

Тема работы:

Численное моделирование течения крови в каротидной бифуркации.

Состав коллектива исполнителей:

1. Кустов Александр Сергеевич, КемГУ, магистрант
2. Борисов Владимир Геральдович, КемГУ, к.ф.-м.н, доцент

Научное содержание работы:

Целью настоящей работы является численный анализ течения крови в модели каротидной бифуркации.

Список задач для реализации этой проблемы:

1. Построение геометрии и сеток моделируемой области течения;
2. Постановка начальных и граничных условий;
3. Проведение численных расчетов течения;
4. Вычисление пристеночного напряжения сдвига;
5. Анализ результатов численных расчетов;

Современное состояние проблемы:

Актуальность темы заключается в том, что нарушения мозгового кровообращения, приводящие к частичной потере трудоспособности, инсульту или даже к летальному исходу, являются следствием атеросклеротических явлений в сонных артериях. Повышенный риск возникновения атеросклероза имеют зоны бифуркаций сосудов, где кровоток является застойным или сильно нарушенным. Индикаторами рискованных зон возникновения атеросклероза на стенках сосудов являются зоны аномальных значений пристеночного напряжения сдвига – WSS (Wall Shear Stress) [1]. Для расчета WSS в трехмерных моделях, полученных на основе анатомических медицинских изображений, широко используются методы вычислительной гидродинамики (CFD) [2].

1. Harrison, G. J. Closure technique after carotid endarterectomy influences local hemodynamics / G. J. Harrison, T. V. How, R. J. Poole, J. A. Brennan, J. B. Naik, S. R. Vallabhaneni, R. K. Fisher // Journal of Vascular Surgery (2014).

2. Gharahi, H. Computational Fluid Dynamic Simulation of Human Carotid Artery Bifurcation Based on Anatomy and Volumetric Blood Flow Rate Measured With Magnetic Resonance Imaging / H. Gharahi, B. A. Zambrano, D. C. Zhu, J. K. DeMarco, S. Baek // International Journal of Advances in Engineering Sciences (2016) DOI 10.1007/s12572-016-0161-6.

Подробное описание работы, включая используемые алгоритмы:

1. Постановка краевой задачи

Кровь считалась ньютоновской жидкостью с плотностью 1050 кг/м³ и динамической вязкостью 3.5e-3 кг/м·с. Моделировалось установившееся периодическое течение, вызванное периодически изменяющейся разностью давления на входе и выходах сосуда. Кривые разности давления подбирались по результатам вспомогательных расчетов так, чтобы временные профили скорости течения соответствовали данным Допплер-эхографии пациента (рис.1).

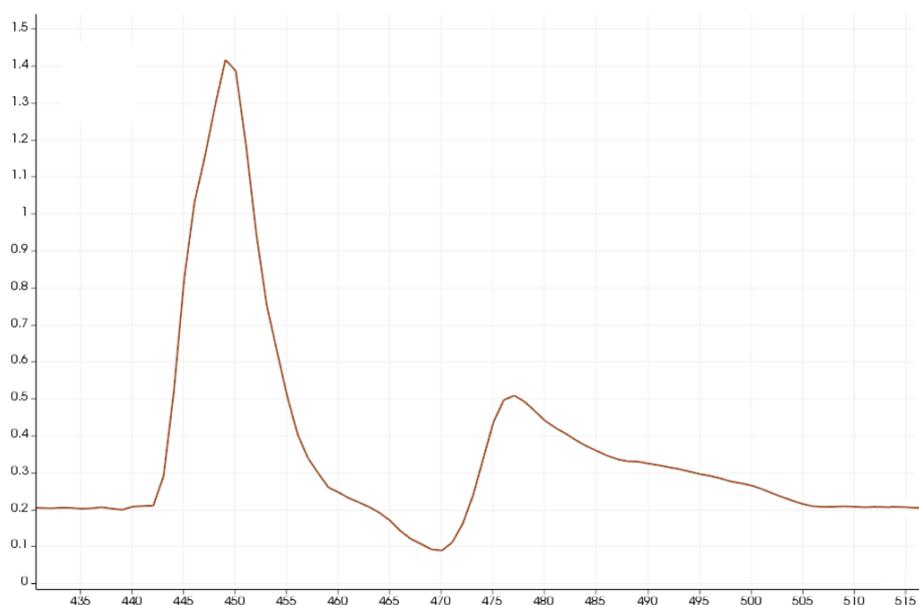


Рис. 1 Зависимость скорости течения от времени.

Боковая стенка сосуда считалась абсолютно жесткой, и на ней задавались нулевое значение скорости и нулевое значение градиента давления. Для скорости на входной и выходной границах устанавливаются условия параллельности потока оси сосуда. Скорость ρ и давление U в расчетной области описывались уравнениями Навье – Стокса для вязкой несжимаемой жидкости:

$$\rho \frac{\partial U}{\partial t} + (U \cdot \nabla) \rho U = -\nabla p + \nabla(\mu(\nabla U + (\nabla U)^T)),$$
$$\operatorname{div}(U) = 0.$$

2. Построение геометрии сосуда и расчетной сетки.

Построение геометрической модели сосуда проводилось на основании результатов компьютерной томографии правых сонных артерий пациента Б. 66 лет. Наибольший интерес представляет зона бифуркации (разветвления) общей сонной артерии на внутреннюю и наружную в связи с тем, что она в большой степени подвержена патологическим изменениям, связанным с возникновением и ростом атеросклеротической бляшки, что приводит к сужению просвета сосуда и нарушению мозгового кровообращения.

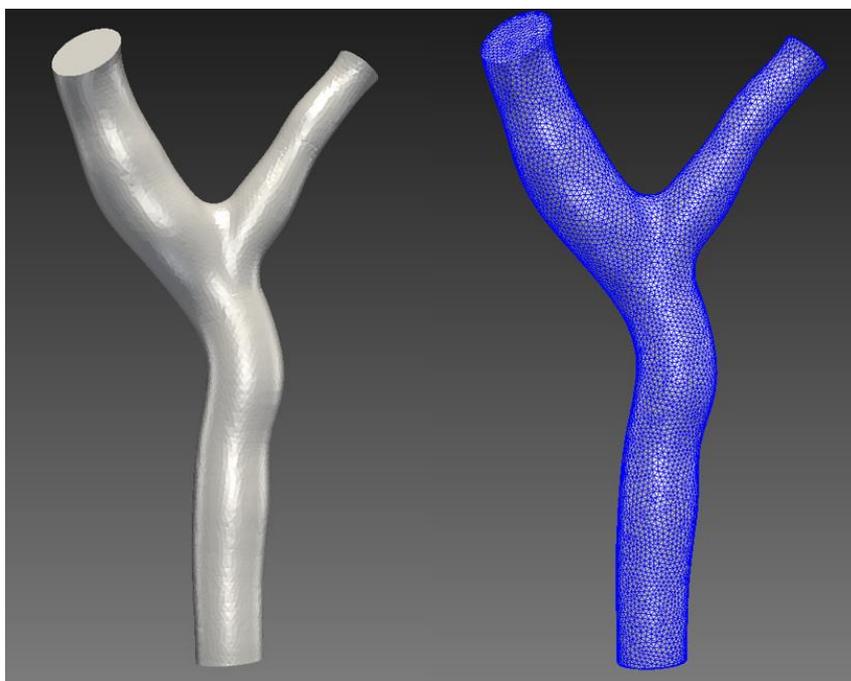


Рис. 2 Геометрия области течения и сетка.

Геометрическая модель строилась с помощью свободно распространяемого ПО SimVascular. Это же ПО использовалось для построения тетраэдральной расчетной сетки.

3. Численный расчет.

Для численных расчетов использовался пакет OpenFOAM. В качестве гемодинамических показателей, отражающих интегральные характеристики WSS, использовались индексы TAWSS и OSI, вычисляемые через WSS. Показатель TAWSS представляет собой величину пристеночного напряжения сдвига, усредненную по времени сердечного цикла. Формула для вычисления TAWSS через евклидову норму пристеночного напряжения сдвига выглядит следующим образом:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS| dt.$$

где T – продолжительность сердечного цикла. Показатель осцилляторности (Oscillatory Shear Index) вычисляется по формуле

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \tau_w dt \right|}{\int_0^T |\tau_w| dt} \right).$$

Этот безразмерный скалярный показатель имеет значения близкие к максимальному (0.5) в областях, где поле WSS периодически меняет направление из-за сложной структуры потока.

Полученные результаты:

На рисунке 3 изображены траектории частиц крови в момент систолического спада скорости течения крови, полученные визуализацией результатов численных расчетов. Синей окраске линий тока соответствует медленное движение, красной – быстрое, в соответствии со шкалой, приведенной на рисунке.

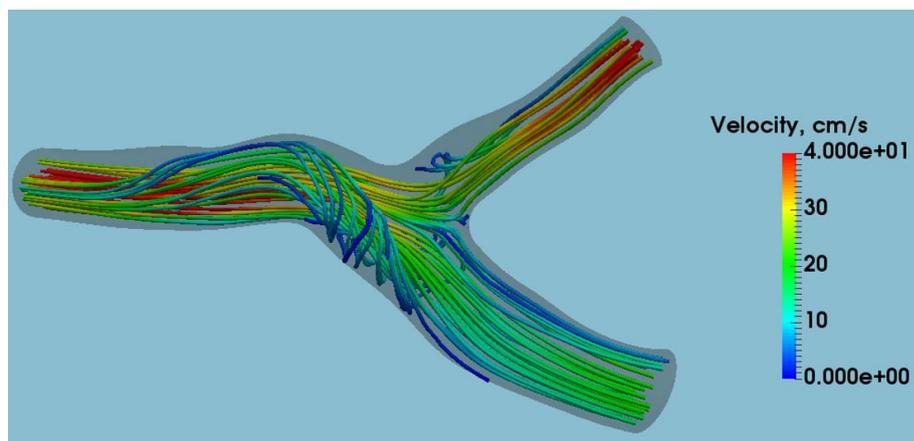


Рис. 3 Траектории движения частиц крови на систолическом спаде скорости течения.

Как видно из рисунка, в зоне каротидного синуса (расширения общей сонной артерии и внутренней сонной артерии после бифуркации) существует застойная зона, в которой происходит медленное вихревое движение крови. Эта зона существует не только на систолическом спаде скорости, но и в других фазах сердечного цикла. Риск возникновения атеросклеротических отложений в этой зоне, при прочих равных условиях, тем выше, чем больше среднее время нахождения частиц крови в ней.

На рисунке 4 изображены зоны рискованных значений показателей OSI и TAWSS. Диапазоны рискованных значений показателей отмечаются как $TAWSS < 0.4 \text{ Па}$, $OSI > 0.3$.

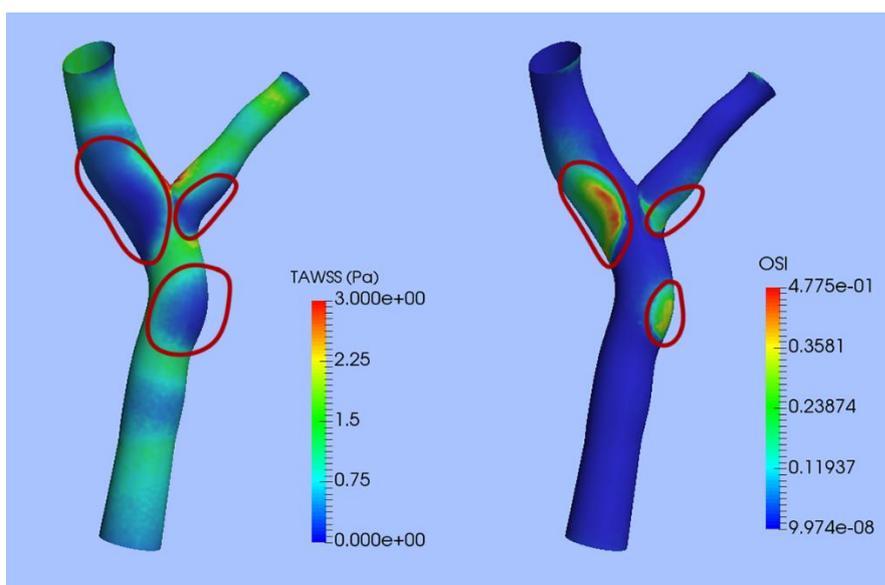


Рис. 4 Зоны рискованных значений показателей OSI и TAWSS.

Исследовалась зависимость распределения показателей от амплитуды пульсовых колебаний при увеличении и уменьшении амплитуды на 15%. На

рисунке 5 приведено распределение показателей в рискованной зоне ВСА для трех амплитуд колебаний.

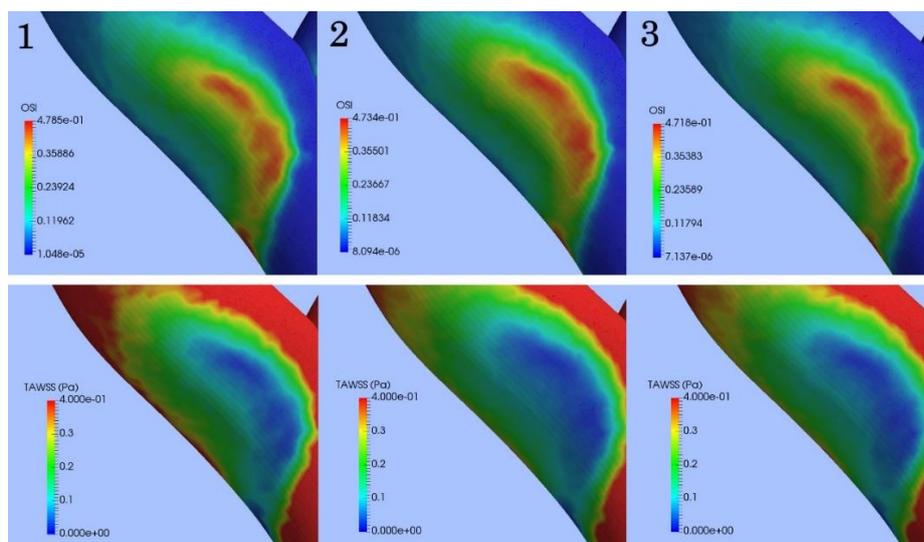


Рис. 5 Зависимость распределения показателей OSI (сверху) и TAWSS (снизу) от амплитуды пульсовых колебаний.

Слева, под номером 1 изображено распределение показателей с амплитудой, увеличенной на 15%, справа, под номером 3 - с амплитудой, уменьшенной на 15%. В центре, под номером 2 изображено распределение показателей для исходного расчета. Из рисунка видно, что при увеличении амплитуды максимальное значение показателя OSI выросло на 0.0051 (немного более 1%), при уменьшении амплитуды максимальное значение показателя OSI уменьшилось на 0.0016 (менее 1%). При этом форма и расположение зоны рискованных значений показателей практически не изменились.

Проводились, также расчеты течения с повышением частоты пульса пациента на 20%, с сохранением формы кривой скорости на входе. Опираясь на проведенные расчеты, можно сделать вывод, что вариация амплитуды и частоты пульсовых колебаний в физиологических рамках, практически не влияет на расположение рискованных зон возникновения атеросклероза.

Эффект от использования кластера в достижении целей работы.

Для численных расчетов в пакете OpenFOAM был предоставлен доступ к кластеру НГУ. Удалось существенно сократить время счета используя

вычислительные средства кластера НГУ, так как на локальных компьютерах время счета было бы неприемлемо.

Перечень публикаций, содержащих результаты работы.

- Кустов, А.С. Численный расчет течения крови в модели каротидной бифуркации / Кустов А.С. // Инновации в технологиях и образовании. Сборник статей участников XII Международной научно-практической конференции. 2019. С. 284-288.
- Кустов, А.С. Численное исследование гемодинамических показателей для модели каротидной бифуркации/ А.С. Кустов // Фундаментальные и прикладные исследования в физике, химии, математике и информатике: материалы симпозиума XIV (XLVI) Международной научно-практической конференции «Образование, науки, инновации: вклад молодых исследователей»: Вып. 20 / Кемеровский государственный университет. – Кемерово: 2019. – С. 87-90.