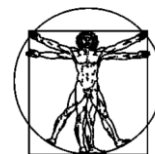


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.1.07
УДК 612.13 + 611.1 + 519.6



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

СТРУКТУРА НЕСТАЦИОНАРНОГО ТЕЧЕНИЯ В ПРОСТРАНСТВЕННО-ИЗВИТОЙ МОДЕЛИ ОБЩЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ СО СТЕНОЗОМ: ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

Я.А. Гатаулин, Д.К. Зайцев, Е.М. Смирнов, А.Д. Юхнев

Кафедра гидроаэродинамики, горения и теплообмена Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Россия, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29, e-mail: yakov_gataulin@mail.ru, zaitsev-aero@yandex.ru, smirnov@physicist.net, a.yukhnev@mail.ru

Аннотация. Проведено численное исследование структуры нестационарного трехмерного течения в построенной по обобщенным клиническим данным модели стенозированной общей сонной артерии с максимальной физиологической извитостью. Установлено, что максимальное значение интенсивности поперечного течения наблюдается на участке с продольными образованиями типа парных вихрей Дина, а не в областях закрученного (одновихревого) течения; это обстоятельство следует учитывать, в частности, при проведении клинических исследований. Максимальные напряжения вязкого трения на стенке, опасные в отношении возможных повреждений стенки артерии, наблюдаются на расстоянии 2–3 диаметров стенозированного сосуда за стенозом на внешней (по отношению к центру радиуса кривизны) стороне артерии и растут с увеличением степени стеноза. Минимальные напряжения, опасные с точки зрения развития атеросклероза, наблюдаются на внутренней стороне артерии, и с увеличением степени стеноза зона их расположения смещается в конец шейного отдела.

Ключевые слова: общая сонная артерия, стеноз, закрученное течение, вычислительная гидродинамика, уравнения Навье – Стокса.

ВВЕДЕНИЕ

Сонные артерии – это основные проводники крови от сердца к мозгу. Левая общая сонная артерия начинается от дуги аорты, правая – от брахиоцефальной артерии. Обе разветвляются на внутреннюю сонную артерию, которая снабжает кровью мозг, и внешнюю, по которой кровь поступает к остальной части головы. Стеноз в общей сонной артерии чаще всего возникает в местах отрыва потока, где находятся зоны низких значений напряжений.

Недавние исследования влияния пространственной кривизны общей сонной артерии на кровоток [1, 3, 11] позволяют заключить, что течение с осесимметричным распределением скорости в сечениях артерии практически не реализуется. Результаты расчетов *Manbachi et al.* [11], проведенных для случая пространственно извитой общей

© Гатаулин Я.А., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М., Юхнев А.Д., 2019

Гатаулин Яков Александрович, математик кафедры гидроаэродинамики, горения и теплообмена, Санкт-Петербург

Зайцев Дмитрий Кириллович, д.ф.-м.н., доцент кафедры гидроаэродинамики, горения и теплообмена, Санкт-Петербург

Смирнов Евгений Михайлович, д.ф.-м.н., заведующий кафедрой гидроаэродинамики, горения и теплообмена, Санкт-Петербург

Юхнев Андрей Данилович, научный сотрудник кафедры гидроаэродинамики, горения и теплообмена, Санкт-Петербург

сонной артерии, показали, что в ней, даже при умеренной кривизне шейного отдела, формируется течение со скошенным профилем осевой скорости. Смещение максимума скорости к одной из стенок обусловлено развитием вторичных (поперечных) течений. Расчеты, проведенные в [1] для модели сонной артерии с S-образной извитостью, также свидетельствуют о формировании течения, характеризуемого выраженной скошенностью профиля осевой скорости. В работе *Ford et al.* [3] вторичное течение в общей сонной артерии изучалось с помощью ультразвукового доплеровского метода, авторы регистрировали наличие парных вихрей Дина, характерных для движения вязкой жидкости в криволинейных трубках [13], и скошенного профиля осевой скорости. В работе [2] нами проведено численное исследование вторичного течения в двух моделях общей сонной артерии – среднестатистической и с максимальной физиологической извитостью. В предположении отсутствия стенозированных участков изучено влияние параметров извитости на временную и пространственную эволюцию существенно трехмерного потока в артерии. Показано, что наиболее сильная закрутка формируется в фазе уменьшения расхода в области на стыке грудного и шейного отделов, где происходит трансформация вихрей Дина, развивающихся в грудном отделе артерии, в единый вихрь, формирующий закрученное течение. Средний за систолу уровень интенсивности закрутки, характеризуемый соотношением максимальных окружной и осевой скоростей, составил 0,2 для модели среднестатистической общей сонной артерии и 0,25 для модели с максимальной физиологической извитостью.

Исследования закрученных течений в моделях стенозированных сосудов начались относительно недавно: первая работа в этом направлении опубликована в 2004 г. [14]. Ее автор изучал влияние слабой закрутки потока на течение за стенозом с использованием методов фазоконтрастного магнитного резонанса и математического моделирования с применением программного пакета вычислительной гидродинамики *Star-CD*. На вход модели прямолинейного сосуда со стенозом подавался закрученный поток с максимальной окружной скоростью, составляющей 0,17 от осевой. В целом автором работы [14] сделан вывод о стабилизирующем влиянии закрутки на турбулентное течение за стенозом. Данные последующих численных исследований [10, 12], в которых использовалась модель сосуда с осесимметричным 75%-ным стенозом, также свидетельствуют, что закрутка потока (отношение входных окружной и осевой скоростей не превышало 0,3) подавляет турбулентность в области за стенозом и уменьшает зону обратных токов. Авторы работ [5, 6] провели экспериментальное исследование слабо закрученного течения в стенозе той же конфигурации, используя метод цифровой трассерной визуализации (*PIV*), при этом параметр закрутки S , определяемый как безразмерный поток момента количества движения, составлял 0,25. Измерения показали, что закрутка уменьшает длину зоны обратных токов примерно на 20% и сокращает протяженность участка ламинарно-турбулентного перехода.

В отличие от предыдущих работ, где авторы проводили исследования в модели прямого сосуда со стенозом, *Grigioni et al.* [4] выполнили численное исследование стационарного закрученного потока жидкости в пространственно извитой (двухдуговой) модели бедренной артерии со стенозом и предложили оригинальный метод для количественной оценки интенсивности спиральных структур в кровотоке с помощью функционала завихренности, вычисляемой вдоль траекторий частиц. Было показано, что с ростом степени стеноза вихревое движение за ним становится все интенсивнее. Вместе с тем применимость предложенного в работе [4] функционала для лабораторных и клинических измерений вызывает сомнение, особенно в наиболее важном для практики случае пульсирующего потока в сосуде.

В настоящей работе с применением методов вычислительной гидродинамики проводится исследование пульсирующего течения в жесткой модели стенозированной общей сонной артерии с максимальной физиологической извитостью. Изучается временная и пространственная эволюция трехмерного кровотока в зависимости от степени стеноза, составляющей 50; 70 или 90%. Для количественной характеристики интенсивности вторичного течения в текущем сечении артерии предлагается безразмерный параметр, который непосредственно можно использовать для сравнения расчетных результатов с данными клинических исследований.

ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СТЕНОЗИРОВАННОЙ ОБЩЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ

Использованная в расчетах геометрическая модель стенозированной общей сонной артерии построена на основе осредненных данных, полученных трехмерной магнитно-резонансной ангиографией сосудов на участке от дуги аорты до бифуркации сонной артерии для 28 здоровых добровольцев (рис. 1, *а*) [11]. Согласно методике, предложенной в [11], общая сонная артерия условно разделяется на грудной и шейный сегменты (рис. 1, *б*), для которых при помощи метода наименьших квадратов оцениваются радиусы кривизны центральной линии каждого из сегментов, близких к дуге окружности.

Конкретно, геометрия рассматриваемой в данной работе модели правой стенозированной общей сонной артерии с максимальной физиологической извитостью характеризуется следующими параметрами: внутренний диаметр $D = 5$ мм, радиус кривизны шейного отдела $R_c = 50$ мм, радиус кривизны грудного отдела $R_t = 20$ мм, длина хорды шейного отдела $RC = 60$ мм, длина хорды грудного отдела $RT = 40$ мм, угол между хордами $\alpha = 25^\circ$, угол между плоскостями, в которых лежат шейный и грудной отделы, $\theta = 90^\circ$. Выбор данной геометрии обусловлен интересом к случаю максимальных значений радиусов кривизны шейного и грудного отделов из физиологического диапазона (табл. 1). Вслед за [7] предполагается, что за местом стыка грудного и шейного отделов расположено осесимметричное сужение (стеноз) общей протяженностью $L_s = 12$ мм. Проходной диаметр D_s в самом узком месте («горлышке» стеноза) составляет 1,5; 2,7 или 3,5 мм. Соответственно, степень стеноза $(1 - D_s^2 / D^2) \cdot 100\%$, рассчитанная по отношению площадей, составляет 50; 70 или 90%.

Геометрические параметры рассматриваемой модели артерии, а также диапазоны физиологических данных из работы [11] приведены в таблице.

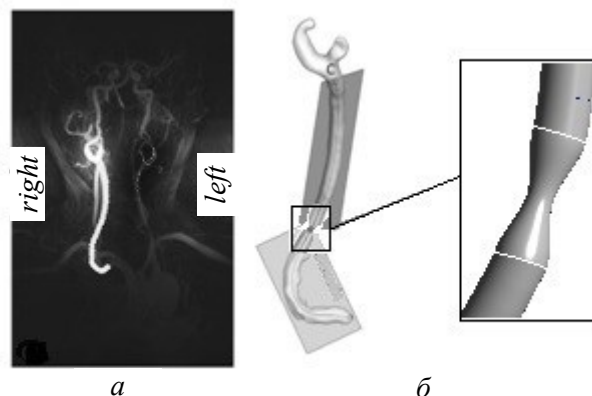


Рис. 1. МРТ-изображение сети кровеносных сосудов шеи с обозначенной светлым цветом правой общей сонной артерией (*а*) и двухдуговая модель стенозированной общей сонной артерии, состоящая из грудного и шейного отделов (*б*)

Параметры геометрии правой общей сонной артерии и исследованной модели со стенозом

Вариант	R_c , мм	R_t , мм	RC , мм	RT , мм	α , °	θ , °	L_s , мм	Степень стеноза, %
<i>Manbachi et al.</i> [11]	150 ± 100	$37,5 \pm 17,5$	60 ± 15	40 ± 15	25 ± 25	90 ± 90	–	–
Модель с максимальной физиологической извитостью	50	20	60	40	25	90	12	50
								70
								90

Для создания геометрической модели общей сонной артерии использовалась программа *Design Modeler*, которая включена в рабочую платформу *Ansys Workbench*. Детали процедуры построения модели изложены в предыдущей работе авторов [2].

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ И РАСЧЕТНАЯ СЕТКА

Для изучения особенностей трехмерного нестационарного течения в общей сонной артерии решались трехмерные нестационарные уравнения Навье–Стокса. Расчеты выполнялись в программе *ANSYS CFX* по методу контрольных объемов со вторым порядком точности по пространству и по времени.

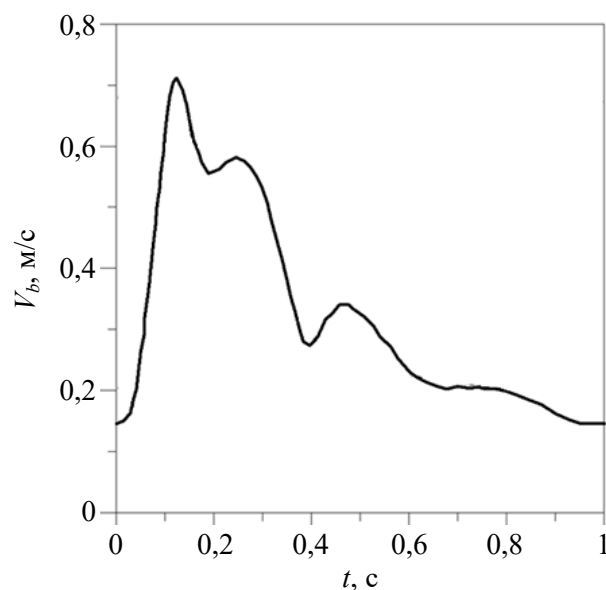


Рис. 2. Кривая среднерасходной скорости в общей сонной артерии [8]

На входной границе задавался однородный профиль скорости; изменение входной скорости во времени цикла (рис. 2) определялось из кривой расхода, которая является результатом клинических измерений кровотока в сонной артерии здоровых добровольцев методом фазово-контрастной магнитно-резонансной томографии [8]. Период цикла равен $T = 1$ с. Фаза увеличения скорости составляет 15% от всего времени цикла. Максимальная за период среднерасходная скорость $V_{b, \max} = 0,7$ м/с. Фаза уменьшения среднерасходной скорости характеризуется наличием трех локальных максимумов скорости, связанных с движением пульсовой волны по сосудам. На выходной границе модели сосуда задавался постоянный уровень давления $P = 0$ Па. На стенках ставилось условие прилипания.

Расчеты выполнялись для жидкости, по свойствам аналогичной крови: динамический коэффициент вязкости $\mu = 0,004$ Па·с, плотность $\rho = 1000$ кг/м³. Для данных параметров максимальное за цикл число Рейнольдса $Re = 2\rho V_{b, \max} R/\mu \approx 900$, число Уомерсли $Wo = 0,5D\sqrt{2\rho/\mu T} \approx 3$.

Расчетная сетка типа *O-grid* для рассматриваемой модели стенозированной артерии была построена в программе *ICEM CFD* и состояла из четырехугольных призматических элементов. В окрестности стеноза сетка имела дополнительное измельчение с целью лучшего разрешения структуры течения в этом месте. Размер элементов сетки был выбран исходя из исследования на сеточную сходимость. На рис. 3 показан пример итоговой расчетной сетки, состоящей из 1,5 млн элементов.

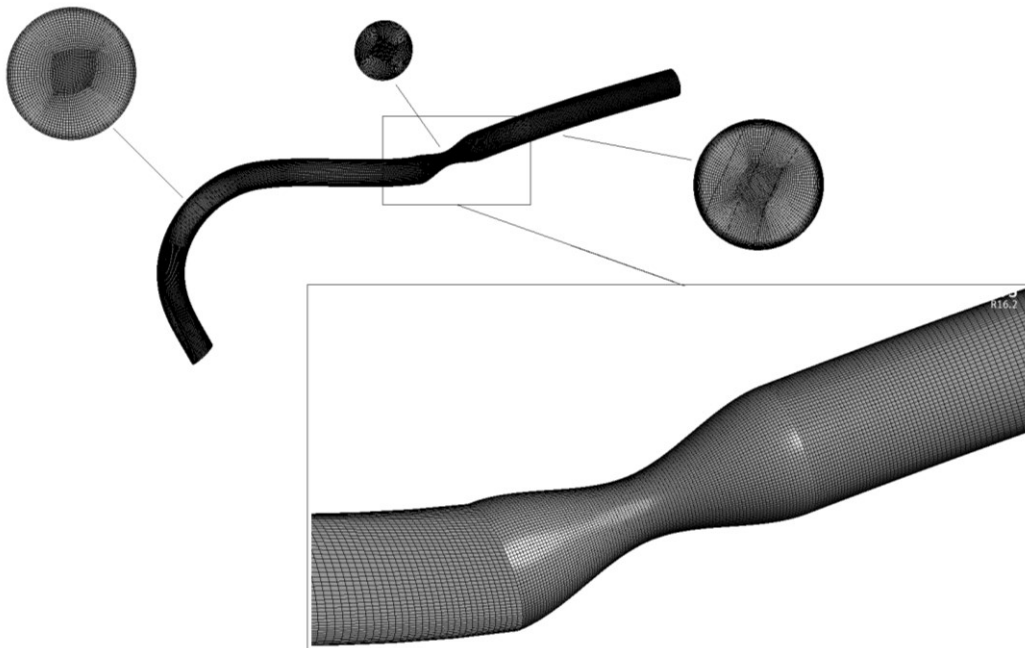


Рис. 3. Структура расчетной сетки для модели стенозированной общей сонной артерии (на примере 70%-ного стеноза)

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ

Предварительно было проведено исследование на чувствительность получаемых результатов к шагу по времени. Сравнивались решения, полученные с шагами 0,005; 0,01 и 0,02 с. Было установлено, что результаты решения изменяются менее чем на 5% при уменьшении шага по времени, и основные вычисления проводились с шагом 0,01 с.

На рис. 4 структура течения в моделях общей сонной артерии с различной степенью стеноза в момент максимального расхода (при $t = 0,15$ с на рис. 2) визуализирована с помощью построения изоповерхностей так называемого *Q*-критерия – скалярной величины, вычисляемой с использованием квадратичных инвариантов тензора скоростей деформации и тензора завихренности [9].

Вверх по потоку от стеноза течение практически тождественно реализующемуся в исследованном ранее [2] случае сосуда без стеноза. В этом случае в грудном отделе артерии формируется пара продольных вихрей Дина, в которых жидкость вращается в противоположных направлениях. В окрестности перехода в шейный отдел вихри Дина трансформируются в единый вихрь, формирующий закрученное течение.

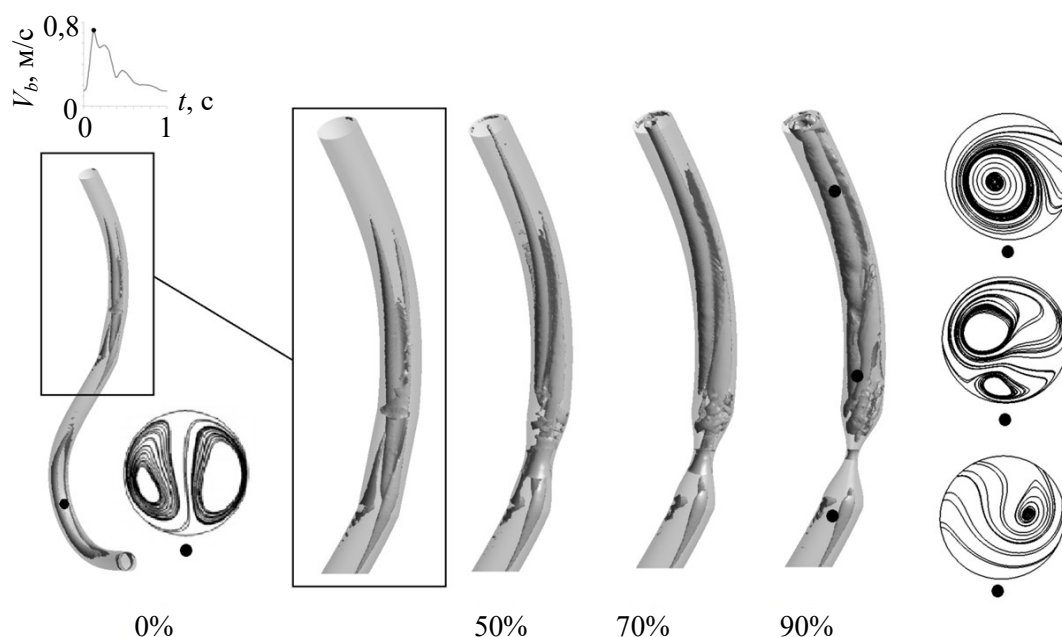


Рис. 4. Изоповерхности Q -критерия в момент максимального расхода (при $t = 0,15$ с на рис. 2) для четырех моделей артерии с различной степенью стеноза и линии тока вторичного течения в поперечных сечениях сосуда в случае 90%-ного стеноза

Структура течения за стенозом существенно отличается от наблюдаемой для модели артерии без стеноза. При отсутствии стеноза наиболее сильная закрутка генерируется в месте сочленения грудного и шейного отделов, а по мере затухания закрутки вниз по потоку в области шейного отдела артерии вновь возникает второй вихрь, постепенно увеличивающийся в размерах, т.е. течение вновь приобретает структуру, характерную для движения вязкой жидкости по криволинейным трубкам. В случае же модели стенозированной артерии двухвихревое течение возникает в рециркуляционной области за стенозом, и вниз по потоку оно трансформируется в закрученное (одновихревое).

Для характеристики интенсивности вторичного течения нами использован параметр $\beta = V_{n\max} / V_b$, представляющий собой отношение максимальной поперечной скорости V_n (состоящей из окружной и радиальной компонент) к среднерасходной скорости V_b . Для закрученного течения (в традиционной его трактовке) максимальная поперечная скорость близка к максимальной окружной скорости, и параметр β можно рассматривать как параметр закрутки потока.

Как отмечалось выше, в рассмотренных моделях общей сонной артерии течение перед стенозом, расположенным за стыком двух отделов артерии, является закрученным. Обработка расчетных полей скорости позволяет заключить, что во всех случаях максимальное за цикл значение параметра закрутки потока в этом месте составляет приблизительно 0,3.

На рис. 5 показано изменение по длине шейного отдела артерии максимальных (по сечению) осевой и поперечной скорости в момент максимального расхода, координата Z отсчитывается от центра стеноза. Как и ожидалось, пиковое значение максимальной осевой скорости приходится на центр стеноза. С увеличением степени стеноза отмечается значительное увеличение не только осевой скорости, но и максимальной по сечению поперечной скорости, однако, в отличие от максимальной осевой скорости, наибольшее значение максимальной поперечной скорости приходится

не на центральную часть стеноза, а на участок за стенозом, где формируется двухвихревое течение типа вихрей Дина (рис. 5, б). Еще один существенно меньший по величине экстремум максимальной поперечной скорости находится примерно в середине шейного отдела ($z = 0,03$ м) и обусловлен формированием в данной области закрученного течения. В случае 90%-ного стеноза на его конфузурном участке также имеется экстремум максимальной поперечной скорости, связанный с возникновением больших радиальных скоростей просто по причине резкого сужения проходного сечения.

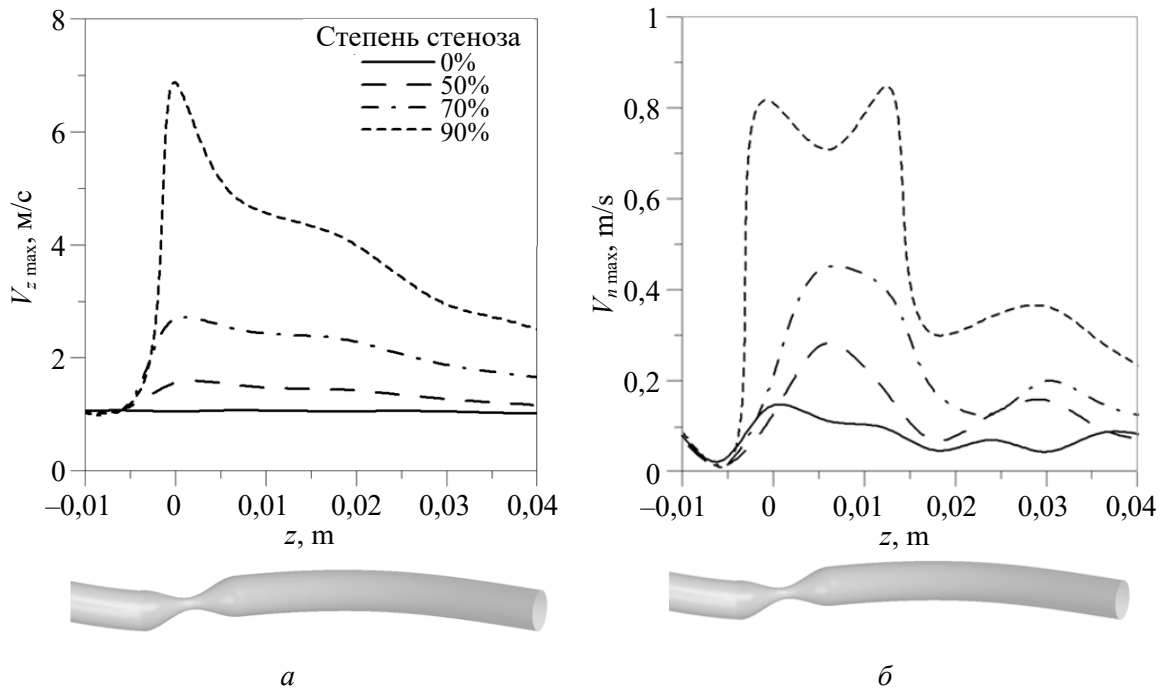


Рис. 5. Распределение максимальных осевой (а) и поперечной (б) скоростей вдоль модели извитой сонной артерии с различной степенью стеноза в момент максимального расхода ($z = 0$ – центр стеноза)

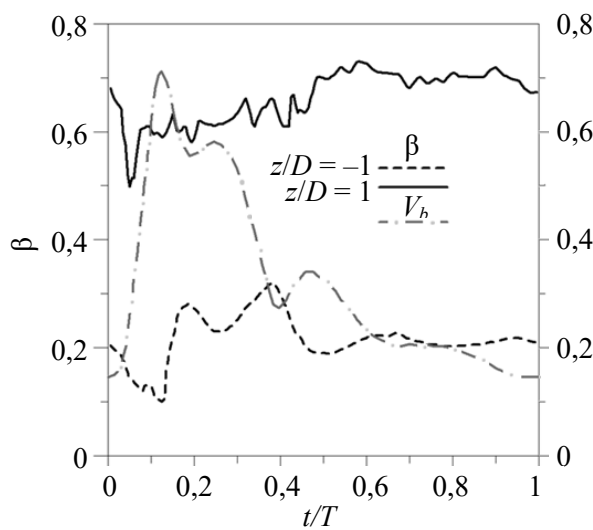


Рис. 6. Изменение во времени параметра, характеризующего интенсивность поперечного течения перед и за 70%-ным стенозом. Для сопоставления нанесена также кривая среднерасходной скорости

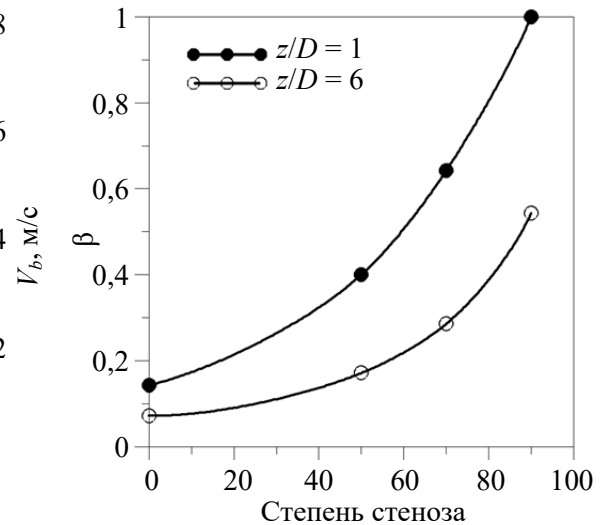


Рис. 7. Влияние степени стеноза на относительную интенсивность поперечного течения в двух сечениях сосуда в момент максимального расхода

На рис. 6 показано изменение во времени параметра β в сечениях модели артерии перед и за 70%-ным стенозом. Видно, что параметр β на участках перед сужением и после него изменяется во времени по-разному: в сечении перед сужением его изменения в некоторой степени коррелируют с кривой среднерасходной скорости, а после сужения значения β слабо меняются в течение цикла. Следует отметить также временной сдвиг кривой изменения β в сечении перед сужением относительно кривой среднерасходной скорости. Запаздывание, составляющее около 0,1 с, приводит к тому, что интенсивность закрутки потока в этом сечении ослабевает в фазу увеличения расхода и усиливается в фазу уменьшения расхода.

На рис. 7 для двух сечений за стенозом ($Z/D = 1,0$ и $6,0$) показана зависимость параметра β от степени стеноза, построенная для момента максимального расхода. В частности, в случае 70%-ного стеноза, значение параметра β в сечении $Z/D = 1,0$, где интенсивность поперечного течения определяется его двухвихревой структурой, составляет 0,6, в то время как в сечении $Z/D = 6,0$, относящемся к участку закрученного одновихревого течения, значение параметра β в два раза меньше.

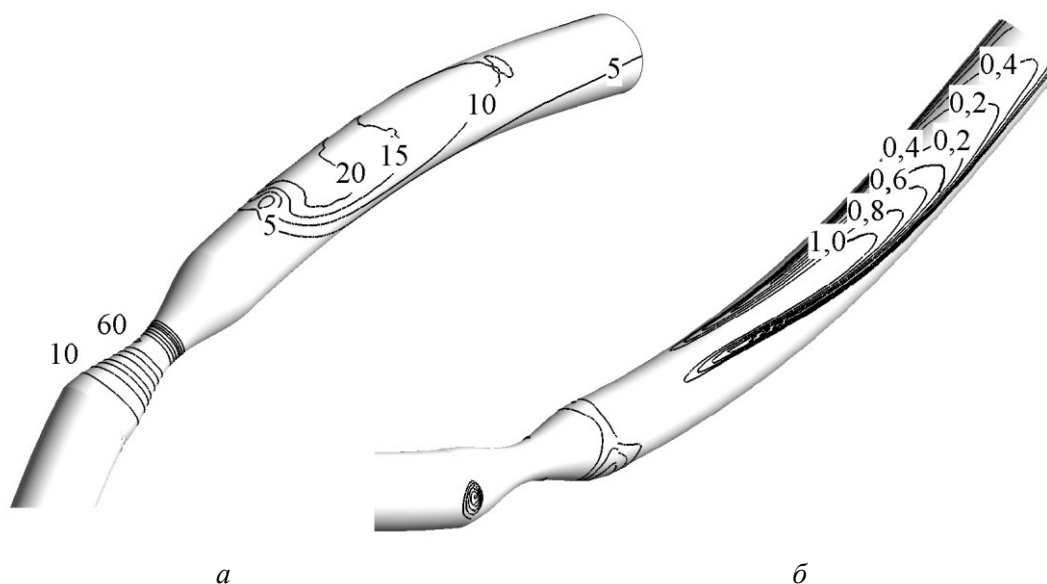


Рис. 8. Изолинии осредненных по времени сдвиговых напряжений, Па. На стенке модели извитой сонной артерии с 70%-ным стенозом: *а* – внешняя сторона артерии, *б* – внутренняя сторона

На рис. 8 показаны изолинии осредненных по времени цикла сдвиговых напряжений на стенке модели стенозированной общей сонной артерии для случая 70%-ного стеноза. Максимальные напряжения, опасные в отношении возможных повреждений стенки артерии, наблюдаются в области стеноза и за ним на расстоянии 2–3 диаметров стенозированного сосуда на внешней стороне артерии (по отношению к центру радиуса кривизны), где происходит контакт струи жидкости, формирующейся в стенозе, со стенкой (рис. 8, *а*). С увеличением степени стеноза величина сдвиговых напряжений на стенке также растет. Минимальные напряжения (меньшие, чем 1 Па), опасные с точки зрения развития атеросклероза, наблюдаются на внутренней стороне артерии (рис. 8, *б*). С увеличением степени стеноза зона их расположения смещается в конец шейного отдела.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сильный стеноз, расположенный в начале шейного отдела пространственно-извитой общей сонной артерии, кардинальным образом изменяет структуру кровотока во всем шейном отделе по сравнению со случаем сосуда без стеноза. Если при отсутствии стеноза основные особенности движения жидкости в шейном отделе артерии заключаются в затухании закрутки потока, исходно генерируемой в месте сочленения грудного и шейного отделов, и переходу к двухвихревой структуре поперечного течения, то в стенозированной артерии двухвихревое поперечное течение возникает в рециркуляционной области за стенозом, а вниз по потоку оно трансформируется в закрученное, одновихревое.

В случае течений по криволинейным кровеносным сосудам, где могут чередоваться участки закрученного потока и потока с продольными образованиями типа вихрей Дина, для общей характеристики интенсивности поперечного течения целесообразно использовать безразмерный параметр, представляющий собой отношение максимальной поперечной скорости, состоящей из окружной и радиальной компонент, к среднерасходной скорости. В случае закрученного течения этот параметр переходит в один из употребляемых на практике параметров закрутки.

В стенозированной пространственно-извитой общей сонной артерии максимальная интенсивность поперечного течения может наблюдаться на участке с продольными образованиями типа вихрей Дина, а не в областях закрученного течения; это обстоятельство следует учитывать, в частности, при проведении клинических исследований.

Максимальные напряжения вязкого трения на стенке, опасные в отношении возможных повреждений стенки артерии, наблюдаются на расстоянии 2–3 диаметров стенозированного сосуда за стенозом на внешней (по отношению к центру радиуса кривизны) стороне артерии и растут с увеличением степени стеноза. Минимальные напряжения, опасные с точки зрения развития атеросклероза, наблюдаются на внутренней стороне артерии, и с увеличением степени стеноза зона их расположения смещается в конец шейного отдела.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при финансовой поддержке грантов Российского фонда фундаментальных исследований № 15-01-07923 и 18-01-00629.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гатаулин Я.А., Юхнев А.Д., Попов М.А., Курапеев Д.И. Численное моделирование кровотока в общей сонной артерии с S-образной извитостью // Биотехносфера. – 2013. – Т. 5. – С. 27–33.
2. Гатаулин Я.А., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М., Юхнев А.Д. Численное исследование пространственно-временной эволюции вторичного течения в модели общей сонной артерии // Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета. – 2016. – № 4. – С. 48–55.
3. Ford M.D., Xie Y.J., Wasserman B.A., Steinman D.A. Is flow in the common carotid artery fully developed? // *Physiological Measurement*. – 2008. – Vol. 29. – P. 1335–1349.
4. Grigioni M., Daniele C., Morbiducci U., Del Gaudio C., D'Avenio G., Balducci A., Barbaro V. A mathematical description of blood spiral flow in vessels: application to a numerical study of flow in arterial bending // *Journal of Biomechanics*. – 2005. – Vol. 38. – P. 1375–1386.
5. Ha H., Lee S.J. Effect of swirling inlet condition on the flow field in a stenosed arterial vessel model // *Medical Engineering & Physics*. – 2014. – Vol. 36, № 1. – P. 1119–1128.
6. Ha H., Lee S.J. Effect of pulsatile swirling flow on stenosed arterial blood flow // *Medical Engineering & Physics*. – 2014. – Vol. 36, № 9. – P. 1106–1114.

7. Hoogstraten H.W., Kootstra J.G., Hillen B., Krijger J.K., Wensing P.J. Numerical simulation of blood flow in an artery with two successive bends // *Journal of Biomechanics*. – 1996. – Vol. 29, № 8. – P. 1075–1083.
8. Hoi Y., Wasserman B.A., Xie Y.J., Najjar S.S., Ferruci L., Lakatta E.G., Gerstenblith G., Steinman D.A. Characterization of volumetric flow rate waveforms at the carotid bifurcations of older adults // *Physiological Measurement*. – 2010. – Vol. 31. – P. 291–302.
9. Hunt J.C.R., Wray A.A., Moin P. Eddies, stream, and convergence zones in turbulent flows. Center for Turbulence Research. Report CTR-S88, 1988. – P. 193–208.
10. Linge F., Hye M.A., Paul M.C. Pulsatile spiral blood flow through arterial stenosis // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 17, № 15. – P. 1727–1737.
11. Manbachi A., Hoi Y., Wasserman B.A., Lakatta E.G., Steinman D.A. On the shape of the common carotid artery with implications for blood velocity profiles // *Physiological Measurement*. – 2011. – Vol. 32. – P. 1885–1897.
12. Paul M.C., Larman A. Investigation of spiral blood flow in a model of arterial stenosis // *Medical Engineering & Physics*. – 2009. – Vol. 31, № 9. – P. 1195–1203.
13. Pedley T.J. *The fluid mechanics of large blood vessels*. – Cambridge: Cambridge University Press, 1980. – 446 p.
14. Stonebridge P.A., Buckley C., Thompson A., Dick J., Hunter G., Chudek J.A., Houston J.G., Belch J.J. Nonspiral and spiral (helical) flow patterns in stenoses: in vitro observations using spin and gradient echo magnetic resonance imaging (MRI) and computational fluid dynamic modeling // *International Angiology*. – 2004. – Vol. 23, № 3. – P. 276–283.

STRUCTURE OF UNSTEADY FLOW IN THE SPATIALLY CURVED MODEL OF THE COMMON CAROTID ARTERY WITH STENOSIS: A NUMERICAL STUDY

Y.A. Gataulin, D.K. Zaitsev, E.M. Smirnov, A.D. Yuxhnev (Saint-Petersburg, Russia)

Numerical study of unsteady three-dimensional flow in the constructed from clinical data model of stenotic common carotid artery with physiological maximum tortuosity has been carried out. It is established that the maximum intensity of the secondary flow is observed in Dean vortices, but not in swirling (one-vortex) flow; this circumstance should be taken into account, in particular, for conducting clinical measurements. The maximum wall shear stresses, that are dangerous because of possible damage to artery wall, are observed at a distance of 2–3 stenotic vessel diameters behind of stenosis on the external (relative to the center of the radius of curvature) side of the artery and increase with degree of stenosis. The minimum wall shear stresses that are dangerous from the point of view of atherosclerosis are observed on the inner side of the artery and their location is shifted to the end of the cervical segment of artery with increasing of degree of stenosis.

Key words: common carotid artery, stenosis, swirling flow, computational fluid dynamics, Navier–Stokes equations.

Получено 12 января 2019