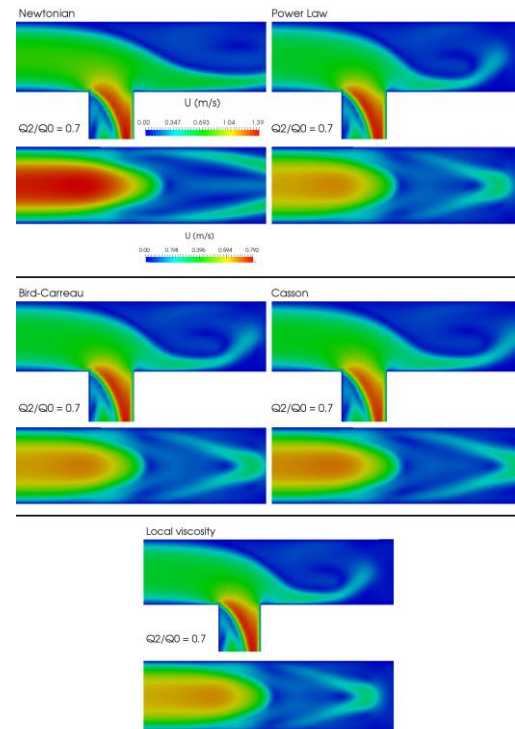


Рис. 1. Распределение скорости в модели бифуркации при соотношении потоков 0.7

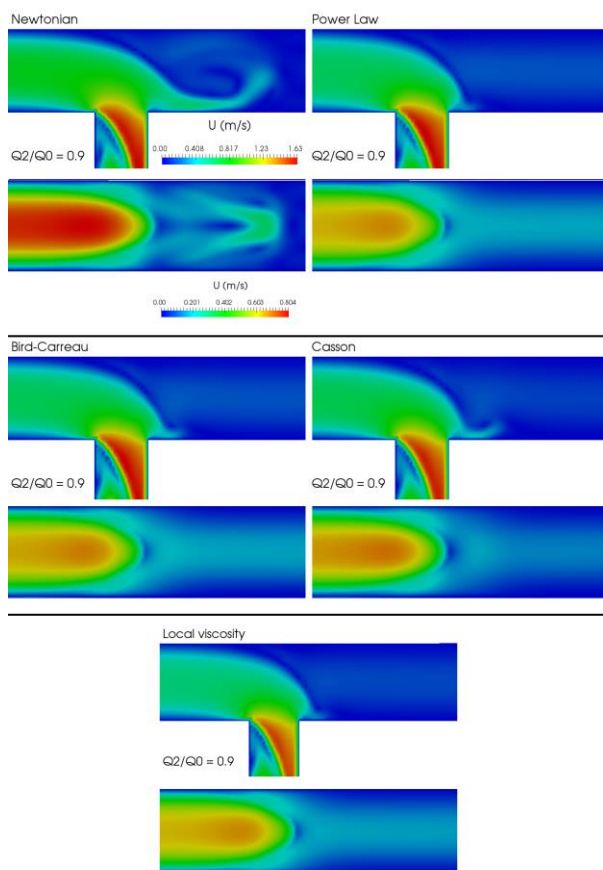


Рис. 2. Распределение скорости в модели бифуркации для при соотношении потока равном 0.9

Особо стоит отметить, что с увеличением соотношения потоков Q_r область рециркуляции около левой границы ветви сжимается, тогда, как другая зона рециркуляции около верхней границы родительской артерии увеличивается в размере. Также для ньютоновской модели жидкости размер зоны рециркуляции приблизительно в 1.5 раза больше по сравнению с неньютоновскими моделями.

Рассчитанные поля скорости для различных моделей жидкости были использованы для расчета линий тока. Представленные на рис. 3 и 4 линии тока отображают две зоны рециркуляции вблизи области бифуркации. Эти зоны характеризуются низкими значениями скорости. Величина скорости в этих областях около $8.12 \cdot 10^{-5}$ м/с.

ТАБЛИЦА I
MAXIMUM VELOCITY (M/S) FOR DIFFERENT FLOW RATIOS

Q_r	<i>Newtonian</i>	<i>Power Law</i>	<i>Bird-Carreau</i>	<i>Casson</i>	<i>Local viscosity</i>
0.7	1.374	1.349	1.342	1.344	1.351
0.9	1.741	1.733	1.728	1.73	1.737

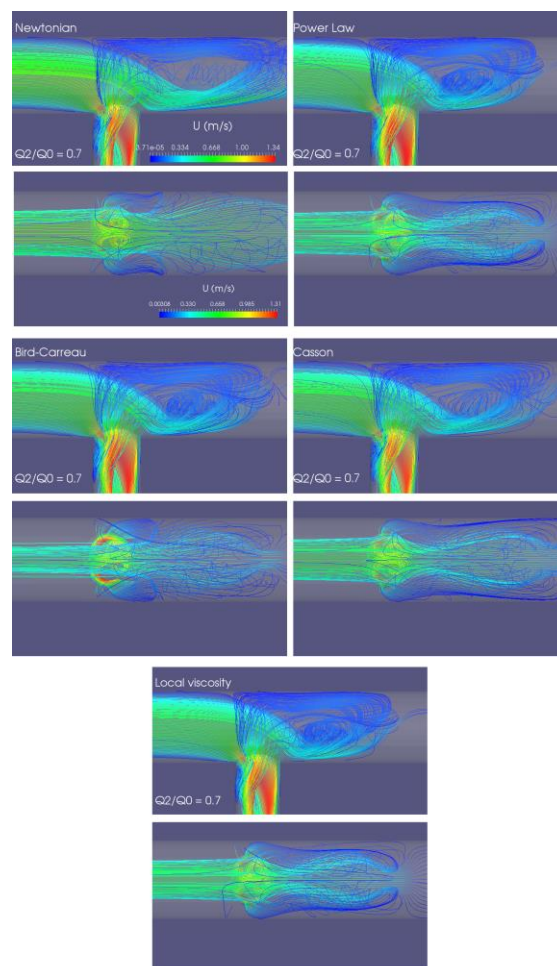


Рис. 3. Линии тока для центрального сечения модели бифуркации при соотношении потоков равном 0.7

Как видно из рисунков, область рециркуляции около левой границы ветви уменьшается с увеличением соотношения потоков, в то время как область около верхней границы родительской артерии увеличивается.

Полученные результаты показывают, что неньютоновские свойства крови имеют значительное влияние на гемодинамические характеристики в рассматриваемых случаях, особенно в зонах рециркуляции и должны быть учтены в дальнейших исследованиях кровотока.

IV. ОБСУЖДЕНИЕ

Факторы гемодинамики, такие как скорости и градиенты давления, области высокого и низкого напряжения сдвига, играют важную роль в формировании атеросклеротических отложений. Это особенно важно учитывать в изгибах и бифуркациях церебральных артерий, где наблюдается возмущение поля скорости и образуются вторичные потоки.

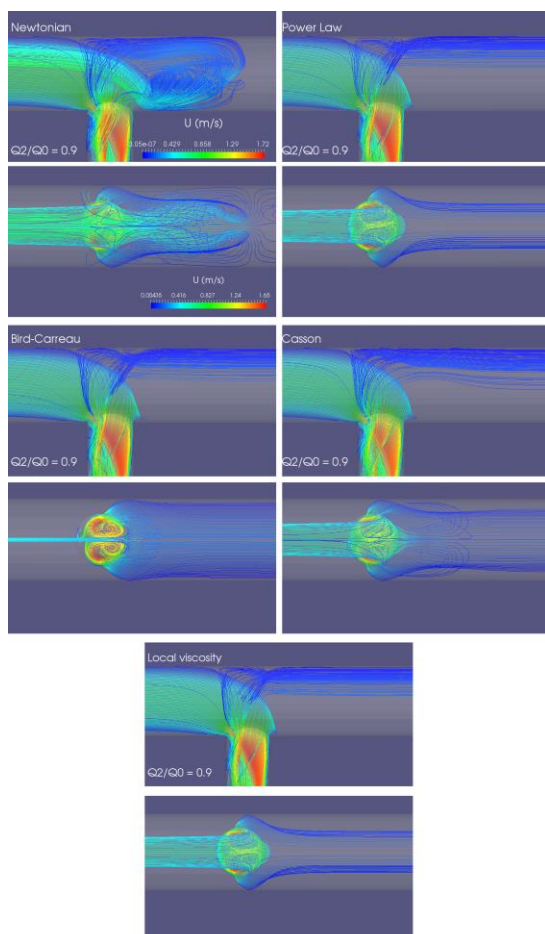


Рис. 4. Линии тока для центрального сечения модели бифуркации при соотношении потоков равном 0.9

Использование допущения о том, что кровь является ньютоновской жидкостью весьма распространено при моделировании кровотока в крупных артериях, однако для малых артерий, особенно для церебральных артерий с атеросклерозом, такое допущение может быть достаточно грубым в большинстве случаев так как в областях, характеризующихся низкой скоростью кровь отчетливо проявляет свои неньютоновские свойства.

Fisher и Rossmann обнаружили, что выбор конкретной модели вязкости оказывает существенное влияние на прогнозирование развития нарушений мозгового кровообращения, однако это влияние несколько ниже, чем влияние индивидуальной формы рассматриваемой церебральной артерии [7]. Для исключения влияния индивидуальной формы церебральной артерии пациента и оценки только различия гемодинамических параметров между рассматриваемыми моделями вязкости в работе была использована идеализированная модель бифуркации.

В своем недавнем исследовании Suzuki и др. [8] продемонстрировали, что вне зависимости от размера артерии численное моделирование с использованием как ньютоновской, так и неньютоновских моделей жидкости может приводить к результатам, отличным от тех, для

расчета которых используются индивидуальные измеренные значения вязкости крови пациента. Для исключения этого эффекта в представленной работе используется модель локальной вязкости.

В нашем исследовании наибольшие различия между ньютоновской и неньютоновскими моделями жидкости были обнаружены в зонах предрасположенных к атерогенезу. Используя идеализированную геометрию церебральной артерии, был смоделирован стеноз высокой степени и оценено влияние каждой реологической модели на гемодинамические параметры отдельно от учета влияния индивидуальной формы церебральной артерии. Представленное исследование расширяет недавние работы в этой области, в которых оценивалось влияние неньютоновских реологических свойств крови на распределение гемодинамических параметров в области бифуркации церебральных артерий. Однако число рассматриваемых случаев должно быть увеличено с учетом различных углов бифуркации и соотношения диаметров основной артерии и сегмента. Также в работе не были учтены эластические свойства стенки артерии, что потенциально может оказать влияние на распределение вязкости.

V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для обеих смоделированных степеней стеноза ньютоновская модель переоценила максимальную скорость в артерии по сравнению с неньютоновскими моделями. С увеличением скорости в сегменте различие между ньютоновской и неньютоновской моделями становится менее значимо. В работе показано, что наибольшие различия наблюдаются в областях циркулирующего потока, где должны учитываться неньютоновские свойства крови.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Liepsch D.W. Flow in tubes and arteries—a comparison // *Biorheology*. 1986. vol. 23, no. 4. pp. 395–433.
- [2] Gimbrone M.A., García-Cardeña G. Vascular endothelium, hemodynamics, and the pathobiology of atherosclerosis // *Cardiovasc. Pathol.* 2013. vol. 22, no. 1. pp. 9–15.
- [3] Pu Y., Lan L., Leng X., Wong L.K., Liu L. Intracranial atherosclerosis: From anatomy to pathophysiology // *International Journal of Stroke*. 2017. vol. 12, no. 3. pp. 236–245.
- [4] Leng X. et al., Computational fluid dynamics modeling of symptomatic intracranial atherosclerosis may predict risk of stroke recurrence // *PLoS ONE*. 2014. vol. 9, no. 5. p. e9753.
- [5] Nixon A.M., Gunel M., Sumpio B.E. The critical role of hemodynamics in the development of cerebral vascular disease // *J. Neurosurg.* 2010. vol. 112, no. 6 pp. 1240–1253.
- [6] Liepsch D., Sindeev S., Balasso A., Frolov S. Study of wall shear stress in an idealized 90-bifurcation with Newtonian and non-Newtonian fluid models // *Series on Biomechanics*. 2017. vol. 31, no. 1. pp. 3–13.
- [7] Fisher C., Rossmann J.S. Effect of non-newtonian behavior on hemodynamics of cerebral aneurysms // *J Biomech Eng.* 2009. vol. 131, no. 9 p. 091004.
- [8] Suzuki T., et al., Variability of hemodynamic parameters using the common viscosity assumption in a computational fluid dynamics analysis of intracranial aneurysms // *Technol Health Care*. 2017. vol. 25, no. 1. pp. 37–47.