

## ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕЧЕНИЯ КРОВИ В СОСУДАХ С БИФУРКАЦИЕЙ ПОСЛЕ УДАЛЕНИЯ АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКИХ БЛЯШЕК

Скобцов Ю.А., Родин Ю.В., Оверко В.С.

Проведені дослідження потоку крові в судинах з бифуркацією після видалення атеросклеротичної бляшки. Досліджений вплив ступеню видалення стенозу на одноманітність потоку.

Течение жидкостей и газов играет жизненно важную роль в биологических и физиологических процессах, происходящих в человеческом организме. Кровь представляет собой суспензию и при детальном рассмотрении является существенно неоднородной жидкой средой. Пульсационный поток крови в сосудистой системе здорового человека является почти ламинарным. Однако в результате заболеваний наблюдается закупорка или стеноз (сокращения русла) сосудов, что ведет к нарушению ламинарности и возникновению турбулентности и иногда явления кавитации. Исследование поведения крови в сосудах с различными патологиями имеет большое практическое значение [1], поскольку позволяют оценить степень риска вследствие наличия данной патологии (например атеросклеротической бляшки). С другой стороны это дает возможность моделировать поведение потоков крови при различных схемах операций по удалению этих патологий с целью выбора оптимального варианта. Данная работа посвящена моделированию, визуализации и исследованию поведения потока крови в сосудах с разветвлением, например, сонной артерии. Стеноз сонной артерии, в частности, имеет место при атеросклерозе, профилактика и лечение которого имеет колоссальное практическое значение. «Излюбленным» местом образования атеросклеротических бляшек является разветвление общей сонной артерии на внутреннюю и наружную. В данной работе рассматривается случай удаления атеросклеротической бляшки в общей сонной артерии, как показано на рис.1. Здесь сосуд большего диаметра представляет протез (оперируемый участок), а сосуды меньшего диаметра – естественные артерии. При данной схеме операции важно выбрать оптимальную длину протеза, поэтому исследовано поведение потоков крови при различных вариантах замены стенозированного сосуда протезами различной длины.

Расчетную область определим следующим образом: к искривленному участку исследуемого сосуда примыкают

прямолинейные входной и выходной участки, необходимые для стабилизации потока и последующей постановке нейтральных граничных условий на выходе расчетной области. Поток крови будем считать несжимаемой жидкостью, стенки жесткими.

Система расчетных уравнений имеет вид:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial x} + \frac{1}{Re} \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right), \quad (1)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial y} + \frac{1}{Re} \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{1}{Re} \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4)$$

Система содержит следующий безразмерный параметр:

$$Re = \frac{U \cdot D}{\nu} - \text{число Рейнольдса. В данной работе } Re = 1000.$$

В качестве начальных данных задается исходное поле скоростей и давления. В качестве начального поля скоростей выбран профиль Пуазейля.

Начальный профиль скорости зададим следующим образом:

$$u(0, x, y, z) = u_H \cdot (1 - r^2), \quad v(0, x, y, z) = 0, \quad w(0, x, y, z) = 0.$$

Для давления за начальное распределение примем гидростатическое. Следовательно, рассматриваемое избыточное давление  $P$  будет равно нулю, т.е.  $P(0, x, y, z) = 0$ . Метод численной реализации и проверки устойчивости изложен в работах [1-5].

Расчетная область представляет собой сосуд большого диаметра, раздваивающийся на два дочерних сосуда разных диаметров. Сужение сосуда моделирует неоперированный участок стенозированный сосуда.

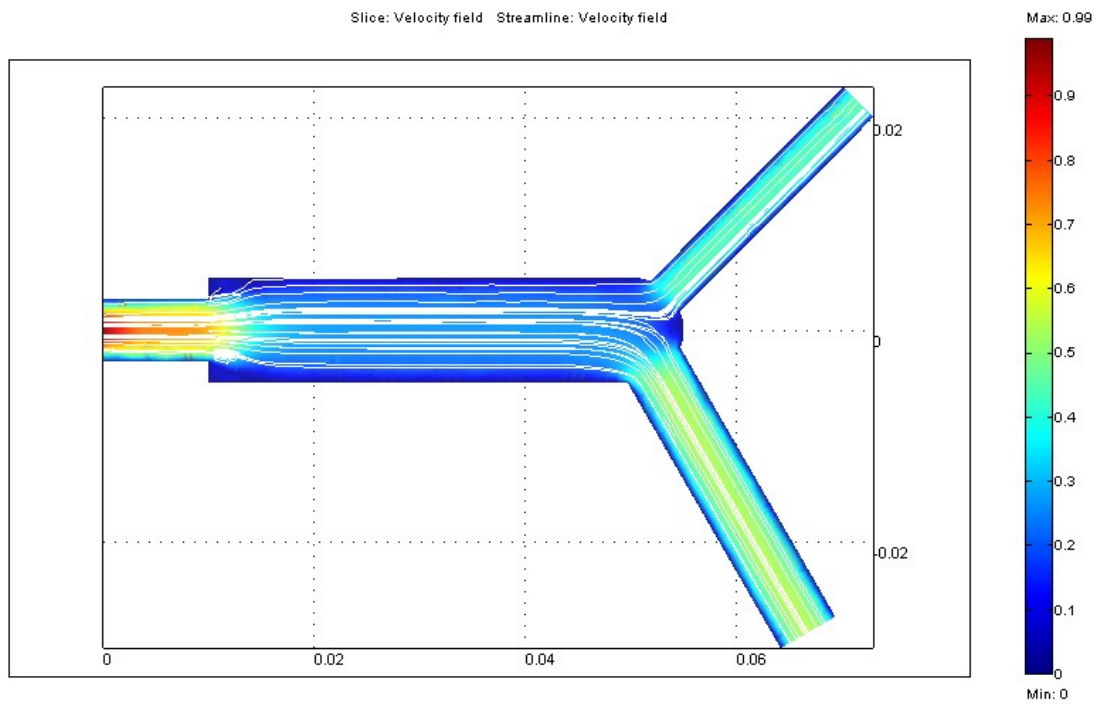


Рис.1. Поле скорости и линии тока при значительной степени удаления бляшки

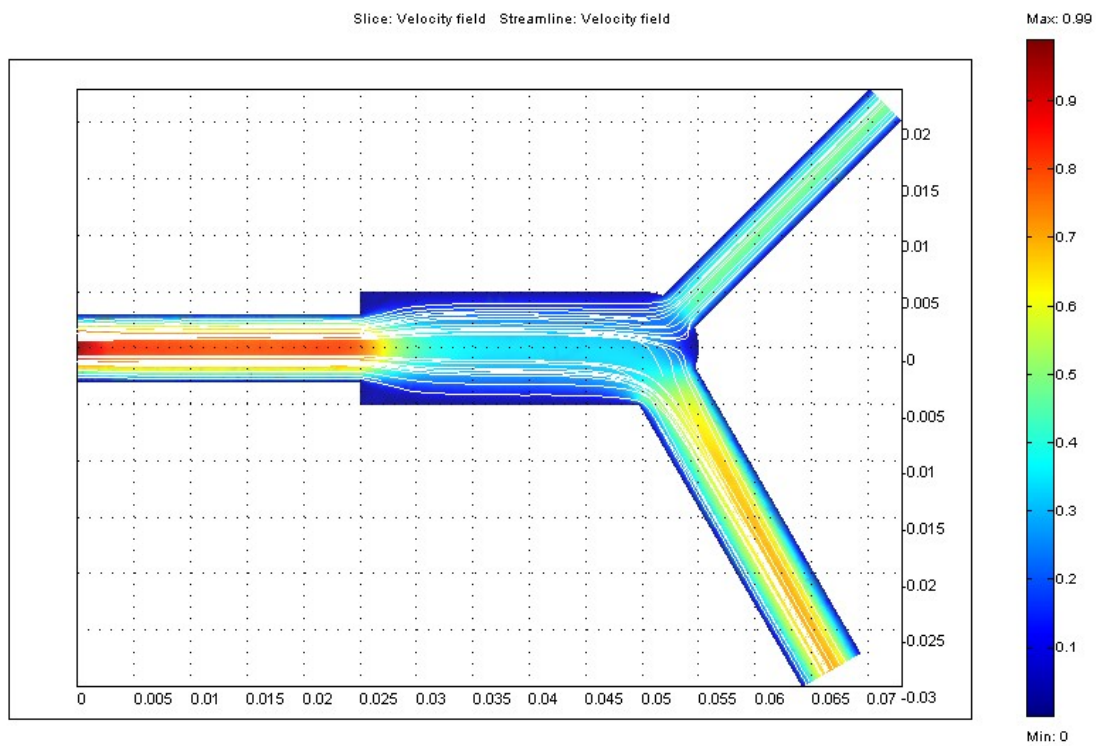


Рис.2. Поле скорости и линии тока при незначительной степени удаления бляшки

Из анализа рис.1 и рис 2. видно, что поле скорости имеет более однородную структуру в первом случае, кроме того во втором случае наблюдается значительное искривление линий тока, что приводит к повышению сопротивления и, как следствие, к увеличению касательных напряжений, приводящему к интенсификации нагрузки на стенки сосудов. Таким образом, первый вариант (удлиненного протеза) предпочтительней. Поэтому при данной операции целесообразно удалять (и заменять протезом) не только участок, содержащий непосредственно атеросклеротическую бляшку, а и прилегающие участки (соизмеримые с диаметром сосуда)

### Литература

1. Скобцов Ю.А., Родин Ю.В., Оверко В.С. Моделирование и визуализация поведения потоков крови при патологических процессах. Донецк: ИПММ НАНУ, Изд-во Заславский.-2008.-212с.
2. Белоцерковский О.М. Численное моделирование в механике сплошных сред. М, Физматгиз, 1994.- 245 с.
3. Яненко Н.Н., Шокин Ю.И. О корректности первых дифференциальных приближений разностных схем.- ДАН СССР, 1968., 182, №4, с.776-778.
4. Роуч П. Вычислительная гидродинамика.- М.: Наука, 1976.- 616 с.
5. Дж. Бэтчелор. Введение в динамику жидкости. М.: Мир, 1973.- 758 с.