

УДК 532.5, 516.13

Структура течения в области проксимального анастомоза на стационарном режиме при умеренных числах Рейнольдса *

В.М. Молочников^{1,3}, А.Н. Михеев¹, А.Б. Мазо²,
Е.И. Калинин², М.А. Ключев^{1,3}, Н.Д. Пашкова^{1,3}

¹ФИЦ Казанский научный центр РАН

²Казанский (Приволжский) федеральный университет

³Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева (КАИ)

E-mail: vmolochnikov@mail.ru

Представлены результаты экспериментальных исследований и прямого численного моделирования стационарного течения в области разветвления каналов, моделирующей проксимальный анастомоз бедренной артерии. Число Рейнольдса $Re = 1500$, что соответствует максимальному расходу крови за период сердечных сокращений. Варьируется соотношение расходов жидкости, протекающей через ответвление и основной канал. Выявлены закономерности развития структуры течения в основном канале и ответвлении, большое внимание уделено областям отрыва потока. Установлено существование вторичных течений, локализованных в пределах отрывных областей. Определены диапазоны соотношения расходов, при которых в слое смешения на границе этих областей появляются признаки турбулизации потока.

Ключевые слова: разветвление канала, отрыв потока, эксперимент, прямое численное моделирование, вторичные течения, турбулизация потока.

Введение

Течение в разветвляющихся каналах часто встречается в энергетическом оборудовании различного назначения [1, 2]. Кроме того, разветвляющиеся каналы являются частью сердечно-сосудистой системы человека. Одно из направлений исследований в этой области связано с необходимостью увеличения срока службы протеза (шунта), обходящего пораженный участок артерии. Согласно постоперационным наблюдениям, распространено нарастание внутренней поверхности сосудистого протеза в зоне его соединения с артерией (анастомоза) с постепенным сужением просвета и полным прекращением

* Работа выполнена при финансовой поддержке РФФ (грант № 20-61-47068), отработка метода SIV для жидких сред в круглых каналах при финансовой поддержке РФФ (грант № 21-71-00107).

кровотока в шунте [3]. Эти процессы в значительной степени связаны с гемодинамическими факторами: формированием областей отрыва потока, застойных зон с низким напряжением сдвига на стенке и его большими градиентами и др. [4, 5]. В последние десятилетия наблюдается рост числа исследований гемодинамики сосудистых протезов. В работе [6] выполнена визуализация течения в модели дистального анастомоза с углами 15, 30 или 45° в стационарном и пульсирующем потоках. Проанализирована вихревая структура течения, показано соответствие положения отрывных зон с областями гиперплазии интимы. Значительное количество исследований гемодинамики анастомоза выполнено методами численного моделирования. Так, в [7] на основе оптимизации энергетических характеристик стационарного потока в сходящемся тройнике численно решена задача определения оптимального угла установки дистального анастомоза. Показано, что для одинаковых диаметров и расходов основного канала и шунта угол установки должен составлять 60°. В работе [8] получено, что снижению размеров областей отрыва потока, лучшему распределению гемодинамических параметров и повышению долговечности трансплантата способствует неплоская геометрия шунта. Формирование вихревых структур в модели дистального анастомоза бедренной артерии описано в [9]. Выявлены области низких сдвиговых напряжений, получены амплитуды их колебаний. Численное исследование течения крови в биопротезе, соединенном с основным сосудом способом «конец в конец» и «конец в бок», в нестационарной постановке выполнено в [10]. Показано, что способ имплантации влияет на структуру течения и возникновение отрывных зон. Влияние кровотока в проксимальной артерии на гемодинамику дистального анастомоза сосудистого шунта изучено в [11]. В работе [12] выполнен анализ нелинейного анизотропного поведения стенок сосудов и необходимых допущений при моделировании случая анастомоза «конец в бок». Следует отметить, что основной объем исследований гемодинамики при шунтировании артерии проведен для дистального анастомоза. Структура течения в области проксимального анастомоза представлена в единичных работах. В качестве основной гипотезы постоперационного роста интимы в области шунта принимается низкое поверхностное трение и его значительные градиенты. Практически неизученными остаются вопросы турбулизации потока в области проксимального конца анастомоза, распределения параметров течения и их пульсаций.

В настоящей работе представлены результаты экспериментального исследования и прямого численного моделирования (Direct Numerical Simulation, DNS) стационарного течения в области разветвления каналов, моделирующей проксимальный анастомоз «конец в бок». Число Рейнольдса соответствовало максимальному расходу крови в бедренной артерии человека за период сердечных сокращений. Варьируется соотношение расходов жидкости, протекающей через основной канал и ответвление (шунт).

1. Методы исследования

Экспериментальные исследования проводились в специализированной установке, описание которой представлено в [13]. Установка снабжена системой измерений мгновенных двумерных векторных полей скорости потока SIV (Smoke Image Velocimetry) [14]. В качестве трассеров используются полиамидные частицы диаметром 5 мкм. Рабочий участок установки выполнен в форме разветвляющегося канала, моделирующего проксимальный участок анастомоза «конец в бок» (рис. 1а). Диаметр проходного сечения основного канала и ответвления составлял $d = 17$ мм, $H = 150$ мм, угол установки

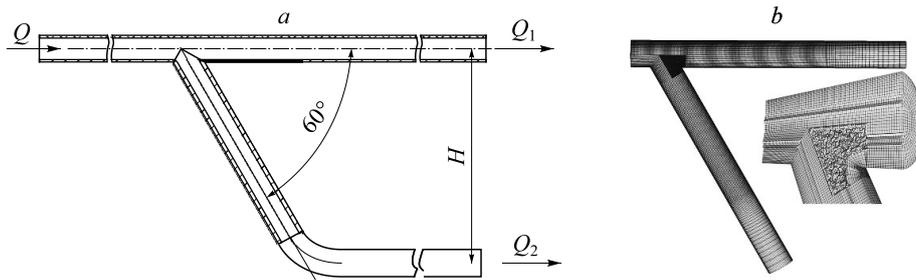


Рис. 1. Схема области разветвления потока (а) и расчетная сетка (б).

ответвления 60° [7]. В качестве рабочей жидкости использовался водный раствор глицерина (массовая доля 51,7 %).

Измерительная область рабочего участка размещалась в прозрачном боксе, заполненном глицерином с коэффициентом преломления, близким к таковому для материала стенок рабочего участка. Число Рейнольдса, рассчитанное по среднерасходной скорости потока $\langle U \rangle$ и диаметру канала d , составляло $Re = 1500$. Варьировалось соотношение расходов $Q_1/Q = 0, 0,25, 0,5, 0,75$ (см. рис. 1а). Эксперименты включали визуализацию поля течения и SIV-измерения мгновенных векторных полей скорости потока.

При представлении результатов измерений использовались две системы координат (x, y) : для основного канала и ответвления. При этом начало координат в обеих системах располагалось в вершине тупого угла области разветвления каналов (рис. 1а), а положительное направление оси абсцисс (оси x) в основном канале и ответвлении совпадало с направлением потока.

Прямое численное моделирование течения выполнялось в пакете Ansys Fluent версии 19.4 методом конечных объемов согласно схеме SIMPLE с использованием дискретизации по времени и пространству второго порядка точности. Решались трехмерные уравнения Навье–Стокса в безразмерных естественных переменных. Использовалась структурированная расчетная сетка с неструктурированной вставкой в области разделения потоков (см. рис. 1б). Количество ячеек сетки составляло $1,5 \cdot 10^6$. Во входном сечении задавался параболический профиль скорости с единичным средним значением. Граничные условия в выходных сечениях позволяли задавать количество жидкости, выходящей через каждую из границ. Выполнено тестирование численной процедуры. Получено удовлетворительное соответствие расчетных полей скорости с данными визуализации, а также расчетных и экспериментальных профилей статистических характеристик течения в основном канале и ответвлении.

2. Результаты исследования и обсуждение

Как показала визуализация течения, на нижней (примыкающей к тупому углу анастомоза) поверхности ответвления при всех соотношениях Q_1/Q формируется отрывная область. В основном канале ниже ответвления при $Q_1/Q = 0$ наблюдается система вращающихся в противоположные стороны вихревых структур масштабом d (рис. 2а). Эти структуры отличаются существенной нестационарностью, заметны их низкочастотные колебания высокой амплитуды. При увеличении Q_1/Q на дальней от ответвления поверхности основного канала формируется отрывная область (рис. 2б), поперечный размер которой с ростом Q_1/Q уменьшается. При этом поперечный размер отрывной области в ответвлении изменяется слабо. В слое смешения на границе отрывной области основного канала и ответвления формируются вихревые структуры, которые периодически

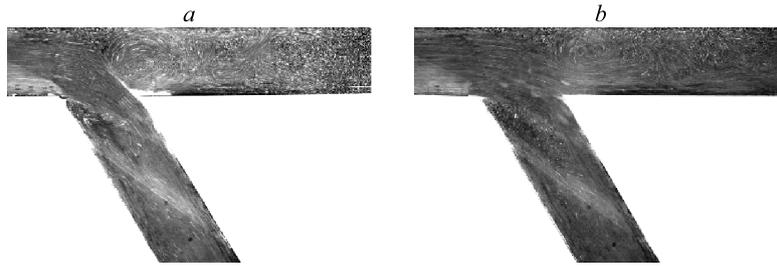


Рис. 2. Визуализация течения в области разветвления при $Re = 1500$.
 $Q_1/Q = 0$ (a), $0,5$ (b).

сносятся внешним потоком. Однако при $Q_1/Q = 0,75$ поперечные размеры отрывных областей становятся существенно меньше, движение жидкости в них близко к стационарному, вихревые структуры на границе этих областей уже не формируются.

Профили скорости перед ответвлением при всех значениях Q_1/Q имеют выраженную асимметрию относительно оси канала: максимум скорости смещается в сторону ответвления. Наибольшие значения среднеквадратичных пульсаций скорости U_{RMS} ниже ответвления существенно, в ряде сечений — на порядок, они превышают U_{RMS} перед ответвлением и составляют 20–25 % от $\langle U \rangle$, что характерно для турбулентного отрыва потока за препятствиями [15]. Лишь при $Q_1/Q = 0,75$ уровень пульсаций снижается практически до величины перед ответвлением. Отметим немонотонность профилей скорости возвратного течения внутри рециркуляционной области основного канала ниже ответвления и более существенную — в самом ответвлении (рис. 3), что может быть следствием пространственного характера течения в этой области. Профили U_{RMS} также немонотонны, локальные максимумы пульсаций внутри отрывной области и в слое смешения имеют приблизительно одинаковый уровень, который снижается с увеличением Q_1/Q .

О форме отрывной области можно судить по координатам линии нулевой скорости. Для основного канала эти линии показаны на рис. 4. Там же приведены линии максимальных поперечных градиентов продольной компоненты скорости потока $(\partial U/\partial y)_{max}$, координаты которых соответствуют положению максимума U_{RMS} в сечениях отрывной области. Видно, что в начале этой области обе линии практически совпадают, а затем,

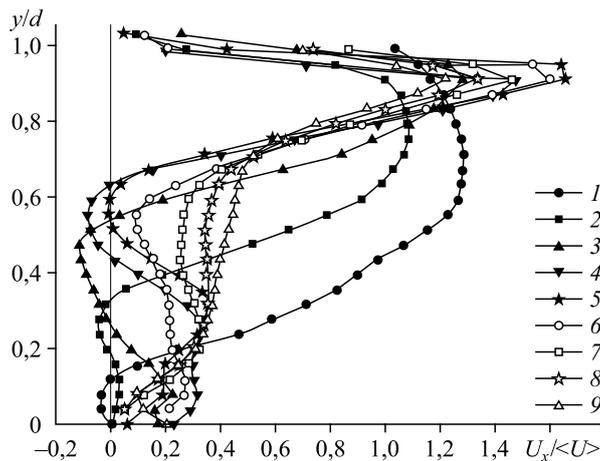


Рис. 3. Профили скорости в ответвлении при $Q_1/Q = 0,5$.
 $x/d = -0,17$ (1), $0,03$ (2), $0,22$ (3), $0,42$ (4), $0,62$ (5),
 $1,21$ (6), $2,00$ (7), $2,59$ (8), $3,19$ (9).

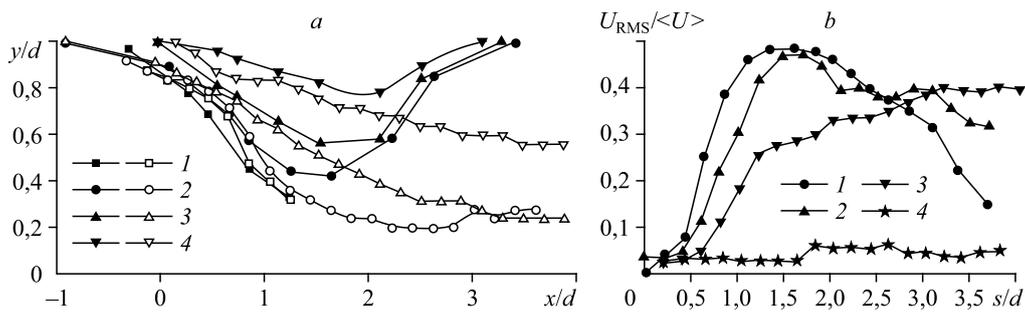


Рис. 4. Линии нулевой скорости (темные символы) и линии максимального поперечного градиента продольной компоненты скорости (светлые символы) в основном канале ниже области ответвления (а) и изменение $U_{RMS}/\langle U \rangle$ вдоль этих линий (b).

$Q_1/Q = 0$ (1), 0,25 (2), 0,5 (3), 0,75 (4).

вблизи максимального поперечного размера отрывной области, они расходятся. Наблюдаемая закономерность, по-видимому, является общим свойством отрывных течений с замкнутой зоной отрыва потока. Для основного канала изменение $U_{RMS}/\langle U \rangle$ вдоль линии $(\partial U/\partial y)_{\max}$ показано на рис. 4b. Здесь координата s/d — дистанция вдоль линии $(\partial U/\partial y)_{\max}$. Видно, что положения максимумов $U_{RMS}/\langle U \rangle$ для $Q_1/Q = 0$ и 0,25 практически совпадают, а при $Q_1/Q = 0,5$ максимум пульсаций смещается вниз по потоку.

Из-за существенно немоного профиля скорости в отрывной области ответвления (см. рис. 3) построение линии нулевой скорости затруднено. Поэтому для ответвления ограничимся представлением линий $(\partial U/\partial y)_{\max}$ (рис. 5a). Видно, что при $Q_1/Q = 0-0,5$ эти линии для разных Q_1/Q различаются только в начале отрывной области, затем они практически совпадают. При этом наибольший уровень пульсаций скорости, отнесенный к максимальному значению скорости над отрывной областью, наблюдается для $Q_1/Q = 0$, а затем с ростом Q_1/Q снижается, оставаясь в пределах 13–15%, за исключением случая $Q_1/Q = 0,75$ (рис. 5b).

Результаты DNS-моделирования показали, что в основном канале ниже области разветвления при $Q_1/Q = 0,25$ и 0,5 и в ответвлении в диапазоне $Q_1/Q = 0-0,5$ формируются вторичные течения типа вихрей Дина, которые локализируются в пределах областей отрыва потока (рис. 6). По-видимому, именно эти течения являются причиной отмеченного выше немоного поведения профиля скорости в пределах отрывной области. Низкий уровень напряжения трения на стенке наблюдается, как и ожидалось, внутри

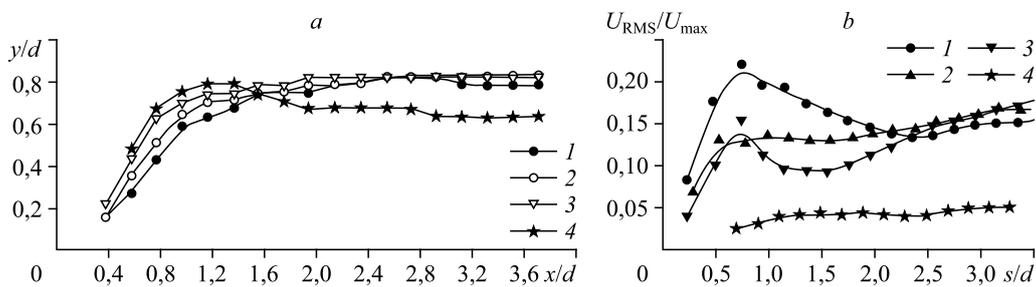


Рис. 5. Линии максимального поперечного градиента продольной компоненты скорости в ответвлении (а) и изменение U_{RMS}/U_{\max} вдоль этих линий (b).

$Q_1/Q = 0$ (1), 0,25 (2), 0,5 (3), 0,75 (4).



Рис. 6. Вторичные течения в ответвлении при $x/d = 2,2$ и $Q_1/Q = 0,5$.

рециркуляционных областей основного канала и ответвления. Анализ мгновенных полей скорости потока, полученных при помощи DNS, а также осциллограмм и спектров пульсаций скорости, построенных по данным SIV-измерений, свидетельствует, что в исследуемом режиме при $Q_1/Q \leq 0,5$ слои смешения на границе областей отрыва потока основного канала и ответвления теряют устойчивость и возникают признаки турбулизации течения. Число Рейнольдса, вычисленное по скорости на внешней границе отрывной области и расстоянию s до точки максимального уровня U_{RMS} , приблизительно соответствующей началу турбулизации течения в слое смешения, с увеличением Q_1/Q растет по закону, близкому к линейному. При $Q_1/Q = 0,75$ режим течения в основном канале и ответвлении ламинарный, турбулизации потока не наблюдается.

Заключение

Выполнены экспериментальные исследования и прямое численное моделирование стационарного течения в области разветвления каналов. Конфигурация рабочего участка соответствовала проксимальному анастомозу «конец в бок», а число Рейнольдса, вычисленное по среднерасходной скорости потока и диаметру канала, $Re = 1500$ — максимальному расходу в бедренной артерии за период сердечных сокращений. Установлено, что в исследуемом диапазоне соотношений расходов Q_1/Q в основном канале и ответвлении формируются области отрыва потока. При $Q_1/Q \leq 0,5$ течение в этих областях нестационарное, в слое смешения формируются крупномасштабные вихревые структуры, которые периодически сносятся внешним потоком, течение приобретает черты турбулентного режима. Выявлены закономерности изменения поперечных размеров отрывной области и профилей статистических характеристик течения в основном канале и ответвлении. Определено положение максимума среднеквадратичных пульсаций скорости потока по длине слоя смешения. Обнаружены вторичные течения (вихри Дина), которые в исследуемом режиме локализуются в пределах отрывной области основного участка и ответвления. Показано, что минимальное поверхностное трение, с которым связан рост тканей внутренней поверхности сосудов в области установки шунта, наблюдается в пределах рециркуляционной области.

Список литературы

1. Tsui Y.Y., Lu C.Y. A study of the recirculating flow in planar, symmetrical branching channels // Intern. J. Numerical Methods in Fluids. 2006. Vol. 50, No. 2. P. 235–253.
2. Alomari N.K., Yusuf B., Mohammad T.A., Ghazali A.H. Influence of diversion angle on water and sediment flow into diversion channel // Intern. J. Sediment Res. 2020. Vol. 35, No. 6. P. 600–608.
3. Imparato A.M., Bracco A. Intimal and neointimal fibrous proliferation causing failure of arterial reconstructions // Surgery. 1972. Vol. 72, No. 6. P. 1007–1017.
4. Nerem R.M., Levesque M.J. Fluid mechanics in atherosclerosis // Handbook of Bioengineering. 1987. Vol. 21. P. 21.1–21.22.

5. **Tiwari A., Cheng K.-S., Salacinski H., Hamilton G., Siefalian A.M.** Improving the patency of vascular bypass grafts: the role of suture materials and surgical techniques on reducing anastomotic compliance mismatch // *European J. Vascular and Endovascular Surgery*. 2003. Vol. 25, No. 4. P. 287–295.
6. **Hughes P.E., How T.V.** Effects of geometry and flow division on flow structures in models of the distal end-to-side anastomosis // *J. Biomechanics*. 1996. Vol. 29, No. 7. P. 855–872.
7. **Куянова Ю.О., Пресняков С.С., Дубовой А.В., Чупахин А.П., Паршин Д.В.** Численное исследование гидродинамики тройника в модельной задаче об оптимизации угла установки низкопоточного сосудистого анастомоза // *Прикл. механика и техн. физика*. 2019. Т. 60, № 6. С. 72–80.
8. **Keshmiri A., Ruiz-Solera A., McElroy M., Kabinejadian F.** Numerical investigation on the geometrical effects of novel graft designs for peripheral artery bypass surgery // *Procedia CIRP*. 2016. Vol. 49. P. 147–152.
9. **Радченко Я.Ф., Гатаулин Я.А.** Численное моделирование течения в дистальном анастомозе бедренной артерии // *Практическая биомеханика: Материалы докл. Всерос. конф. молодых ученых с междунар. участием, посвящ. 100-летию физ.-мат. образования в Сарат. гос. ун-те. Саратов, 2017*. С. 36–38.
10. **Онищенко П.С., Захаров Ю.Н., Борисов В.Г., Клышников К.Ю., Овчаренко Е.А., Кудрявцев Ю.А., Шокин Ю.И.** Моделирование гемодинамики в сосудистом биопротезе // *Мат. биология и биоинформатика*. 2021. Т. 16, № 1. С. 15–28.
11. **Kute S.M., Vorp D.A.** The effect of proximal artery flow on the hemodynamics at the distal anastomosis of a vascular bypass graft: computational study // *J. Biomechanical Engng. ASME*. 2001. Vol. 123. P. 277–283.
12. **Tagiltsev I.I., Parshin D.V., Shutov A.V.** Rational choice of modeling assumptions for simulation of blood vessel end-to-side anastomosis // *Math. Model. Nat. Phenom.* 2022. Vol. 17 (20). P. 1–20.
13. **Molochnikov V.M., Mikheev N.I., Mikheev A.N., Paereliy A.A., Goltsman A.E.** Investigating a pulsating flow in the smooth channel and at the bifurcation section with regard to the popliteal artery hemodynamics // *J. Physics: Conf. Series*. 2021. Vol. 2119, No. 1. P. 012020-1–012020-15.
14. **Михеев Н.И., Душин Н.С.** Метод измерения динамики векторных полей скорости турбулентного потока по видеосъемке дымовой визуализации // *Приборы и техника эксперимента*. 2016. № 6. С. 114–122.
15. **Cardwell N.D., Vlachos P.P., Thole K.A.** Developing and fully developed turbulent flow in ribbed channels // *Exp. Fluids*. 2011. Vol. 50, No. 5. P. 1357–1371.

*Статья поступила в редакцию 24 июня 2022 г.,
после доработки — 20 июля 2022 г.,
принята к публикации 2 сентября 2022 г.*