

DOI: 10.5862/JPM.230.3

УДК: 532.5 + 612.13 + 534.7

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

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

РАСЧЕТНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СЛАБОЗАКРУЧЕННОГО ТЕЧЕНИЯ ЖИДКОСТИ В МОДЕЛИ КРОВЕНОСНОГО СОСУДА СО СТЕНОЗОМ

Проведено исследование слабокрученного течения жидкости в модели кровеносного сосуда с несимметричным стенозом. При этом использованы ультразвуковой доплеровский метод и средства вычислительной гидродинамики. Изучено влияние закрутки потока на размер зоны обратных токов в области за стенозом. Показано, что модель стационарного ламинарного течения пригодна для численного анализа течения за стенозом выбранной геометрии при значении числа Рейнольдса $Re < 300$. Для более высоких его значений предпочтительным оказывается применение полуэмпирической модели турбулентности $k-\omega$ SST.

КРОВЕНОСНЫЙ СОСУД, ЗАКРУЧЕННОЕ ТЕЧЕНИЕ, НЕСИММЕТРИЧНЫЙ СТЕНОЗ, ТУРБУЛЕНТНОСТЬ, УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДОПЛЕР.

Введение

Результаты многих исследований указывают на существование закрученного (вращательно-поступательного) течения крови на отдельных участках сердечно-сосудистой системы человека. Среди механизмов, приводящих к формированию закрутки кровотока, чаще всего отмечают следующие: ротационное движение сердца, пространственная кривизна кровеносных сосудов, винтовая структура эндотелиального слоя внутренней поверхности артерий. Экспериментально феномен закрученного движения крови впервые был зарегистрирован при изучении течения крови в аорте [1], а впоследствии – в бедренной артерии [2, 3] и общей сонной артерии [4]. С тех пор закрученные течения крови привлекают к себе все более пристальный интерес исследователей [5].

Несмотря на большое число свидетельств существования закрученного движения крови в организме, до сих пор остается невыясненной роль закрутки кровотока на развитие сердечнососудистых заболеваний, среди которых чаще всего встречается атеросклероз. Артериальный стеноз (локаль-

ное сужение) представляет собой одно из наиболее частых заболеваний кровеносных сосудов. Стенозы возникают вследствие различных отложений на стенках сосуда и/или разрастания соединительных биологических тканей. Из-за сужения проходного сечения и ускорения потока крови в центральной части стеноза возникают повышенные сдвиговые напряжения, что увеличивает вероятность разрыва атеросклеротической бляшки. В зоне обратных токов, образующейся за стенозом, напротив, имеют место относительно небольшие значения сдвиговых напряжений. В условиях действия малых сдвиговых напряжений тромбоциты и другие тромбогенные белки легче присоединяются к стенке артерии, приводя к дальнейшему росту бляшки [5].

Исследования закрученных течений в моделях стенозированных сосудов начались относительно недавно: первая работа в этом направлении опубликована в 2004 году [3]. 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 ги-

дродинамики Star-CD. Закрученный поток с максимальной окружной скоростью, составляющей 0,17 от осевой, подавался на вход модели. Автором [3] сделан общий вывод о стабилизирующем влиянии закрутки на турбулентное течение за стенозом. Данные последующих численных исследований [6, 7], в которых рассматривалась модель сосуда с осесимметричным 75%-м стенозом, также свидетельствуют, что закрутка потока (соотношение входных скоростей 0–0,3) подавляет турбулентность в области за стенозом и уменьшает зону обратных токов. Авторы работ [8, 9] провели экспериментальное исследование слабозакрученного течения (параметр закрутки $S = 0,25$) в стенозе той же конфигурации, используя метод цифровой трассерной визуализации (метод PIV). Измерения показали, что закрутка уменьшает длину зоны обратных токов примерно на 20 % и сокращает протяженность участка ламинарно-турбулентного перехода.

Во всех известных авторам работах, посвященных исследованию закрученного течения в моделях стенозированных сосудов, сужение проходного сечения имело осесимметричную форму. Однако для большинства реальных стенозов характерна несимметричная форма. В настоящей работе с применением средств вычислительной гидродинамики и ультразвукового доплеровского метода проведено расчетно-экспериментальное исследование закрученного течения жидкости в модели кро-

веносного сосуда с неосесимметричным стенозом.

Цели и задачи работы:

получить экспериментальные данные о поле скорости для незакрученного и слабозакрученного стационарного течения в модели несимметричного 75%-го стеноза при варьировании числа Рейнольдса;

провести численное моделирование данного течения в трехмерной постановке и установить границу применимости модели ламинарного течения;

разработать методику измерения длины зоны обратных токов за стенозом и изучить влияние закрутки потока на протяженность этой зоны.

Экспериментальная установка и методика измерений

Для проведения экспериментального исследования течения в модели сосуда со стенозом создана установка, которая представляет собой замкнутый контур с циркулирующей в нем жидкостью (водой). Схема экспериментальной установки представлена на рис. 1.

Поток жидкости с постоянным расходом Q от 90 до 270 мл/мин создавался центробежным насосом 2, регулировался многооборотным регулятором расхода 3 и контролировался электромагнитным расходомером. Жидкость протекала по длинной трубке диаметром 6 мм до достижения развитого профиля скорости перед входом в рабочий участок. При максимальном рас-

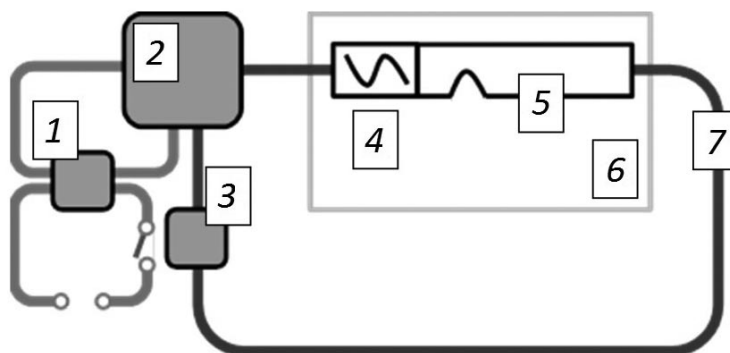


Рис. 1. Схема экспериментальной установки:

1 – устройство управления насосом, 2 – насос, 3 – регулятор расхода, 4 – скрученная лента, 5 – модель сосуда со стенозом, 6 – акустическая ванночка с помещенной в нее моделью сосуда, 7 – замкнутый гидравлический контур

ходе число Рейнольда Re , построенное по внутреннему диаметру трубки и среднерасходной скорости, составляло 960.

Модель 5 сосуда со стенозом изготовлена из силикона путем отливки по разработанной авторами технологии [10] и представляет собой трубку диаметром $D = 6$ мм и толщиной стенки 1,5 мм. На расстоянии 25 мм от входного сечения трубки находится начало локального сужения, моделирующего стеноз сосуда (рис. 2, а). Длина стеноза составляет $L_s = 12$ мм, проходной диаметр в самом узком месте («горлышко» стеноза) — $D_s = 3$ мм. В любом поперечном сечении на участке сужения просвет сосуда представляет собой круг. Степень стеноза

$$STI = (1 - D_s^2/D^2)100\%,$$

рассчитанная по площади, составляет 75 %. Форма стеноза — неосесимметричная и описывается следующими формулами для «верхней» $y_{up}(x)$ и «нижней» $y_{down}(x)$ границ стеноза в среднем продольном сечении:

$$y_{up} = D,$$

$$y_{down} = A(1 + \cos(2\pi x/L_s)), -L_s/2 \leq x \leq L_s/2,$$

где $A = D(1 - \sqrt{1 - STI/100})$.

Для создания закрученного течения в контур вставлена скрученная лента (рис. 2, б). Вставка изготовлена по технологии быстрого прототипирования и имеет следующие размеры:

ширина — 6 мм;

длина — 20 мм;

толщина — 0,4 мм;

относительный коэффициент закрутки — 3,33.

Последний определяется как отношение расстояния, на котором происходит поворот ленты на 180° , к ее ширине.

Для характеристики закрутки потока часто используют параметр закрутки S , который определяется как безразмерный поток момента количества движения [13]:

$$S = \frac{2\pi \int_0^R r^2 V_z V_\varphi dr}{\pi R^3 V_b^2},$$

где R — радиус трубки; V_b , V_z , V_φ — среднерасходная, осевая и окружная скорости, соответственно.

Для использованной в экспериментах вставки параметр закрутки (рассчитанный для сечения перед стенозом) равен 0,10 и слабо зависит от числа Рейнольдса. При этом отношение максимальной окружной скорости к максимальной осевой скорости закрученного течения в сечении перед стенозом составляет 0,21, что близко к физиологическому значению закрутки кровотока, измеренной ультразвуковым доплеровским методом в клинике [3].

Для получения экспериментальных данных о поле скорости в модели сосуда со стенозом использовался ультразвуковой сканер LogicScan 64, снабженный линейным датчиком с рабочей частотой 5 МГц. При работе с данным прибором доплеровский спектр скоростей выводится в реальном времени на экран компьютера через интерфейс программы EchoWave II, обрабатывающей сигналы сканера.

Измерение длины области обратных токов проводилось в режиме цветового доплеровского картирования по следующей

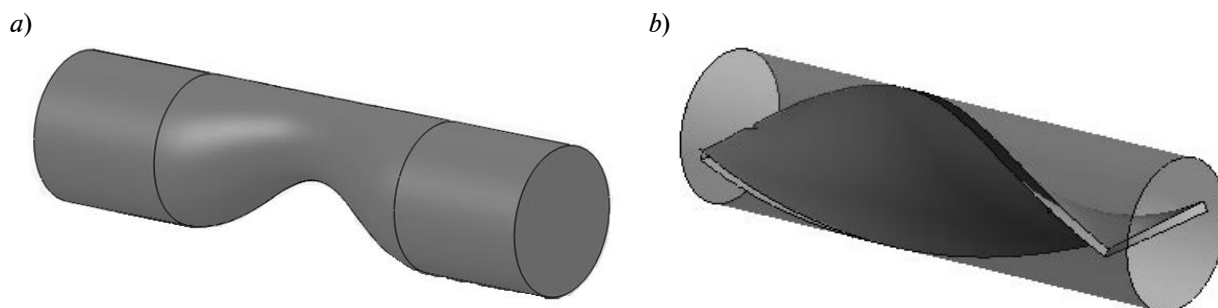


Рис. 2. 3D-модели сосуда со стенозом (а) и скрученной ленты (б)

методике. Датчик закреплялся на державке над моделью сосуда так, чтобы плоскость сканирования составляла с осью сосуда угол $\theta = 60^\circ$ и при этом оси сосуда и датчика лежали в плоскости, перпендикулярной плоскости симметрии стеноза (рис. 3). Вначале плоскость сканирования располагалась в таком сечении за стенозом, для которого в окне графического интерфейса программы EchoWave II была отчетливо видна окрашенная в синий цвет зона со скоростями, направленными от датчика (область серого цвета на рис. 3). Затем датчик сдвигался вниз по течению до достижения сечения, в котором синяя зона пропадает. Расстояние между этим сечением и минимальным сечением стеноза трактовалось как длина зоны обратных токов (в предположении, что поток отрывается от стенки в центре стеноза).

Следует отметить, что действительная длина L зоны обратных токов больше, чем измеренная по описанной методике L_{US} (см. рис. 3). Причина этого заключается в том, что ультразвуковой сканер не способен измерять скорости потока, меньшие некоторого предела (по абсолютной величине) и, как следствие, исчезает возможность визуализации зоны малых отрицательных скоростей в окрестности точки (линии) присоединения потока к стенке.

Один из представляемых ниже результатов настоящей работы заключается в определении уточняющей расчетной поправки ΔL к измеряемой длине зоны обратных токов.

Измерения максимальной величины осевой скорости осуществлялись в импульсно-волновом доплеровском режиме следующим образом. В программе EchoWave II устанавливался доплеровский угол, равный 60° , а измерительный объем – максимальным, с характерным размером 5 мм. Центр измерительного объема совмещался с осью сосуда, и с экрана считывалось значение максимальной величины осевой скорости $V_{z \max}^*$ в измерительном объеме. Далее величина $V_{z \max}^*$ именуется максимальной осевой доплеровской скоростью. Следует подчеркнуть, что ее значение адекватно отражает значение реальной максимальной осевой скорости $V_{z \max}^*$ в данном сечении только в случае относительной малости поперечных скоростей V_n (рис. 4). В общем случае связь между максимальной осевой доплеровской скоростью $V_{z \max}^*$, измеряемой ультразвуковым сканером, и действительной максимальной осевой скоростью $V_{z \max}$ в данном сечении определяется соотношением

$$V_{z \max}^* = ((V_z \cos \theta + V_n \sin \theta) / \cos \theta)_{\max} = (V_z + V_n \operatorname{tg} \theta)_{\max}, \quad (1)$$

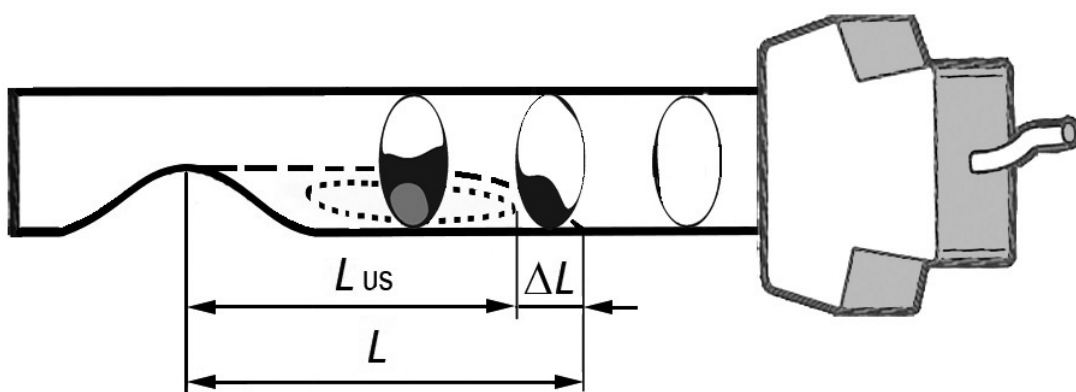


Рис. 3. Схема течения за стенозом, визуализируемого методом цветового доплеровского картирования:

штриховая линия – граница области обратных токов, пунктирная – граница зоны обратных токов, регистрируемых при измерениях, овалы – изображения поля скорости в косых сечениях сосуда на разном удалении от стеноза (белый цвет – скорости, направленные к датчику, серый – от датчика, черный – малые скорости, не регистрируемые при измерениях). L , L_{US} – действительная и измеряемая значения длины зоны обратных токов. Справа изображен ультразвуковой датчик

где θ — угол между ультразвуковым датчиком и осью сосуда.

Здесь следует отметить, что выбранная ориентация датчика относительно плоскости симметрии стеноза (см. рис. 4) позволила для случая незакрученного течения практически исключить влияние компоненты скорости V_n на результаты измерения максимальной осевой скорости. Действительно, при отсутствии закрутки течение обладает симметрией относительно средней плоскости стеноза, максимальное значение осевой скорости находится в этой плоскости или близко к ней, и там же поперечная скорость V_n пренебрежимо мала. Для случая закрученного течения, когда величина V_n в значительной мере (если не в основном) определяется окружной компонентой скорости, для оценки расхождения между реальной осевой скоростью и измеряемой ультразвуковым сканером использовались данные численного моделирования (полученные по описанной ниже методике). Согласно этим данным, в области за стенозом указанное расхождение не превышало 15 %.

Постановка расчетного исследования и вычислительные аспекты

Численное моделирование течения в рассматриваемой жесткой модели сосуда со стенозом вначале проводилось в пред-

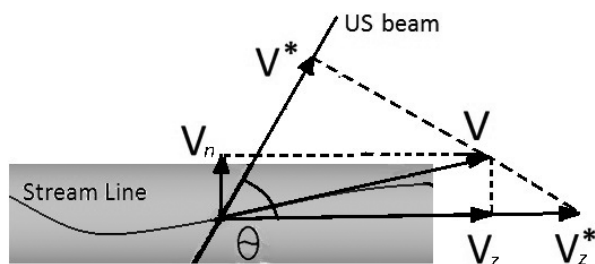


Рис. 4. Схема, поясняющая отличие реальной осевой скорости V_z от измеряемой ультразвуковым сканером (доплеровской) осевой скорости V_z^* в не однонаправленном потоке. V , V^* — скорости потока и доплеровская; V_n — поперечная скорость; θ — угол между направлением ультразвука (US beam) и осью сосуда (Stream Line — линия тока крови)

положении стационарности и ламинарного характера движения жидкости. Решалась полная система уравнений Навье — Стокса для несжимаемой жидкости с постоянной вязкостью. Затем, с учетом результатов проведенных экспериментов, свидетельствовавших о наличии интенсивных пульсаций скорости за стенозом, были проведены расчеты и на основе осредненных по Рейнольдсу уравнений Навье — Стокса. При этом для замыкания задачи была выбрана широко используемая сегодня модель турбулентности $k-\omega$ SST [12].

Расчеты проводились с использованием программного пакета ANSYS CFX 14, со вторым порядком точности пространственной дискретизации. Были приняты следующие параметры жидкости: динамический коэффициент вязкости $\mu = 0,001$ Па·с; плотность $\rho = 1000$ кг/м³.

Расчетная область включала в себя модель сосуда длиной 160 мм со стенозом, и, в случае задачи о закрученном течении, — завихритель в виде участка трубки со вставленной скрученной лентой (показана на рис. 2, б).

На входе в расчетную область задавалось распределение скорости, согласно решению Пуазейля для развитого ламинарного течения [13], на выходе — постоянное давление. На стенках ставилось условие прилипания.

Расчеты проводились при разных значениях среднерасходной (за пределами стеноза) скорости V_b в диапазоне от 6 до 16 см/с. Соответствующие значения числа Рейнольдса $Re = \rho V_b D / \mu$ лежат в интервале 360 — 960. При расчетах по модели турбулентного течения входной уровень кинетической энергии турбулентности определялся заданием интенсивности турбулентных пульсаций в 1 %, отношение турбулентной вязкости к молекулярной полагалось равным 0,01.

Расчетная область в основном покрывалась квазиструктурированной сеткой с гексаэдральными элементами. Для более сложной по геометрии области скрученной ленты была построена неструктурированная сетка, также из гексаэдральных элементов. В обоих случаях проводилось сгущение узлов сетки к твердым стенкам. Сгущение

было произведено также в области стеноза. Общее число ячеек расчетной сетки составляло около 1,5 млн.

Сопоставление расчетных и экспериментальных результатов для поля скорости незакрученного течения

Как отмечалось выше, для проведения расчетов использовались две вычислительные модели: стационарного ламинарного течения и стационарного турбулентного течения, с замыканием по $k-\omega$ SST модели турбулентности. Сопоставление расчетных и экспериментальных данных, полученных для незакрученного течения в рассматриваемой модели сосуда со стенозом, позволяет оценить границы применимости данных вычислительных моделей по числу Рейнольдса.

Расчетные распределения максимальной осевой скорости по длине сосуда, полученные по двум моделям, сопоставлялись с экспериментальными результатами. При этом для обеспечения корректности сравнения, по полученным численным данным для трехмерного поля скорости и с использованием соотношения (1) находился расчетный аналог максимальной величины

доплеровской осевой скорости в каждом сечении сосуда.

На рис. 5, *a* для случая $Re = 100$ показаны измеренное и рассчитанное продольные распределения максимальной величины осевой (доплеровской) скорости $V_{z \max}^*$ в области за стенозом. В этом случае расчет по модели ламинарного течения хорошо согласуется с экспериментом. Небольшое отличие в центре стеноза, скорее всего, обусловлено погрешностью измерений. Отметим также, что при данном числе Рейнольдса $k-\omega$ SST модель турбулентности генерирует малую по величине вихревую вязкость, и, как следствие, расчеты по двум моделям дают близкие результаты.

На рис. 5, *b* приведены аналогичные данные, но для случая $Re = 660$. Видно, что модель стационарного ламинарного течения предсказывает сильно завышенные значения осевой скорости в области за стенозом. Напротив, модель стационарного турбулентного течения дает количественно близкие к эксперименту результаты.

Расхождение результатов расчетов по модели стационарного ламинарного течения с экспериментальными данными для больших чисел Рейнольдса связано с тем,

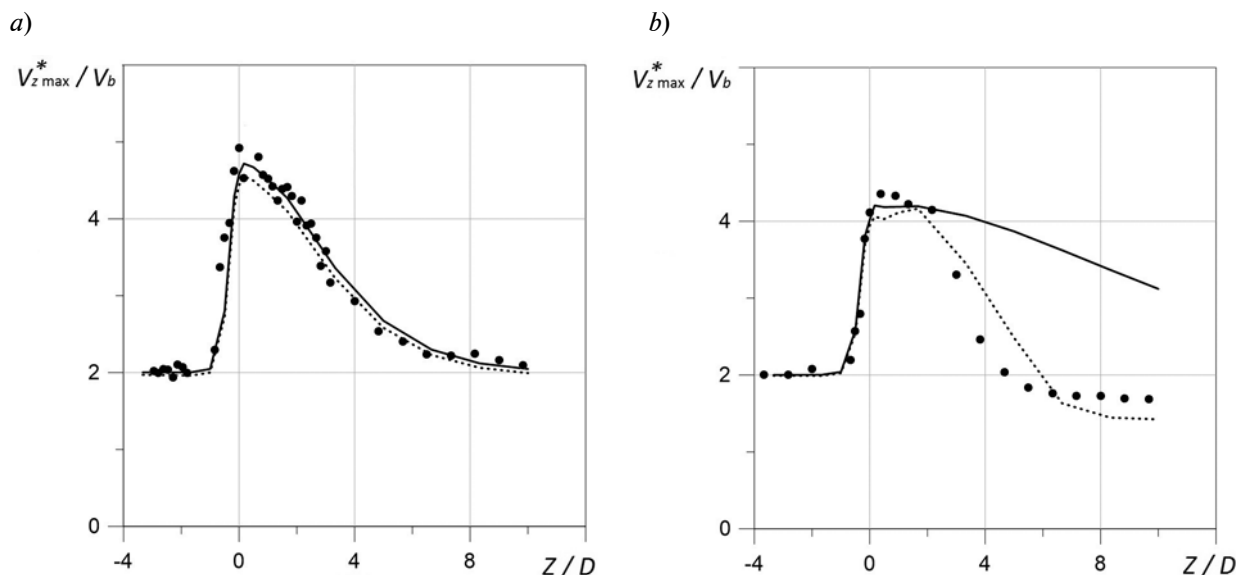


Рис. 5. Измеренные (точки) и рассчитанные (линии) распределения максимальной величины осевой (доплеровской) скорости по оси в области за стенозом, вдоль модели сосуда для значений $Re = 100$ (*a*) и 660 (*b*). Расчеты выполнены по моделям ламинарного (сплошная линия) и турбулентного (пунктир) течения

что в действительности течение за стенозом при числах Рейнольдса, превышающих некоторое критическое, является переходным от ламинарного к турбулентному. Приводимые ниже результаты позволяют заключить, что для стеноза данной геометрии это критическое число близко к 300. Для аккуратного расчета переходных режимов течения требуется решать полные нестационарные уравнения Навье – Стокса, задавая на входной границе, помимо профиля осредненной скорости, еще и данные, определяющие спектр входных возмущений. Очевидно, что расчеты такого рода являются весьма затратными по времени, при этом на результаты могут сильно влиять неопределенности в задании входных возмущений. В связи с этим, обращение к приближенному подходу, основанному на использовании осредненных по Рейнольдсу уравнений Навье – Стокса, замкнутых по одной из широко апробированных полуэмпирических моделей турбулентности, представляется целесообразным и, как показывает опыт настоящих расчетов, достаточно продуктивным.

Влияние закрутки потока

Влияние входной закрутки потока на картину течения в сосуде со стенозом при $Re = 660$ иллюстрируется на рис. 6, где показаны представительные линии тока и зоны обратных токов, построенные по результатам расчетов закрученного и незакрученного течений.

В обоих случаях поток, испытав сначала

ускорение в области сужения, отрывается от стенки (почти сразу же за сечением минимальной площади), приводя к образованию весьма протяженной зоны обратных токов, течение в которой носит сложный вихревой характер. На противоположной от стеноза стенке образуется вторая, небольшая по размеру зона обратных токов. Под действием наложенной закрутки обе зоны обратных токов смещаются в сторону от центральной плоскости, в соответствии с направленностью линий тока. Видно также, что в случае закрученного течения основная зона обратных токов становится более сплюснутой и вытянутой, а вторая существенно уменьшается в размере.

На рис. 7 представлены экспериментальные и расчетные данные для длины основной зоны обратных токов в зависимости от числа Рейнольдса. Как в случае незакрученного течения, так и при наложении закрутки наблюдается систематическое расхождение результатов: измеренная с помощью ультразвукового доплеровского метода длина зоны обратных токов занижена по сравнению с расчетной. Причина этого систематического расхождения, подробно обсуждавшаяся выше, лежит в ограниченности возможностей ультразвукового доплеровского метода по измерению малых скоростей потока.

Накопленный авторами опыт методических расчетов течений данного вида позволяет заключить, что численные решения, полученные для стационарного ламинарного течения, обладают высокой точностью.

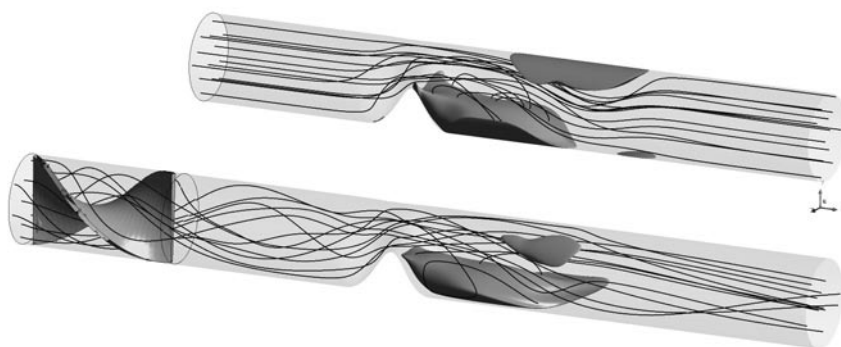


Рис. 6. Рассчитанные линии тока и зоны обратных токов за стенозом в незакрученном (сверху) и закрученном (снизу) течении при $Re = 660$ (для наглядности трубка сжата вдвое по длине)

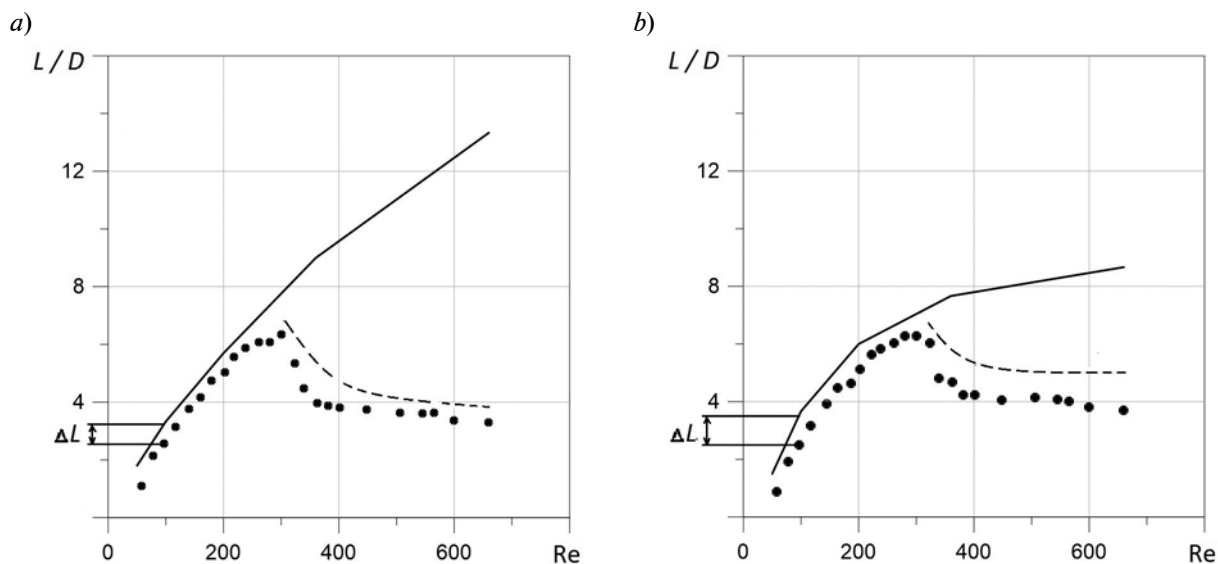


Рис. 7. Измеренные (точки) и рассчитанные (линии) зависимости длины зоны обратных токов незакрученного (а) и закрученного (б) течений от числа Рейнольдса. Расчеты выполнены по моделям ламинарного (сплошная линия) и турбулентного (пунктир) течения

Здесь следует упомянуть и факт отсутствия «проблемы малых скоростей» при анализе численных решений. Имея это в виду, можно обоснованно предположить, что в тех случаях, когда в действительности поток является стационарным и ламинарным, расчетные данные по длине зоны обратных токов лучше отражают ее реальную величину, чем данные измерений. Диапазон существования стационарного ламинарного режима по числу Рейнольдса для стеноза данной геометрии в случае незакрученного течения можно приблизительно определить условием $Re < 250$, а в случае закрученного течения — $Re < 300$. Соответственно, разница между расчетным и измеренным значениями длины зоны обратных токов на участке ламинарного течения — это та поправка, которую нужно прибавить к измеренной длине для ее уточнения. Данная поправка, почти одинаковая для всего участка ламинарного течения, в случае незакрученного течения составляет $0,7D$, что в условиях эксперимента соответствует $4,2$ мм, для закрученного течения — это $0,9D$ ($5,4$ мм). За неимением другого варианта, найденные поправки применяются для уточнения результатов измерений длины зоны обратных токов и в случае больших значений числа

Рейнольдса, когда режим течения за стенозом является переходным/турбулентным.

На рис. 8 показана зависимость от числа Рейнольдса измеренной (с учетом введенных поправок) и рассчитанной по «ламинарной» ($Re < 300$) и «турбулентной» ($Re > 300$) моделям длины зоны обратных токов в закрученном и незакрученном течениях. Экспериментальные данные осреднены по пяти измерениям.

При числах Рейнольдса, меньших 300, длина зоны обратных токов монотонно растет по мере увеличения данного определяющего параметра, достигая своего максимального значения, составляющего около $7D$ при $Re = 300$. При дальнейшем увеличении числа Рейнольдса длина зоны обратных токов резко снижается, составляя $5D$ при $Re = 400$. При $Re > 400$ длина этой зоны практически не меняется.

Резкое уменьшение длины зоны обратных токов при $Re > 300$ вызвано, очевидно, развитием неустойчивостей течения и процессов турбулентного перемешивания в этой области. При доплеровских измерениях эти процессы проявляются в том, что в выводной информации сканера наблюдаются значительные пульсации скорости в области за стенозом, а границы зоны об-

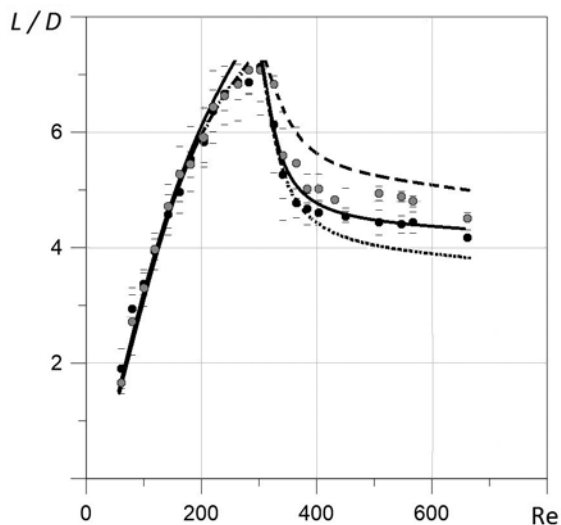


Рис. 8. Измеренные с учетом вводимых поправок (кружки) и рассчитанные (линии) значения длины зоны обратных токов за стенозом в зависимости от числа Рейнольдса. Эксперименты проведены для незакрученного (черные кружки) и закрученного (серые кружки) течения, показаны доверительные интервалы. Расчеты выполнены для незакрученного (сплошная линия) и закрученного (остальные линии) течения. Штриховой линией показаны расчетные результаты, когда указанную длину зоны определяли по срезу поля скорости центральным продольным сечением

ратных токов становятся менее четкими.

Рис. 8 демонстрирует, что при $Re > 300$ длина зоны обратных токов в закрученном течении больше, чем в незакрученном. Согласно экспериментальным данным, увеличение длины зоны обратных токов в закрученном течении составляет примерно 5 – 10 %, тогда как расчет предсказывает около 15 %. Установленный факт увеличения длины зоны обратных токов под действием слабой закрутки, на первый взгляд, находится в противоречии с результатами работы [8], где отмечается обратный эффект. Кажущееся противоречие снимается, если учесть, что большинство авторов (в том числе и авторы работы [8]) измеряют длину зоны обратных токов в центральном сечении модели, обладающей геометриче-

ской симметрией. Данный подход применим для незакрученных течений, но может существенно исказить результаты в случае закрутки потока, поскольку в этом случае зона обратных токов отклоняется от плоскости центрального сечения. Штрихпунктирная кривая на рис. 8, построенная по результатам расчетов закрученного течения, представляет зависимость длины зоны обратных токов от числа Рейнольдса при ее определении по срезу поля скорости центральным продольным сечением. Видно, что определенная таким образом протяженность зоны обратных токов уменьшается при наложении закрутки.

Заключение

Разработана методика измерения длины зоны обратных токов за стенозом с помощью ультразвукового доплеровского метода, и при этом предложена расчетная поправка, уточняющая результаты измерений.

Сопоставление расчетных данных с экспериментальными позволяет заключить, что модель стационарного ламинарного течения пригодна для численного анализа течения за стенозом данной геометрии при значении числа Рейнольдса $Re < 300$. Для более высоких его значений предпочтительным оказывается применение полуэмпирической модели турбулентности $k-\omega$ SST, которая дает близкие к эксперименту результаты как для незакрученного, так и закрученного течений. По результатам измерений и расчетов при $Re > 300$ отчетливо проявляется факт увеличения длины зоны обратных токов за стенозом под влиянием слабой входной закрутки (на 5 – 10%). При этом длина зоны обратных токов в плоскости симметрии стеноза (наиболее привлекательной для экспериментальных наблюдений) уменьшается под действием закрутки (на те же 5 – 10 %).

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 15-01-07923).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] Morbiducci U., Ponzini R., Rizzo G., et al. Quantification of helical blood flow in human aorta by time-resolved three-dimensional cine phase

contrast magnetic resonance imaging // Annals of Biomedical Engineering. 2009. Vol. 37. No. 3. Pp. 516–531.



[2] Stonebridge P.A., Brophy C.M. Spiral laminar flow in arteries? // The Lancet. 1991. Vol. 338. No. 8779. Pp. 1360–1361.

[3] Stonebridge P., Buckley C., Thompson A., et al. 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. No. 3. Pp. 276–283.

[4] Кирсанов Р.И., Куликов В.П. Винтовое (вращательно-поступательное) движение крови в сердечнососудистой системе // Успехи физиологических наук. 2013. Т. 44. № 2. С. 62–78.

[5] Liu X., Sun A., Fan Y., Deng X. Physiological significance of helical flow in the arterial system and its potential clinical application // Annals of Biomedical Engineering. 2015. Vol. 43. No. 1. Pp. 3–15.

[6] Paul M.C., Larman A. Investigation of spiral blood flow in a model of arterial stenosis // Medical Engineering & Physics. 2009. Vol. 31. No. 9. Pp. 1195–1203.

[7] Linge F., Hye M.A., Paul M.C. Pulsatile spiral blood flow through arterial stenosis // Comput. Methods Biomech Biomed. Engin. 2014. Vol. 17. No. 15. Pp. 1727–1737.

[8] 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. No. 1. Pp. 1119–1128.

[9] Ha H., Lee S.J. Effect of pulsatile swirling flow on stenosed arterial blood flow // Medical Engineering & Physics. 2014. Vol. 36. No. 9. Pp. 1106–1114.

[10] Юхнев А.Д., Синицына Д.Э. Разработка технологии изготовления и исследование моделей кровеносных сосудов // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. 2012. № 3 (153). С. 75–79.

[11] Kitoh O. Experimental study of turbulent swirling flow in a straight pipe // Journal of Fluid Mechanics. 1991. Vol. 225. Pp. 445–479.

[12] Menter F.R. Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering application // AIAA Journal. 1994. Vol. 32. No. 8. Pp. 1598–1605.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

ГАТАУЛИН Яков Александрович – научный сотрудник кафедры гидроаэродинамики Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
yakov_gataulin@mail.ru

ЗАЙЦЕВ Дмитрий Кириллович – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры гидроаэродинамики Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
zaitsev-aero@yandex.ru

СМИРНОВ Евгений Михайлович – доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой гидроаэродинамики Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
smirnov@physicist.net

ФЕДОРОВА Екатерина Андреевна – студентка ИППМ Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
ekf5va@gmail.com

ЮХНЕВ Андрей Данилович – научный сотрудник кафедры гидроаэродинамики Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
a.yukhnev@mail.ru

Gataulin Ya.A., Zaitsev D.K., Smirnov E.M., Fedorova E.A., Yukhnev A.D. WEAKLY SWIRLING FLOW IN A MODEL OF BLOOD VESSEL WITH STENOSIS: NUMERICAL AND EXPERIMENTAL STUDY

Investigation of weakly swirling flow in a model of blood vessel with asymmetrical stenosis has been

performed using both experimental flow measurement techniques (ultrasound Doppler) and computational fluid dynamics methods. A special attention was paid to getting data for the length of reverse-flow zone occurring past the stenosis. It was established that the laminar steady-state flow model was acceptable for numerical analysis of flow past the given geometry stenosis at the Reynolds number values less than 300. At higher values of this parameter, application of the semi-empirical $k-\omega$ SST turbulence model was preferable. It was shown that flow swirl was able to lead to an increase of the reverse-flow zone.

BLOOD VESSEL, SWIRLING FLOW, NONSYMMETRIC STENOSIS, $k-\omega$ SST TURBULENCE MODEL, ULTRASOUND DOPPLER.

REFERENCES

- [1] **U. Morbiducci, R. Ponzini, G. Rizzo, et al.**, In vivo quantification of helical blood flow in human aorta by time-resolved three-dimensional cine phase contrast magnetic resonance imaging, *Annals of Biomedical Engineering*. 37(3) (2009) 516–531.
- [2] **P.A. Stonebridge, C.M. Brophy**, Spiral laminar flow in arteries? *The Lancet*. 338(8779) (1991) 1360–1361.
- [3] **P.A. Stonebridge, C. Buckley, A. Thompson, et al.** 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*. 23(3) (2004) 276–283.
- [4] **R.I. Kirsanov, V.P. Kulikov**, Vintovoye (vrashchatelno-postupatelnoye) dvizheniye krovi v serdchnosudistoy sisteme [Helicoidal (rotational-translational) blood movement in the cardiovascular system], *Uspekhi fiziologicheskikh nauk*. 44(2) (2013) 62–78.
- [5] **X. Liu, A. Sun, Y. Fan, X. Deng**, Physiological significance of helical flow in the arterial system and its potential clinical application, *Annals of Biomedical Engineering*. 43(1) (2015) 3–15.
- [6] **M.C. Paul, A. Larman**, Investigation of spiral blood flow in a model of arterial stenosis, *Medical Engineering & Physics*. 31(9) (2009) 1195–1203.
- [7] **F. Linge, M.A. Hye, M.C. Paul**, Pulsatile spiral blood flow through arterial stenosis, *Comput. Methods Biomech Biomed. Engin.* 17(15) (2014) 1727 – 1737.
- [8] **H. Ha, S.J. Lee**, Effect of swirling inlet condition on the flow field in a stenosed arterial vessel model, *Medical Engineering & Physics*. 36(1) (2014) 1119–1128.
- [9] **H. Ha, S.J. Lee**, Effect of pulsatile swirling flow on stenosed arterial blood flow, *Medical Engineering & Physics*. 36 (9) (2014) 1106–1114.
- [10] **A.D. Yuhnev, D.E. Sinitsyna**, The blood vessel models: the technology development for making and following investigation, *St. Petersburg State Polytechnical University Journal. Physics and Mathematics*. No. 3(153) (2012) 75–79.
- [11] **O. Kitoh**, Experimental study of turbulent swirling flow in a straight pipe, *Journal of Fluid Mechanics*. 225 (1991) 445–479.
- [12] **F.R. Menter**, Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering application, *AIAA Journal*. 32(8) (1994) 1598–1605.

THE AUTHORS

GATAULIN Yakov A.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
yakov_gataulin@mail.ru

ZAITSEV Dmitriy K.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
zaitsev-aero@yandex.ru

SMIRNOV Evgeniy M.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
smirnov@physicist.net

FEDOROVA Ekaterina A.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
ekf5va@gmail.com



YUKHNEV Andrey D.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University

29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation

a.yukhnev@mail.ru