



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.4.02

УДК 531/534: [57+61]

## ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ КРОВОТОКА В ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫХ МОДЕЛЯХ ОТВЕТВЛЕНИЯ ШУНТА ОТ БЕДРЕННОЙ АРТЕРИИ

А.Д. Юхнев<sup>1</sup>, А.А. Маринова<sup>1</sup>, Е.М. Смирнов<sup>1</sup>, Я.А. Гатаулин<sup>1</sup>, Л.Г. Тихомолова<sup>1</sup>,  
А.А. Врабий<sup>2</sup>, А.А. Супрунович<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 19 сентября 2023

Одобрена: 21 ноября 2023

Принята к публикации: 27 ноября 2023








#### Ключевые слова:

бедренно-подколенное шунтирование, неоинтима, персонифицированные модели, численное моделирование, ультразвуковая векторная визуализация, сдвиговые напряжения на стенке

### АННОТАЦИЯ

Статья представляет методику и результаты расчетов пульсирующего течения кровеймитирующей жидкости в трех персонифицированных моделях проксимального анастомоза бедренной артерии после операции бедренно-подколенного шунтирования, проводимой с использованием синтетических протезов. Персонифицированные модели построены по данным компьютерной томографии и ультразвуковым измерениям расходной скорости кровотока в общей бедренной артерии и в шунте. Характеристики пульсирующего течения кровеймитирующей жидкости рассчитаны посредством численного решения трехмерных нестационарных уравнений Навье-Стокса. Сравнение расчетного поля скорости, полученными для одной из персонифицированных моделей с данными клинических измерений методом ультразвуковой высокоскоростной векторной визуализации (с применением технологии *V Flow*, реализованной в сканере *Mindray*) показало удовлетворительное согласование результатов. Дается сопоставительный анализ структуры течения в двух персонифицированных моделях, построенных для второго пациента через один и семь месяцев после операции. Установлено, что обнаруженное через семь месяцев сужение проходных сечений сосудистого русла, обусловленное нарастанием неоинтимы в общей бедренной артерии (непосредственно перед анастомозом) и на начальном участке шунта, привело к значительному росту градиентов скорости в потоке и осредненных по циклу сдвиговых напряжений на стенке в области анастомоза; при этом величина индекса колебаний напряжения трения на стенке по всей области анастомоза уменьшилась. Обнаружено также, что на расстоянии нескольких калибров от анастомоза в шунте формируется одновихревое слабо-закрученное течение, направление закрутки в котором определяется индивидуальной геометрией области анастомоза.

© ПНИПУ

- © Юхнев Андрей Данилович – заведующий учебной лабораторией, e-mail: [a.yukhnev@mail.ru](mailto:a.yukhnev@mail.ru)  ID: 0000-0003-0348-7152  
© Маринова Александра Андреевна – студентка, e-mail: [sanmarinova@gmail.com](mailto:sanmarinova@gmail.com)  ID: 0000-0002-9612-5814  
© Смирнов Евгений Михайлович – д.ф.-м.н., профессор, e-mail: [smirnov\\_em@spbstu.ru](mailto:smirnov_em@spbstu.ru)  ID: 0000-0002-9612-5814  
© Гатаулин Яков Александрович – ассистент, e-mail: [yakov\\_gataulin@mail.ru](mailto:yakov_gataulin@mail.ru)  ID: 0000-0002-0200-6508  
© Тихомолова Людмила Геннадьевна – аспирант, e-mail: [ludmila060495@mail.ru](mailto:ludmila060495@mail.ru)  ID: 0000-0002-5719-5959  
© Врабий Андрей Андреевич – к.м.н., сердечно-сосудистый хирург, e-mail: [dock1@yandex.ru](mailto:dock1@yandex.ru)  ID: 0000-0003-4923-605X  
© Супрунович Андрей Александрович – к.м.н., ассистент, e-mail: [doctoras@mail.ru](mailto:doctoras@mail.ru)  ID: 0000-0002-3749-0379



## Введение

В зависимости от локализации и протяженности атеросклеротического поражения бедренно-подколенной артерии, а также анатомических особенностей пациента для лечения могут применяться различные методы: баллонная ангиопластика, стентирование, бедренно-подколенное шунтирование с использованием синтетических или биологических протезов [30, 31, 34]. Суть операции бедренно-подколенного шунтирования состоит в установлении шунта следующим образом: выполняются разрезы стенки артерии, и концы шунта пришиваются к ней выше (проксимальный анастомоз) и ниже (дистальный анастомоз) закупоренного участка. Оклюзированный (непроходимый) участок артерии обычно не удаляется. В зоне механического повреждения сосуда (разрез, шов) нарушается целостность всех слоев артериальной стенки, часть клеток погибает [1, 8, 35]. В ответ на такое вмешательство в месте соединения артерии с протезом возникает приспособительная реакция сосудистой стенки – утолщение внутреннего слоя сосуда (интимы).

В ряде случаев наблюдается чрезмерный рост неоинтимы при восстановлении внутренней оболочки, который определяется как гиперплазия интимы. Этот процесс более выражен в синтетических, чем в аутовенозных шунтах [23, 36].

При возникновении гиперплазии интимы есть вероятность рестеноза, повторного сужения просвета, а в крайних случаях полной окклюзии трансплантата. Заращение шунта может происходить в разные сроки: от одного месяца после операции и до нескольких лет. При непроходимости шунта может потребоваться операция по его замене, что несет за собой большие риски для пациента [14, 21, 24, 27, 29].

Исследования роста неоинтимы после хирургических операций на различных сосудах показали, что значимую роль в этом процессе играет нарушение естественной гемодинамики: структуры течения крови, локальных просветов сосудов, характеристик динамического воздействия кровотока на стенку, таких как осредненные по времени сдвиговые напряжения, индекс их колебаний и др. В предрасположенных к гиперплазии интимы участках анастомоза кровотоков, как правило, характеризуется отрывными и застойными зонами, наличием вихревых течений и развитием турбулентности [3, 5].

Некоторые экспериментальные исследования обнаруживают обратную зависимость между сдвиговыми напряжениями на стенках сосудов и толщиной гиперплазией. В частности, в экспериментальных исследованиях на кроликах выявлено увеличение толщины интимы в сонных артериях при уменьшении сдвиговых напряжений на стенках, то есть аномальные значения напряжения

сдвига влияют на изменение структуры и геометрии сосудистой стенки, и предрасположению к атеросклерозу [40]. Аналогичные результаты, а также формирование бляшек за счет колебаний сдвиговых напряжений и неоднородностей потока, продемонстрированы для коронарных артерий свиней [15], а также в искусственно созданных артериовенозных фистулах бедренной артерии собак [20].

Несмотря на многочисленные исследования, факторы, определяющие нормальное заживление и, напротив, чрезмерное утолщение интимы, приводящее к опасному уменьшению просвета, не являются достаточно изученными и ясными, что снижает возможности прогнозирования рисков и планирования оптимального лечения [6, 37]. Определенные надежды в достижении прогресса на этом пути связываются со все более детальным и аккуратным численным моделированием трехмерного пульсирующего кровотока в реальных конфигурациях сосудов, формирующихся после операции [2, 28].

Трехмерные модели области анастомозов для конкретных пациентов характеризуются сложной для построения геометрией, особенно в случае проксимального анастомоза. Сегодня построение трехмерной геометрической модели бедренной артерии для конкретного пациента выполняется посредством обработки изображений, полученных методом компьютерной (КТ) [7, 11, 12, 16, 17, 38] или магнитно-резонансной томографии (МРТ) [19, 22, 25, 26]. Для задания входных и выходных граничных условий используются ультразвуковые измерения скорости кровотока [11, 12, 17–19, 22, 24, 26, 38].

В работах [16–18] авторами настоящей статьи представлен недавний опыт пациент-ориентированного численного моделирования кровотока в проксимальном анастомозе бедренно-подколенного шунтирования с применением синтетических протезов. Для ряда пациентов были получены данные о влиянии послеоперационных изменений геометрии сосудистого русла на структуру течения и локальные параметры динамического воздействия потока на стенку. В целом же в литературе моделированию кровотока в области проксимальных анастомозов при бедренно-подколенном шунтировании посвящено небольшое число исследований. Вместе с тем пациент-ориентированные расчеты активно проводились для родственной задачи течения в области разветвления бедренной артерии на поверхностную и глубокую бедренные артерии с атеросклеротическими поражениями. Например, в работе [38] выявлено влияние кривизны и извитости бедренной артерии на характеристики кровотока. В частности, более низкие локальные значения сдвиговых напряжений и их высокие пространственные градиенты выявлены у пациентов с большей степенью кривизны и извитости сосудов. Аналогичные результаты были полу-

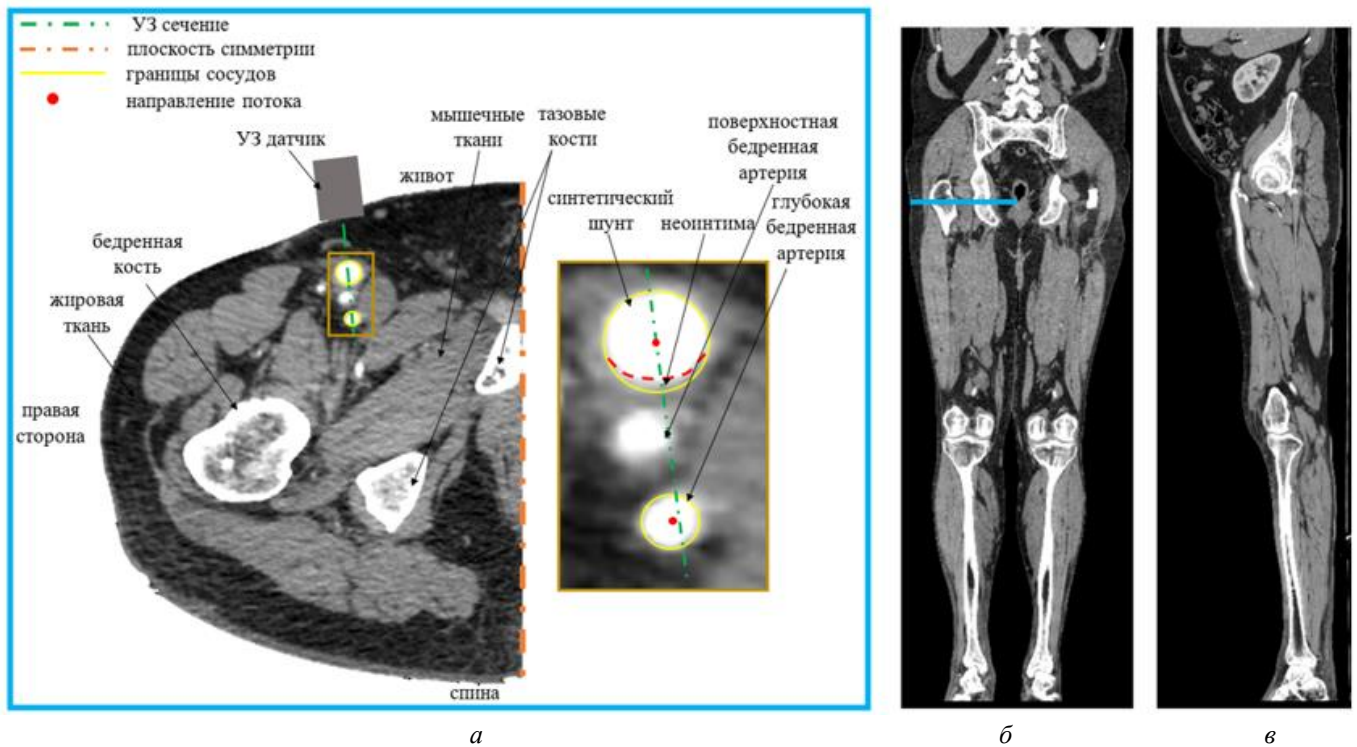


Рис. 1. Изображения, полученные методом МСКТ: *а* – поперечное сечение проксимального анастомоза и окружающих тканей; *б* – фронтальное *в* – боковое сечения нижних конечностей

чены также и в исследовании [25].

В настоящей работе представляются результаты пациент-ориентированных гемодинамических расчетов, выполненных для двух пациентов после операций бедренно-подколенного шунтирования, проведенных в клинике сердечно-сосудистой хирургии Первого Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И.П. Павлова с использованием синтетических вязаных протезов *B. Brown*. Для одного пациента персонифицированная модель области проксимального анастомоза построена по клиническим данным, полученным через 7 месяцев после операции. Результаты расчетов поля скорости сопоставляются с клиническими данными, полученными методом высокоскоростной ультразвуковой векторной визуализации. Для второго пациента персонифицированные модели области проксимального анастомоза построены по данным клинических измерений через один и семь месяцев после операции. Анализируются изменения в структуре кровотока, обусловленные сужением проходных сечений из-за нарощей неоинтима в общей бедренной артерии (непосредственно перед анастомозом) и на начальном участке шунта.

### Методика численного моделирования

Персонифицированные геометрические модели области проксимального анастомоза, используемые для численного моделирования кровотока, строились путем

последовательного приложения ряда компьютерных программ для обработки данных клинических измерений методом мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ), выполненных на томографе *Optima 660 (GE Healthcare, США)*. Методика построения персонифицированной геометрической модели поясняется на примере обработки клинических данных, полученных для первого пациента (модель *N*) через 7 месяцев после операции (модель *N7*).

Примеры МСКТ-изображений в разных плоскостях показаны на рис. 1. На рис. 1, *а* отдельно выделен поперечный МСКТ срез в области таза ниже бифуркации общей бедренной артерии (местоположение среза показано на рис. 1, *б* синей линией). Темно-серый цвет соответствует жировым тканям, серый – мышечным, белый – просветам сосудов, ярко-белый – костям. Исходные клинические данные МСКТ для пациента *N* содержат около 1000 поперечных изображений МСКТ от пояса до ступней, сделанных с шагом 1,25 мм. Длина рассматриваемой модели области анастомоза (расчетной области) составляет около 12 см – примерно по 4 и 8 калибров (диаметров шунта на выходе) вверх и вниз от места ответвления шунта от общей бедренной артерии (ОБА).

Просмотр изображений МСКТ и построение начальной геометрии области анастомоза, которая впоследствии преобразуется в итоговую, проводятся в программном пакете *3D Slicer 5.2.2*. Вручную выделяется область белого цвета, соответствующая кровотоку с введенным контрастным веществом, и про-

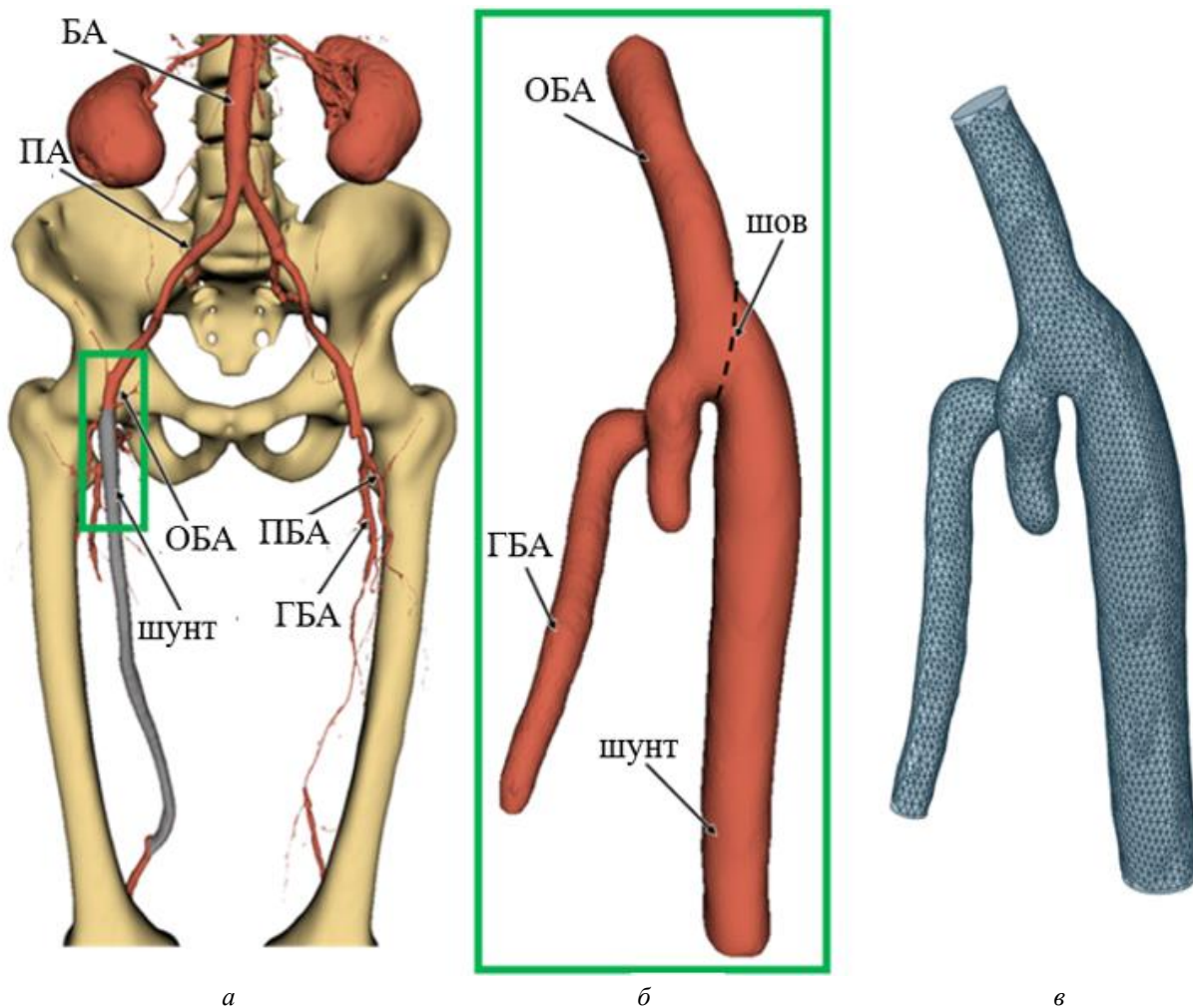


Рис. 2. Последовательность построения персонафицированной модели области анастомоза по данным МСКТ: *а* – модель костной системы и проточной части кровеносной системы пациента; *б* – начальная модель области проксимального анастомоза; *в* – итоговая модель

грамма строит 3D-модель проточной части сосудистого русла. Затем проводится первичная обработка полученной модели: обрезаются артефакты и мелкие ответвляющиеся сосуды, сглаживается поверхность. Собственно, стенки сосудов и неоинтима в модель не включаются.

На рис. 2, *а* приведена иллюстративная модель, полученная после обработки МСКТ-изображений с помощью программы *3D Slicer*. Эта модель включает костную систему и проточную часть кровеносной системы: брюшную аорту (БА), подвздошные (ПА), общие (ОБА) и глубокие (ГБА) бедренные артерии, а также синтетический шунт, установленный в обход непроходимой правой поверхностной бедренной артерии (ПБА) пациента.

Начальная модель области анастомоза бедренной артерии показана на рис. 2, *б*. Она подвергается обработке с применением нескольких программных средств. Сначала в программном пакете *VMTK (Vascular Modeling Toolkit)* определяются центральные линии сосудов, и последние обрезаются перпендикулярно этим линиям. Также с применением

*VMTK* формируется фасеточное «тело», которое затем, в программной среде *Rhino 6*, преобразуется в полиповерхность, состоящую из треугольных граней. Далее в среде *Siemens NX 10.0* в преобразованной модели с помощью функции «заматания» строятся номинально входное сечение (сечение ОБА) и выходные сечения (сечения глубокой бедренной артерии и шунта), на которых впоследствии задаются входные и выходные граничные условия для численного моделирования кровотока. На заключительном этапе в программе *ANSYS SpaceClaim* полученная модель корректируется: автоматически выявляются и удаляются слишком маленькие или узкие грани; исправляются ребра, не точно лежащие на пересечении двух граней; вдоль входных и выходных границ объединяются грани, что важно для дальнейшего аккуратного построения сетки. Итоговая геометрическая модель *N7*, на основе которой формируется расчетная сетка, представлена на рис. 2, *в*.

Методика определения персонафицированных граничных условий также иллюстрируется на примере данных, полученных для пациента *Н*. Эта методика исходит из того, что проходящий по ОБА кровотоки

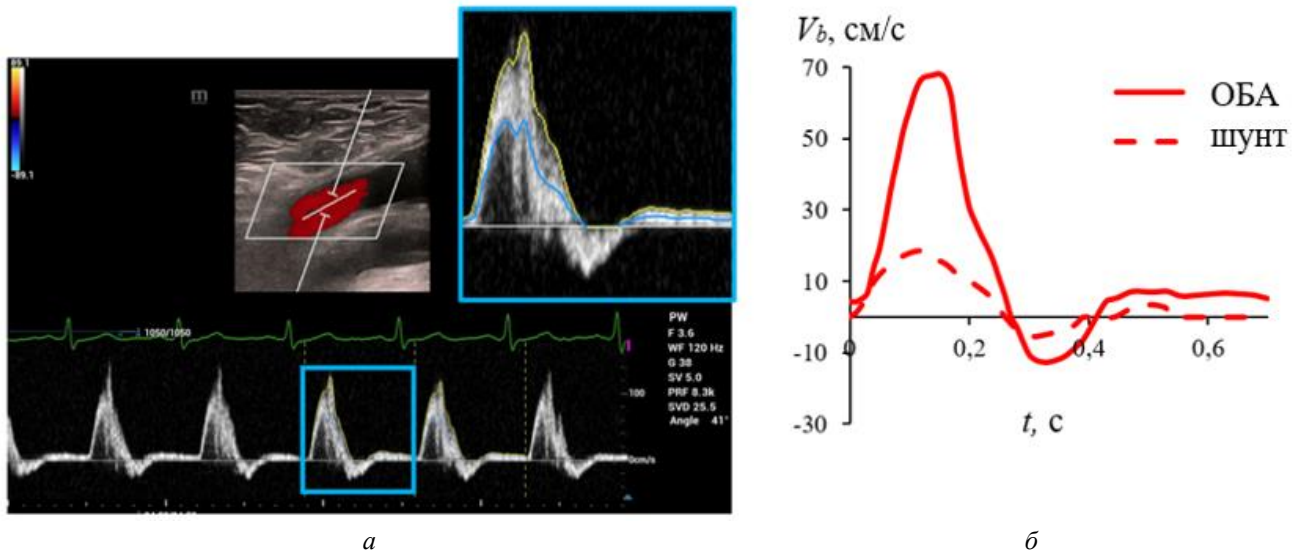


Рис. 3. Методика определения граничных условий: *a* – ультразвуковое изображение доплеровского исследования в шунте (желтая линия – «максимальная» огибающая, голубая – линия среднерасходной скорости); *б* – изменение среднерасходной скорости по циклу в ОБА и шунте (результат обработки УЗ-измерений)

разделяется на два: в шунт и в ГБА, и заключается в следующем. Кривые изменения среднерасходной скорости  $V_b$  по сердечному циклу в граничных сечениях получены в результате обработки ультразвуковых доплеровских измерений (в импульсном доплеровском режиме), сделанных в клинике с использованием аппарата *Mindray Resona 7*. Пример ультразвукового изображения при измерениях в шунте приведен на рис. 3, *a*. В нижней части рисунка показано изменение скорости в исследуемом сечении шунта в течение пяти сердечных циклов; оно обрабатывалось аппаратом в автоматическом режиме: желтая линия – «максимальная» огибающая, голубая – линия среднерасходной скорости.

Линия среднерасходной скорости по трем циклам оцифровывалась с использованием программы *Grapher 11*, и для получения итоговой расходной кривой находилось среднее арифметическое. Аналогичная обработка проводилась и для получения кривой расходной скорости для ОБА. Синхронизация данных для ОБА и шунта обеспечивалась по сигналу электрокардиограммы (ЭКГ).

Кривые среднерасходной скорости, определяющие граничные входные (ОБА) и выходные (шунт) условия для численных расчетов, в случае модели *N7* приведены на рис. 3, *б*. Видно, что в начале сердечного цикла скорость возрастает, затем наблюдается замедление течения и последующие фазы обратного кровотока и низкоскоростного прямого потока.

Численное моделирование кровотока для всех представляемых в настоящей работе персонализированных конфигураций области проксимального анастомоза проводилось с использованием программного комплекса *ANSYS CFX 19.3*, в котором решение уравнений гидродинамики осуществляется по методу конечных объемов.

Принималась модель несжимаемой ньютоновской жидкости. Свойства жидкости задавались соответственно свойствам крови: плотность  $\rho = 1000 \text{ кг/м}^3$ , динамическая вязкость  $\mu = 0,004 \text{ Па}\cdot\text{с}$ . Стенки сосудов полагались жесткими. Допустимость данного приближения основывается, в частности, на материалах работы [22], где было показано слабое влияние податливости стенок сосуда на гемодинамические особенности бифуркации бедренной артерии.

Для построения расчетных сеток использовался сеточный генератор *ANSYS Meshing*. Использовались неструктурированные сетки, состоящие из тетраэдральных элементов, размер которых задавался в среднем равным 0,35 мм. Для разрешения пограничного слоя вдоль стенок сосуда строилось около 10 слоев призматических элементов. Типично сетки включали около 2 млн элементов. На рис. 4 представлен общий вид сетки для модели *N7*, а также вид сетки в продольном сечении в области анастомоза и поперечном сечении ОБА.

На номинально входной (сечение ОБА) и выходной (сечение шунта) границах задавались кривые изменения среднерасходной скорости, определенные по изложенной выше методике. Полагалось, что входящий в расчетную область поток имеет равномерную по сечению скорость, для выходящего потока реализовывались мягкие условия. На выходе из ГБА задавалось нулевое редуцированное давление. На стенках сосудов ставилось условие прилипания.

Для расчета конвективных потоков через грани контрольных объемов использовалась схема повышенного (второго) порядка точности. Шаг по времени составлял 0,01 с. На каждом шаге по времени достигалось значение невязок  $10^{-5}$ . Для получения установившегося периодического решения проводился

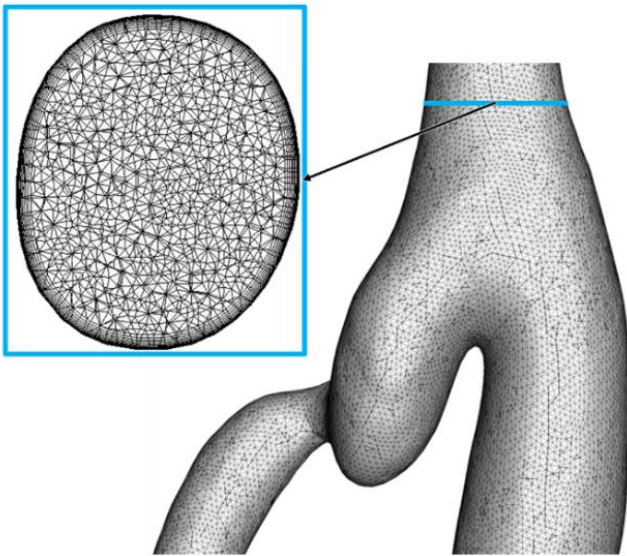


Рис. 4. Расчетная сетка в поперечном сечении ОБА и в области анастомоза

расчет трех сердечных циклов, для анализа результатов использовался последний цикл.

### Сравнение результатов расчета с данными клинических измерений

Новый метод ультразвуковой диагностики кровотока *VFlow* [4, 10, 13, 32, 39] позволяет получать изображения пульсирующего векторного поля скорости кровотока в плоскости сканирования, при этом открывается возможность количественного сравнения данных клинических измерений с результатами пациент-ориентированных численных расчетов. В данном методе реализовано сканирование плоской волной под несколькими углами с высокой частотой кадров (до 500 Гц). Полученный таким образом результат измерений скорости не зависит от угла наклона датчика к направлению кровотока. Двумерное изображение векторного поля скорости является результатом постобработки исходных данных, с возможностью последующего просмотра в замедленном режиме.

Методом высокоскоростной ультразвуковой векторной визуализации *VFlow* на сканере *Mindray Resona 7* в центральной продольной плоскости области анастомоза пациента *N* было исследовано пульсирующее поле скорости кровотока через семь месяцев после операции. Для сопоставления клинических данных с результатами численных расчетов кровотока в вычислительной модели *N7* была построена продольная плоскость в области анастомоза, соответствующая плоскости сканирования. Методика построения данной плоскости заключалась в следующем. В программе обработки результатов расчета *ANSYS CFD Post* выделялся набор плоскостей, построенных по трем

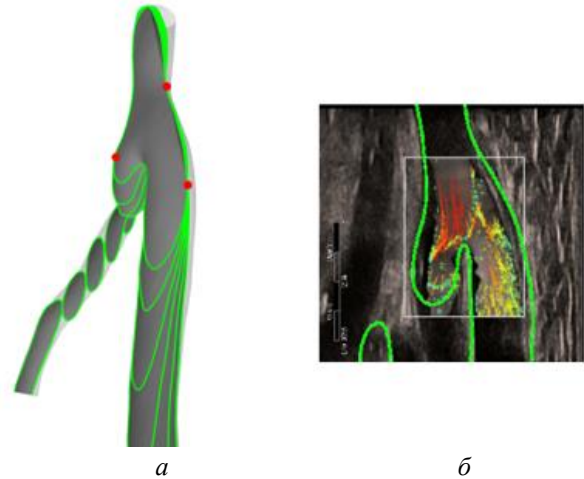


Рис. 5. Методика выбора продольного сечения расчетной модели, близкого к плоскости сканирования УЗ датчика: *а* – набор рассматриваемых сечений; *б* – совмещение границ продольного сечения модели с границами сосудов на УЗ-изображении

точкам, отмеченным красным цветом на рис. 5, *а*. Две точки на внешних стенках ОБА и шунта фиксировались, а третья точка перемещалась по поверхности ГБА, меняя тем самым угол наклона плоскости. Границы получаемых при этом сечений поочередно накладывались на двумерное ультразвуковое изображение области анастомоза, и для дальнейшей визуализации результатов расчетов выбиралась та плоскость, для которой границы продольного сечения модели наилучшим образом совпадали с границами сосудов на ультразвуковом изображении (рис. 5, *б*).

На рис. 6, *а, в* сопоставлены векторные поля скорости для фазы уменьшения расхода, измеренные при ультразвуковом послеоперационном обследовании пациента *N* и рассчитанные с использованием персонифицированной модели ответвления шунта. Осредненные по пяти циклам профили измеренной скорости сопоставлены с рассчитанными на рис. 6, *б*.

В фазу торможения потока у внешней стенки сразу за анастомозом в шунте наблюдается отрывная зона с существенно трехмерным характером течения и определяющей ролью поперечного течения. При этом относительно узкая зона высоких скоростей продольного течения, вначале примыкающая к внутренней стенке шунта, ниже по течению отходит от стенки, в результате чего формируется большая зона рециркуляционного течения. Можно видеть приемлемое согласование сложных картин вихревого течения, построенных с использованием обоих методов. Клинические измерения и расчеты для персонифицированной вычислительной модели позволили выделить и описать характерные области течения: зоны струйного характера и отрывные зоны.

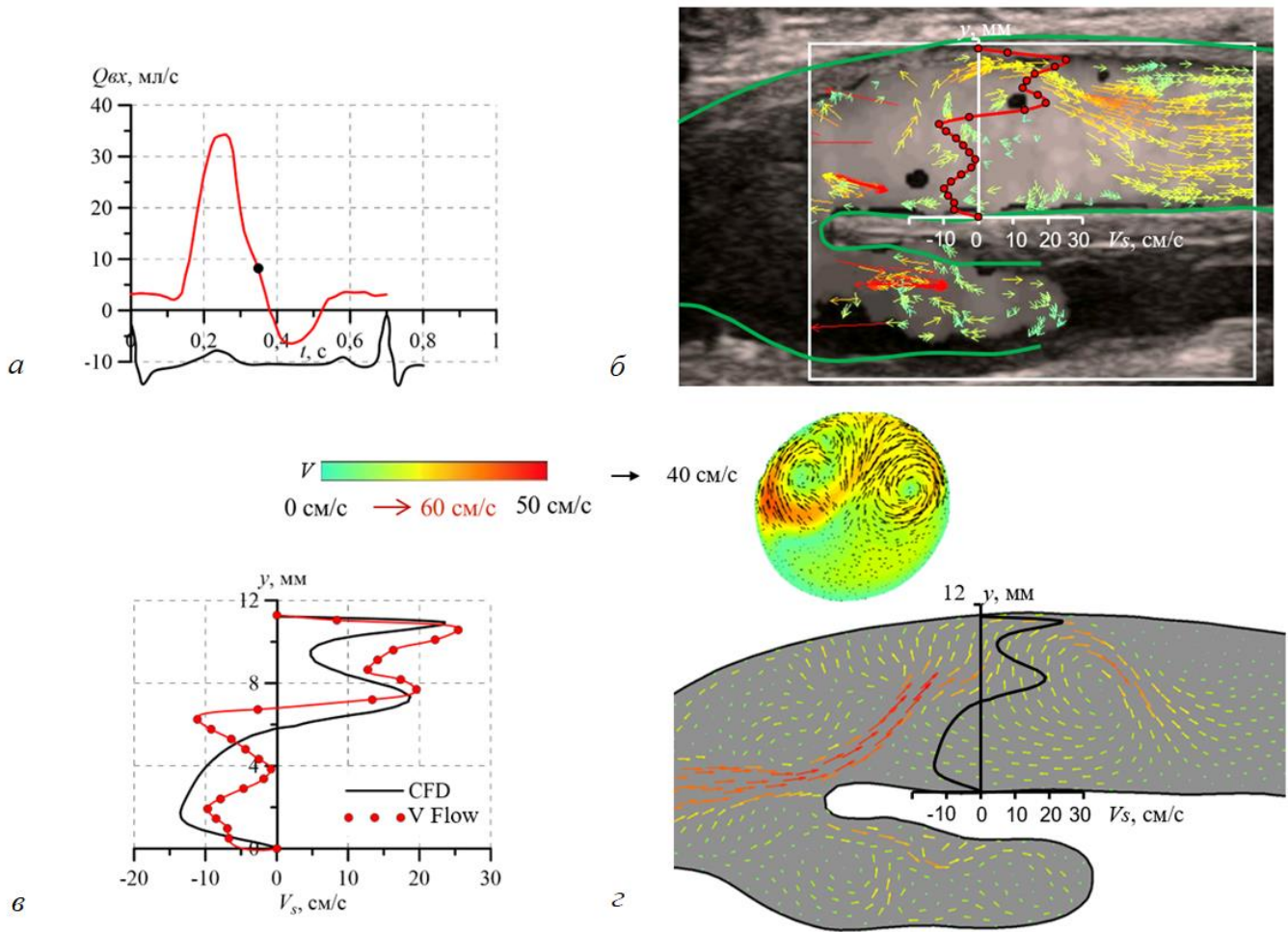


Рис. 6. Сравнение результатов клинических измерений в месте ответвления шунта от бедренной артерии и расчета для модели N7 в фазу уменьшения входного расхода: а – временная зависимость входного расхода и сигнал ЭКГ; б – измеренное векторное поле скорости; в – измеренные и рассчитанные профили продольной компоненты скорости; г – расчетное векторное поле скорости

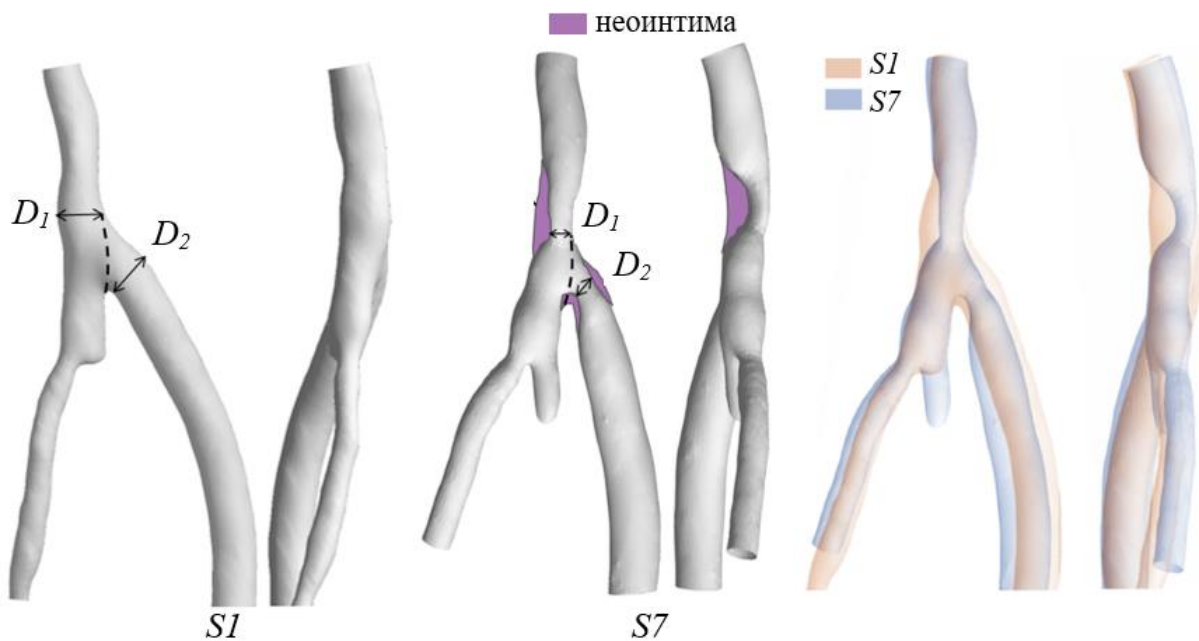


Рис. 7. Сопоставление геометрии моделей S1 и S7 в двух проекциях

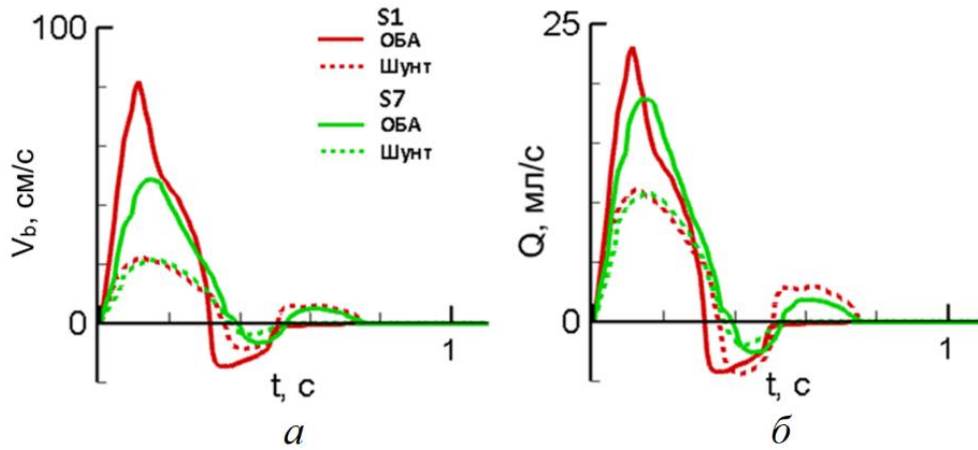


Рис. 8. Изменения в течение цикла:  
 а – среднерасходных скоростей и б – расходов для моделей S1 и S7

Таблица 1

Диаметры и параметры кровотока для моделей S1 и S7

Модель	$D_{\text{ОБА}}$ , мм	$D_{\text{ш}}$ , мм	$D_1$ , мм	$D_2$ , мм	$D_1/D_{\text{ОБА}}$	$Re_{\text{ОБА макс}}$	$Q_{\text{ОБА}}$ , мл/с	$Q_{\text{ш}}/Q_{\text{ОБА}}$
S1	6	8	8	7,5	1,33	1215	3,3	0,81
S7	7	8	4	4	0,57	850	3,6	0,59

### Влияние наросшей неоинтимы на гемодинамику

Рассмотрим две персонифицированные модели области проксимального анастомоза пациента S: через 1 (модель S1) и через 7 месяцев (модель S7) после операции. Модель S7 характеризуется наросшей неоинтимой в ОБА в области носка анастомоза и в шунте в области пятки анастомоза.

Сопоставление геометрии двух моделей представлено на рис. 7, а значения характерных диаметров сосудов ( $D_{\text{ОБА}}$  – диаметр ОБА на входе,  $D_{\text{ш}}$  – диаметр шунта на выходе,  $D_1$  – диаметр ОБА вблизи носка анастомоза,  $D_2$  – диаметр шунта вблизи пятки анастомоза) – в таблице 1. За счет роста неоинтимы диаметры  $D_1$ , а также  $D_2$  уменьшились примерно в два раза.

На рис. 8 представлены кривые изменения среднерасходной скорости и расходов в ОБА (номинальный вход) и шунте (выход) для обеих моделей в течение сердечного цикла. Кривые в шунте модели S1 и в ОБА модели S7 «трехфазные» (две фазы прямого потока и одна обратного), кривые в ОБА модели S1 и в шунте модели S7 «двухфазные» (одна фаза прямого потока и одна обратного).

В данных моделях наблюдается разница в значениях относительного расхода через шунт ( $Q_{\text{ш}}/Q_{\text{ОБА}}$ ) – в модели S7 он уменьшился примерно на 20% по сравнению с моделью S1. При этом абсолютное значение среднего расхода через шунт ( $Q_{\text{ш}}$ ) практически не изменилось, что можно объяснить включением компенсаторных

механизмов организма. Отмечено уменьшение в 1,4 раза максимального числа Рейнольдса на входе в ОБА ( $Re_{\text{ОБА макс}}$ ). Время одного сердечного цикла, максимальные числа Рейнольдса в ОБА, средние расходы в ОБА ( $Q_{\text{ОБА}}$ ) и соотношения расходов в шунте и ОБА для обеих моделей приведены в таблице 1.

На рис. 9 построены линии тока для четырех моментов времени: в фазу ускорения при значении скорости, равной половине максимальной скорости в ОБА ( $t_1$ ), при максимальной скорости в ОБА ( $t_2$ ), в фазу замедления при значении скорости, также равной половине максимальной скорости ( $t_3$ ), и при максимальной скорости обратного течения ( $t_4$ ).

В модели S1 в фазу ускорения невозмущенные линии тока направлены вдоль осей сосудов, к моменту максимального расхода возникают небольшие вихри на начальных участках шунта и ГБА. В период замедления потока в обеих ветвях наблюдается сложная пространственная структура течения. В модели S7 во время всего цикла присутствуют области вихревого течения, которые занимают больший объем, чем в модели S1. В модели S7 в областях сужения сечения из-за роста неоинтимы наблюдается значительное ускорение течения, а в расширениях присутствуют зоны рециркуляционного движения. В целом можно отметить, что структура течения в модели S7 во все фазы течения более сложная и неоднородная.

Распределение продольной скорости в поперечном сечении ОБА в области носка анастомоза представлено на рис. 10. В течение всего цикла значения модуля скорости, а также осевой и поперечной компонент в мо-



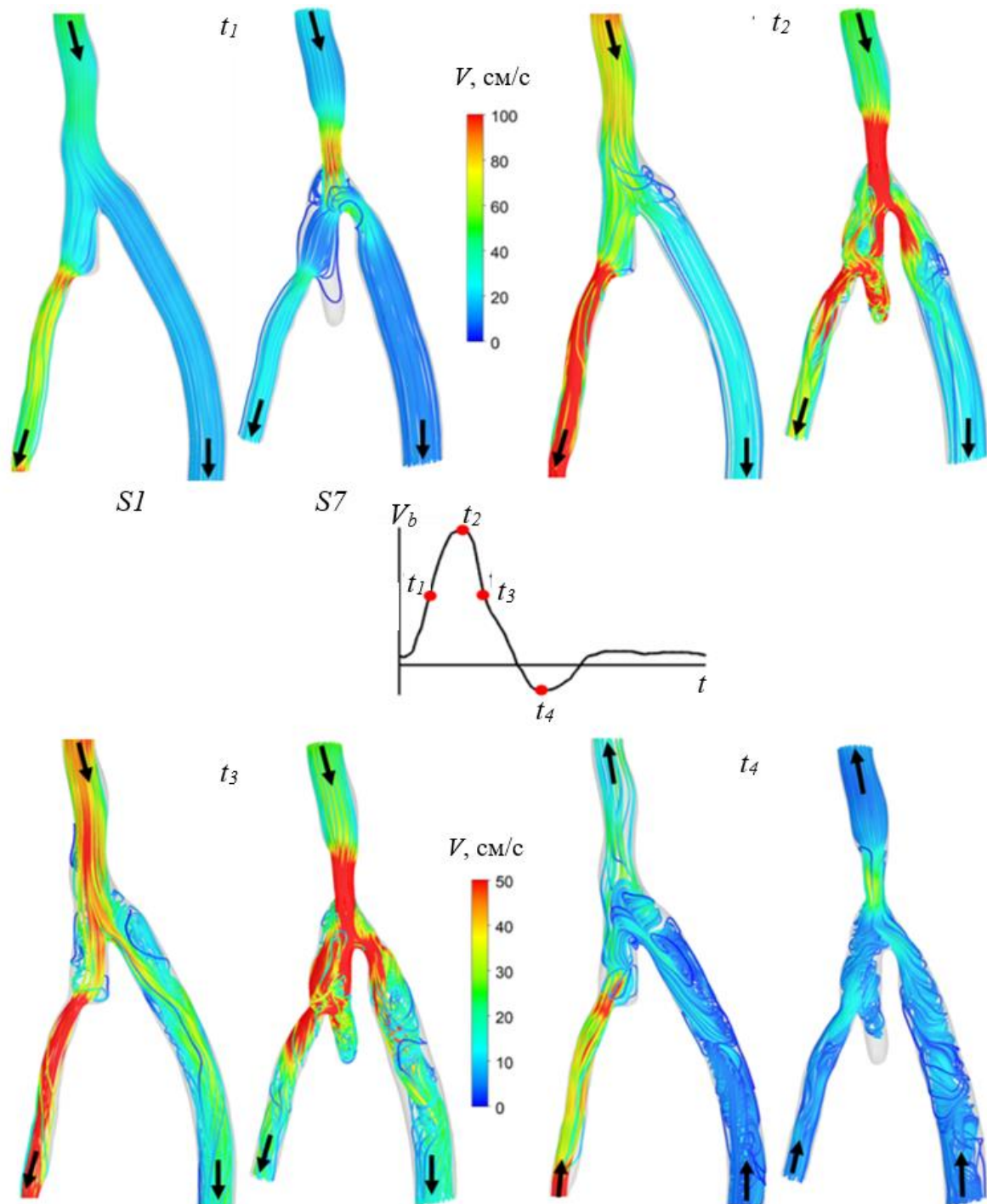


Рис. 9. Сравнение структуры течения для моделей *S1* и *S7* в разные моменты сердечного цикла

дели *S7* значительно больше, чем в модели *S1*, в связи со значительным сужением проходного сечения. В моменты времени  $t_2$  и  $t_3$  в модели *S1* наблюдается вихрь в нижней части сечения и еще один небольшой вихрь вдоль внутренней стенки ОБА (с левой стороны сечения). В моменты  $t_1$ ,  $t_2$  и  $t_3$  в рассматриваемом сечении модели *S7* поперечная компонента скорости направлена к центру сосуда, что характерно для сужающегося течения.

Распределения скорости в поперечном сечении шунта на расстоянии одного калибра вниз по течению от анастомоза представлены на рис. 11. В модели *S7* есть

области высокоскоростного течения, которые соответствуют струйному течению за сужением на начальном участке шунта. В момент максимального расхода и при уменьшении скорости в моделях формируются два крупных парных вихря, характерных для течения за поворотом, причем в модели *S1* они возникают позже по времени цикла. В течение всего цикла поперечная составляющая скорости в модели *S7* за сужением на входе в шунт принимает большие значения, чем в модели *S1*. В модели *S1* профиль осевой скорости имеет один максимум. Профиль осевой скорости в модели *S7* имеет три локальных максимума, причем в од-

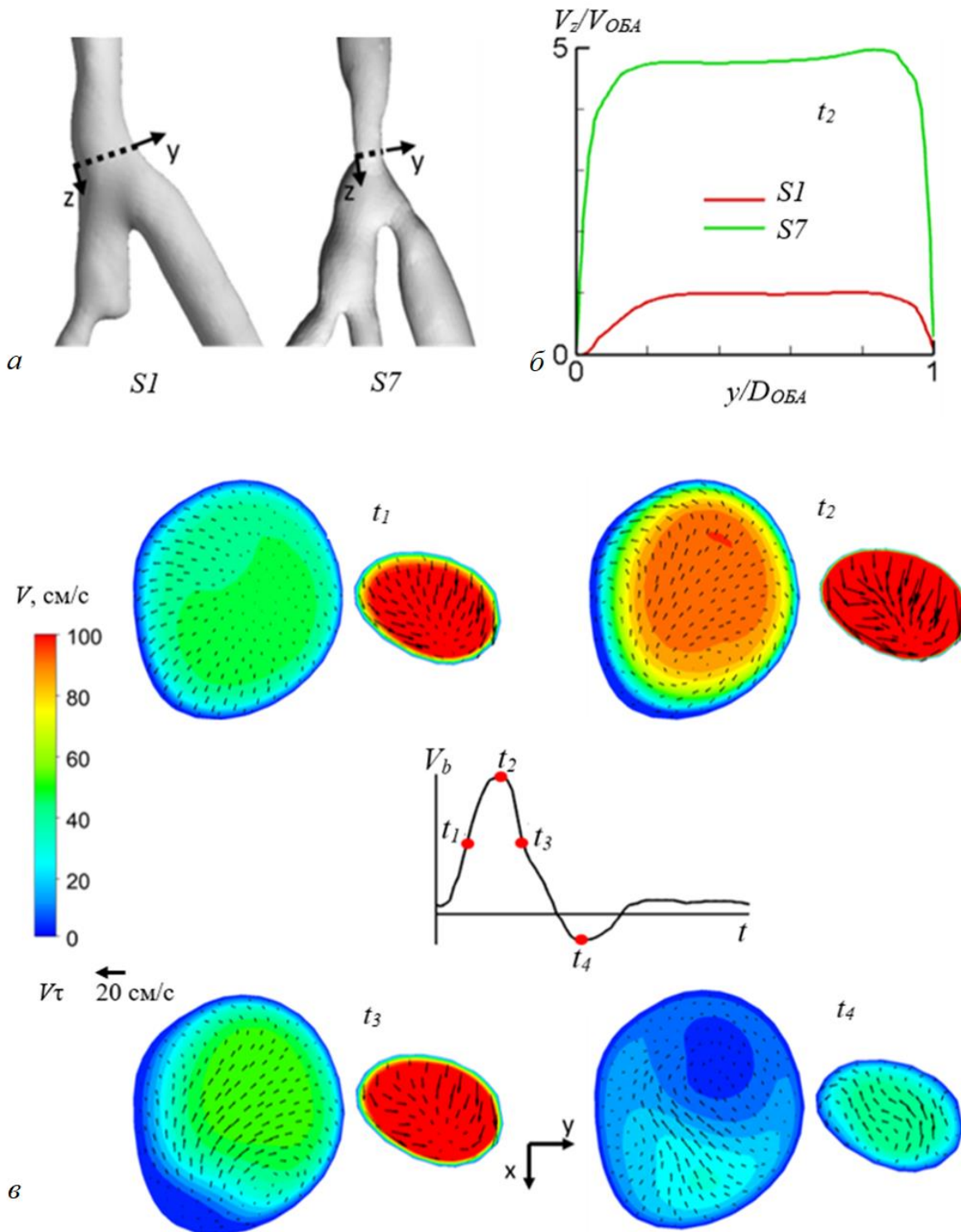


Рис. 10. Сравнение распределений скорости в поперечном сечении ОБА:

*a* – расположение сечения; *б* – профиль безразмерной продольной скорости в момент максимальной скорости; *в* – распределения модуля скорости и векторные поля поперечной скорости

ном из локальных минимумов достигаются отрицательные значения скорости.

В ряде исследований [9, 33] для визуализации вихревой структуры кровотока используется параметр спиральности *LNH* (*Local Normalized Helicity*):

$$LNH = \frac{\vec{V} \cdot \vec{\omega}}{|\vec{V}| \cdot |\vec{\omega}|},$$

где  $\vec{V}$  – вектор скорости;  $\vec{\omega}$  – вектор завихренности. Значение этого параметра равно косинусу угла между векторами скорости и завихренности, а его знак определяет направление закрутки вихря: положительные значения соответствуют движению жидкости против часовой стрелки, если смотреть по направлению течения, а отрицательные – движению по часовой стрелке.

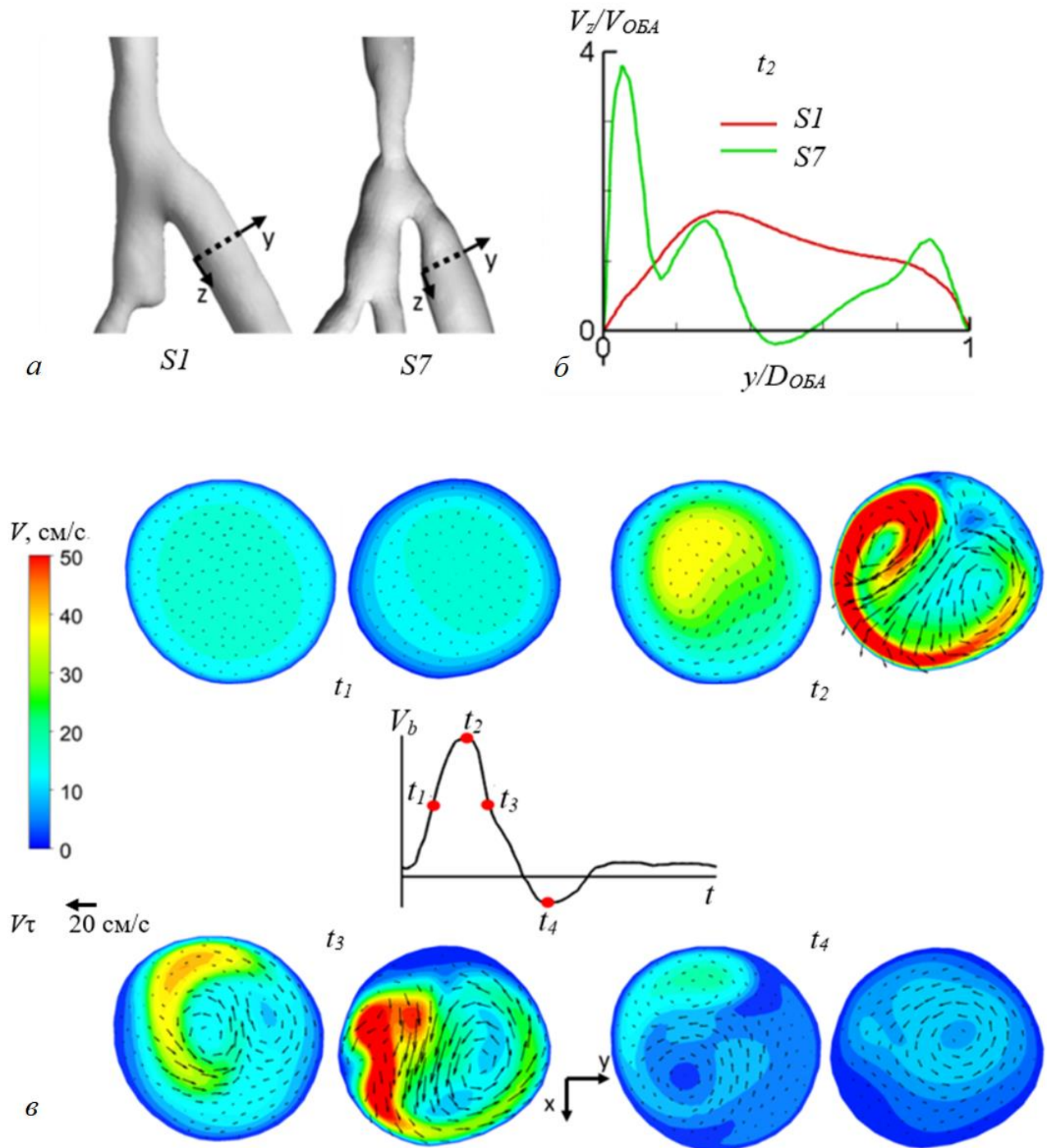


Рис. 11. Сравнение распределений скорости в поперечном сечении на входе шунта:  
 а – расположение сечения; б – профиль безразмерной продольной скорости в момент максимального расхода;  
 в – распределения модуля скорости и векторные поля поперечной скорости

По изоповерхностям  $LNH$  (рис. 12) видно, что в момент максимального расхода в месте разветвления образуется вихревое течение у стенок. Ниже по оси шунта в обеих моделях визуализируется вихревая структура. Причем для модели  $S1$  у оси шунта вниз по потоку меняется направление закрутки, тогда как в модели  $S7$  этого не происходит. Направление закрутки на выходе из шунта противоположное для двух моделей.

Как отмечалось во введении, важными гемодинамическими параметрами для оценки взаимодействия «кровоток – сосудистая стенка» являются осредненные по циклу сдвиговые напряжения на стенках ( $TAWSS$  – Time-Averaged Wall Shear Stress) и индекс их колебаний ( $OSI$  – Oscillatory Shear Index), которые определяются по следующим формулам:

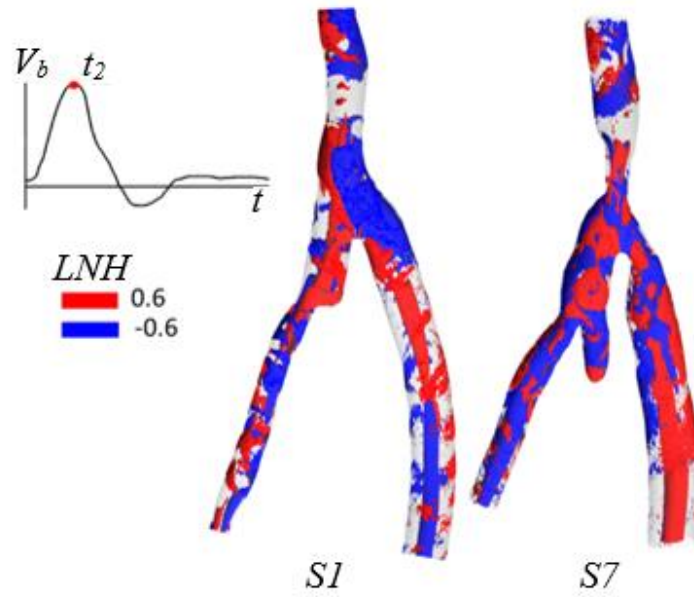


Рис. 12. Изоповерхности параметра спиральности  $LNH$  в момент максимального расхода

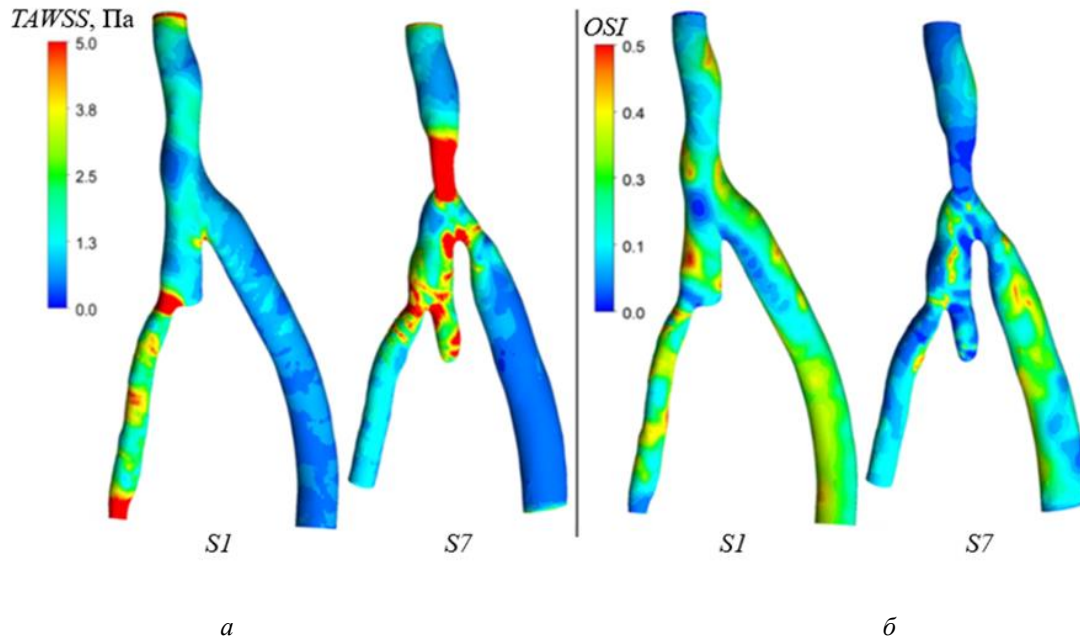


Рис. 13. Сравнение распределений параметров сдвиговых напряжений на стенке для моделей  $S1$  и  $S7$ :  $a$  –  $TAWSS$ ;  $b$  –  $OSI$

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\overline{\tau_w}| dt,$$

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

где  $\overline{\tau_w}$  – вектор сдвиговых напряжений на стенке;  $t$  – переменная времени;  $T$  – время сердечного цикла. Распределение параметров  $TAWSS$  и  $OSI$  представлено на рис. 13. Высокие значения  $TAWSS$  ( $>5$  Па) в обеих моделях наблюдаются на пятке анастомоза, а также в

областях сужения просвета: для модели  $S1$  – на входе (в ОБА) и выходе из ГБА, для модели  $S7$  – в ОБА вблизи носка анастомоза, на входе в ГБА и в шунте в области пятки анастомоза. Вдоль шунта и на прямых участках ОБА  $TAWSS$  имеют наименьшие значения ( $< 1,5$  Па). В целом, непосредственно вблизи анастомоза значение этого параметра в модели  $S7$  выше, чем в модели  $S1$ . По распределению  $OSI$  видно, что его величина уменьшилась в модели  $S7$  относительно модели  $S1$ .

Представленные выше результаты, позволяют заключить, что обусловленное гиперплазией интимы уменьшение площадей просвета ОБА в области носка

анастомоза и шунта в области пятки анастомоза (примерно в 3,5 раза) привело к следующим изменениям гемодинамики:

- структура потока в течение всего цикла стала более возмущенной и неоднородной;
- изменилось направление закрутки на выходе из шунта;
- величина индекса  $OSI$  в целом уменьшилась, а значения  $TAWSS$  непосредственно вблизи анастомоза увеличились.

## Заключение

Изложена методика построения персонафицированных компьютерных моделей, предназначенных для численного анализа гемодинамики на геометрически сложных участках разветвления артерий, включая случаи шунтирования последних. Методика основана на использовании клинических данных, полученных методом мультиспиральной компьютерной томографии и при ультразвуковых измерениях скорости пульсирующего кровотока, с последующей целенаправленной обработкой исходных данных путем применения нескольких программных средств и пользовательских решений, которые обеспечивают необходимое качество построения итоговой геометрической модели и определения граничных условий, задаваемых на разных ветвях сосудистого русла.

Изложенная методика применена для построения трех персонафицированных моделей проксимального анастомоза по клиническим данным для двух пациентов, перенесших операции бедренно-подколенного

шунтирования. Характеристики пульсирующего течения кровеемитирующей жидкости рассчитаны посредством численного решения уравнений Навье-Стокса.

Сопоставление расчетного векторного поля скорости в области проксимального анастомоза для одной из персонафицированных моделей (модель  $N7$ ) с данными клинических измерений поля скорости кровотока методом ультразвуковой высокоскоростной векторной визуализации показало удовлетворительное согласование результатов.

По результатам двух пациент-ориентированных гемодинамических расчетов, выполненных на основе клинических данных для пациента с обнаруженной гиперплазией интимы в области проксимального анастомоза (персонафицированные модели  $S1$  и  $S7$ ), установлено, что обусловленное нарастанием неоинтимы сужение проходных сечений общей бедренной артерии перед анастомозом и шунта за анастомозом привело к существенно более возмущенной в течение цикла и неоднородной структуре потока. При этом величина индекса колебаний напряжения трения на стенке,  $OSI$ , по всей области анастомоза уменьшилась, а значения осредненных сдвиговых напряжений,  $TAWSS$ , вблизи анастомоза увеличились. Для обеих моделей выявлены области с высокими значениями  $TAWSS$  и низкими значениями  $OSI$ , находящиеся в конце ответвления шунта от общей бедренной артерии (на пятке анастомоза). На расстоянии нескольких калибров от анастомоза в шунте формируется одновихревое слабо-закрученное течение, направление закрутки в котором определяется индивидуальной геометрией области анастомоза.

## Список литературы

1. Ашер А. Сосудистая хирургия по Хаймовичу. – Т.1. – БИНОМ. Лаборатория знаний. 2012. – 641 с.
2. Гатаулин Я.А., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М., Юхнев А.Д. Структура нестационарного течения в пространственно-извитой модели общей сонной артерии со стенозом: численное исследование // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 69–78.
3. Гатаулин Я.А., Смирнов Е.М., Молочников В.М., Михеев Н.И. Структура турбулентного течения с локальной турбулентностью в области разветвления канала круглого сечения // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. – 2022. – Т. 15, № 4. – С. 81–94.
4. Доль А.В., Иванов Д.В., Бахметьев А.С., Майстренко Д.Н., Единова М.В., Рыкова А.Ю. Граничные условия на выходах при численном моделировании гемодинамики сонной артерии // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 1. – С. 20–31.
5. Молочников В.М., Хубулава Г.Г., Калинин Е.И., Пашкова Н.Д., Никифоров И.В. Экспериментальное и численное моделирование структуры потока в модели дистального анастомоза бедренной артерии // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 36–52.
6. Сабир К., Кучумов А.Г., Нгуен-Кван Т. Использование анализа соответствий и лог-линейных моделей для исследования факторов, влияющих на сердечно-сосудистые заболевания // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 1. – С. 74–86.
7. Скрипаченко К.К., Голядкина А.А., Морозов К.М., Челнокова Н.О., Островский Н.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Биомеханический пациенто-ориентированный анализ влияния аневризмы на гемодинамику грудного отдела аорты // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 4. – С. 526–536.
8. Тищенко И.С., Золкин В.Н., Тарабрин А.С., Максимов Н.В., Коротков И.Н., Барзаева М.А. Отдаленные результаты инфрангвинальных шунтирований при критической ишемии нижних конечностей // Ангиология и сосудистая хирургия. – 2021. – Т. 27, № 1. – С. 121–127.
9. Cunnane C.V., Cunnane E.M., Moran D.T., Walsh M.T. The presence of helical flow can suppress areas of disturbed shear in parameterized models of an arteriovenous fistula // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. – 2019. – Vol. 35. – e3259.

10. Ding J., Dub Y., Zhao R. Yang Q., Zhu L., Tong Y., Wen C., Wang M. Detection of abnormal wall shear stress and oscillatory shear index via ultrasound vector flow imaging as possible indicators for arteriovenous fistula stenosis in hemodialysis // *Ultrasound in Medicine Biology*. – 2023. – Vol. 49. – P. 1830–1836.
11. Donadoni F., Bonfanti M., Pichardo-Almarza C. An in silico study of the influence of vessel wall deformation on neointimal hyperplasia progression in peripheral bypass grafts // *Medical Engineering and Physics*. – 2019. – Vol. 74. – P. 137–145.
12. Donadoni F., Pichardo-Almarza C., Barlett M. Dardik A., Homer-Vanniasinkam S., Díaz-Zuccarini V. Patient-specific, multi-scale modeling of neointimal hyperplasia in vein grafts // *Frontiers in Physiology*. – 2017. – Vol. 8. – P. 20.
13. Du Y., Goddi A., Bortolotto C., Shen Y., Dell’Era A., Calliada F., Zhu L. Wall shear stress measurements based on ultrasound vector flow imaging. Theoretical studies and clinical examples // *J. Ultrasound Medicine*. – 2020. – Vol. 39. – P. 649–664.
14. Herrington W., Lacey B., Sherliker P., Armitage J., Lewington S. Epidemiology of atherosclerosis and the potential to reduce the global burden of atherothrombotic disease // *Circulation Research*. – 2016. – Vol. 118. – P. 535–546.
15. Hoogendoorn A., Kok A.M., Hartman E.M.J. Multidirectional wall shear stress promotes advanced coronary plaque development: Comparing five shear stress metrics // *Cardiovascular Research*. – 2020. – Vol. 116. – P. 1136–1146.
16. Ivanova Y., Yuhnev A., Tikhomolova L. Dynamics of branching blood flows at artery-bypass junctions with and without tissue overgrowth: patient-specific CFD simulation // *St. Petersburg Polytechnic University Journal. Physics and Mathematics*. – 2023. – Vol. 16, No. 1,2. – P. 349–355.
17. Ivanova Y.F., Tikhomolova L.G., Yuhnev A.D., Smirnov E., Vrabiy A., Suprunovich A., Morozov A., Khubulava G., Vavilov V. Patient-specific simulation of the blood flow in a proximal femoral artery-graft junction // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2021. – Vol. 1959. – P. 1–6.
18. Ivanova Y.F., Yuhnev A.D., Tikhomolova L.G., Smirnov E., Vrabiy A., Suprunovich A., Morozov A., Khubulava G., Vavilov V. Experience of patient-specific CFD simulation of blood flow in proximal anastomosis for femoral-popliteal bypass // *Fluids*. – 2022. – Vol. 7. – P. 314.
19. Jackson M., Wood N.B., Zhao S., Augst A., Wolfe J.H., Gedroyc M.W., Hughes A.D., McG Thom S.A., Xu X.Y. Low wall shear stress predicts subsequent development of wall hypertrophy in lower limb bypass grafts // *Artery Research*. – 2009. – Vol. 3. – P. 32–38.
20. Jia L., Wang L., Wei F., Yu H., Dong H., Wang B., Lu Z., Sun G., Chen H., Meng J., Li B., Zhang R., Bi X., Wang Z., Pang H., Jiang A. Effects of wall shear stress in venous neointimal hyperplasia of arteriovenous fistulae // *Nephrology*. – 2015. – Vol. 20. – P. 335–342.
21. Khrusingkeaw S. Wall shear stress distribution in arteriovenous graft anastomosis using computational fluid dynamics // *International Journal of Pharma Medicine and Biological Sciences*. – 2016. – Vol. 5, No. 1. – P. 71 – 75.
22. Kim Y.H., Kim J.E., Ito Y., Shih A.M., Brott B., Anayiotos A. Hemodynamic analysis of a compliant femoral artery bifurcation model using a fluid structure interaction framework // *Annual Biomedical Engineering*. – 2008. – Vol. 36. – P. 1753–63.
23. Lemson M.S., Tordoir J.H.M., Daemen M.J.A.P., Kitzlaar P.J. Intimal hyperplasia in vascular grafts // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. – 2000. – Vol. 19. – P. 336–350.
24. Li I., Terry C.M., Shiu Y.-T., Cheung A.K. Neointimal hyperplasia associated with synthetic hemodialysis grafts // *Kidney International*. – 2008. – Vol. 74. – P. 1247–1261.
25. Li X., Liu X., Li X., Xu L., Chen X., Liang F. Tortuosity of the superficial femoral artery and its influence on blood flow patterns and risk of atherosclerosis // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. – 2019. – Vol. 18. – P. 883–96.
26. McGah P.M., Leotta D.F., Beach K.W., Riley J.J., Aliseda A.A. A longitudinal study of remodeling in a revised peripheral artery bypass graft using 3D ultrasound imaging and computational hemodynamics // *J. Biomechanical Engineering*. – 2011. – Vol. 133, No. 4. – P. 1–10.
27. Morcos R., Louka B., Tseng A., Misra S., McBane R., Esser H., Shamoun F. The evolving treatment of peripheral arterial disease through guideline directed recommendations // *J. Clinical Medicine*. – 2018. – Vol. 7. – P. 1–9.
28. Morris P.D., Narracott A., von Tengg-Kobligk H., Silva Soto D.A., Hsiao S., Lungu A., Evans P., Bressloff N.W., Lawford P.V., Hose D.R., Gunn J.P. Computational fluid dynamics modelling in cardiovascular medicine // *Heart*. – 2016. – Vol. 102. – P. 18–28.
29. Owens C.D. Adaptive changes in autogenous vein grafts for arterial reconstruction: clinical implications // *Journal of Vascular Surgery*. – 2010. – Vol. 51. – P. 736–746.
30. Poredos P., Cevc M., Blinc A. Characteristics of atherosclerosis in femoropopliteal artery and its clinical relevance // *Atherosclerosis*. – 2021. – Vol. 335. – P. 31–40.
31. Poredos P., Poredos P., Jezovnik M.K. Structure of atherosclerotic plaques in different vascular territories: clinical relevance // *Current Vascular Pharmacology*. – 2018. – Vol. 16. – P. 125–129.
32. Qiu Y., Dong Y., Mao F., Zhang Q., Yang D., Chen K., Shi S., Zuo D., Tian X., Yu L., Wang W.P. High-frame rate vector flow imaging technique: initial application in evaluating the hemodynamic changes of carotid stenosis caused by atherosclerosis // *Frontiers Cardiovascular Medicine*. – 2021. – Vol. 8. – P. 617391.
33. Quicken S., Mees B., Zonnebeld N., Tordoir J., Huberts W., Delhaas T. A realistic arteriovenous dialysis graft model for hemodynamic simulations // *PLoS ONE*. – 2022. – Vol. 17, No. 7. – P. e0269825.
34. Radchenko Y.F., Gataulin Y.A., Yuhnev A.D. Numerical investigation of swirling flow in the graft with a spiral ridge // *Journal of Physics: Conf. Series*. – 2018. – P. 7.
35. Riascos-Bernal D.F. Perking up strategies to control restenosis // *JACC Basic Transl. Sci*. – 2020. – Vol. 5, No. 3. – P. 264–266.
36. Subbotin V.M. Analysis of arterial intimal hyperplasia: Review and hypothesis // *Theoretical Biology and Medical Modelling*. – 2007. – Vol. 4. – P. 1–41.
37. Weinberg P.D. Hemodynamic wall shear stress, endothelial permeability and atherosclerosis - a triad of controversy // *Frontiers Bioengineering Biotechnology*. – 2022. – Vol. 10. – P. 1–29.

38. Wood N., Zhao S., Zambanini A. Curvature and tortuosity of the superficial femoral artery: a possible risk factor for peripheral arterial disease // *Journal of Applied Physiology*. – 2006. – Vol. 101. – P. 1412–1418.
39. Yiu B.Y.S., Lai S.S.M, Yu A.C.H. Vector projectile imaging: time-resolved dynamic visualization of complex flow patterns // *Ultrasound in Medicine and Biology*. – 2014. – Vol. 40, No. 9. – P. 2295–2309.
40. Zhang B., Gu J., Qian M., Niu L., Zhou H., Ghista D. Correlation between quantitative analysis of wall shear stress and intima-media thickness in atherosclerosis development in carotid arteries // *BioMedical Engineering OnLine*. – 2017. – Vol. 16, No. 1. – P. 137.

**Финансирование.** Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 20-65-47018 и технической поддержке ООО «Миндрей Медикал Рус» и ООО «Сонар-Медикал» Результаты были получены с использованием ресурсов СКЦ «Политехнический» СПбПУ.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## STUDY OF THE BLOOD FLOW STRUCTURE IN PERSONALIZED MODELS OF GRAFT BRANCH FROM THE FEMORAL ARTERY

A.D. Yukhnev<sup>1</sup>, A.A. Marinova<sup>1</sup>, E.M. Smirnov<sup>1</sup>, Ya.A. Gataulin<sup>1</sup>, L.G. Tikhomolova<sup>1</sup>, A.A. Vrabiy<sup>2</sup>, A.A. Suprunovich<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russian Federation

<sup>2</sup> Pavlov First St. Petersburg State Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

---

### ARTICLE INFO

Received: 19 September 2023  
Approved: 21 November 2023  
Accepted for publication: 27 November 2023

---

#### Key words:

femoral popliteal bypass, neointima, personalized models, numerical simulation, ultrasound vector flow imaging, wall shear stress

---

### ABSTRACT

The paper presents the methodology and results of calculating the pulsating flow of blood-mimicking fluid in three personalized models of proximal anastomosis of the femoral artery after femoral popliteal bypass surgery performed using synthetic grafts. Personalized models were built based on computed tomography data and ultrasound measurements of blood flow velocity in the common femoral artery and in the graft. The characteristics of the pulsating flow of blood-mimicking fluid were calculated by numerically solving the three-dimensional unsteady Navier-Stokes equations. Comparison of the calculated velocity field obtained for one of the personalized models with clinical measurement data using ultrasonic high-speed vector imaging (applying the *V Flow* technology implemented in the *Mindray* scanner) showed satisfactory agreement of the results. A comparative analysis of the flow structure in two personalized models built for the second patient one and seven months after surgery is given. It was established that the narrowing of the flow sections of the vascular bed, detected after seven months, due to the growth of neointima in the common femoral artery (immediately before the anastomosis) and in the initial section of the graft, led to a significant increase in gradients of the velocity field and the time-averaged wall shear stress (*TAWSS*) in the area of the anastomosis; at the same time, the value of the oscillatory shear index (*OSI*) on the wall throughout the entire anastomosis area decreased. It was also revealed that at a distance of several calibers from the anastomosis, a single-vortex, weakly swirling flow is formed in the graft, the direction of swirl in which is determined by the individual geometry of the anastomosis area.

© PNRPU