

УДК 615.47

Персонализированное численное моделирование гемодинамики аневризмы брюшной аорты: анализ чувствительности к входным граничным условиям*

**Я.В. Федотова¹, Р.Ю. Епифанов¹, И.И. Волкова², М.С. Маус²,
Н.А. Никитин^{1,2}, С.А. Айвазов², М.Ю. Хребтов³, А.А. Карпенко^{1,2},
Р.И. Мулладжанов^{1,3}**

¹*Новосибирский государственный университет*

²*Национальный медицинский исследовательский центр
им. Е.Н. Мешалкина, Новосибирск*

³*Институт теплофизики им. С.С. Кутателадзе СО РАН, Новосибирск*

E-mail: i.antonevich@g.nsu.ru

Выполнен анализ чувствительности моделирования гемодинамики в области аневризмы брюшной аорты к входным граничным условиям. Для трех пациент-специфичных конфигураций с аневризмой была рассчитана гемодинамика с различными пространственными и временными профилями скорости на входе и проведена оценка их влияния на гемодинамические характеристики. В общей сложности было оценено три пространственных (равномерный, параболический и параболический с наложением вторичного потока) и три временных профиля скорости, что привело к девяти случаям для каждой из трех геометрий. Результаты исследования показывают, что влиянием пространственного профиля скорости на входе, в том числе неаксиальными компонентами вектора скорости, можно пренебречь. При этом величина обратного диастолического потока наиболее сильно отражается на решении. Тем не менее, в области аневризмы брюшной аорты не выявлено существенных различий в результатах моделирования для усредненных по сердечному циклу величин напряжения сдвига стенки и скорости. Для распределения колебательного индекса сдвига максимальное отклонение от базового решения достигает ~ 10 %, что также является приемлемым для клинических применений.

Ключевые слова: CFD-моделирование, персонализированная гемодинамика, аневризма брюшной аорты, граничные условия, уравнения Навье – Стокса.

Введение

В настоящее время наблюдается рост числа больных с аневризмами аорты, а наиболее частой локализацией является ее брюшной отдел [1]. Аневризма брюшной аорты

* Исследование поддержано грантом РНФ (проект № 21-15-00091). Развитие вычислительного кода выполнено в рамках государственного задания Института теплофизики СО РАН (FWNS-2022-0009).

(АБА) — это патологическое выпячивание просвета брюшной аорты по сравнению с нормальным диаметром на 50 % или более. Прогрессирование аневризматического расширения сопровождается увеличением нефизиологической нагрузки на ее стенку. Если напряжение становится достаточно большим, аневризма разрывается, что приводит к смерти почти в 90 % случаев. Основным критерием для оценки риска разрыва аневризмы в клинической практике остается максимальный диаметр АБА, однако недавние исследования [2, 3] показали, что существует сильная корреляция между динамикой кровотока и ростом аневризмы. Таким образом, гемодинамические параметры потока в области аневризмы, полученные с помощью методов вычислительной гидродинамики (CFD, computational fluid dynamics), являются перспективными для построения предиктивных моделей роста аневризмы и риска ее разрыва [4].

В последнее время персонализированное CFD-моделирование широко применяется в сердечно-сосудистых исследованиях для анализа динамики кровотока и оценки гемодинамических характеристик, точное измерение которых экспериментальными методами недоступно [5, 6]. В случае аневризматического поражения аорты такие параметры, как напряжение сдвига стенки (WSS, wall shear stress), усредненное по сердечному циклу WSS (TAWSS, time-average wall shear stress), колебательный индекс сдвига (OSI, oscillatory shear index), являются важными маркерами деградации стенки сосуда [7] и роста внутрисосудистого тромба (ILT, intraluminal thrombus) [8], биомеханическая роль которого в росте и разрыве аневризмы остается неясной [9]. В работе [4] было выделено три типа структуры течения в области АБА и на основании данной классификации показано, что тип кровотока со спиральным основным каналом и спиральными вихрями ассоциируется с высоким риском разрыва.

Постановка граничных условий (ГУ) играет решающую роль для пациент-специфичного моделирования и получения количественных оценок гемодинамических характеристик. Методы 4D FLOW MPT (4D PC-MRI) [10] и ультразвуковой доплерографии [11] могут использоваться для измерения скорости кровотока в крупных артериях. Однако прямое применение этих методов для задания входных граничных условий может оказаться некорректным: клинические данные УЗИ позволяют приблизительно измерять временной профиль скорости потока, а измерения 4D FLOW MPT подвержены высокой зашумленности, имеют низкое пространственное разрешение и требуют корректного отображения поперечного профиля скорости на соответствующее сечение реконструированной геометрии [6]. К тому же, из-за практических трудностей физиологические измерения скорости и давления [12] на входах и выходах аорты далеко не всегда доступны, поэтому наиболее распространенным подходом в моделировании гидродинамики сердечно-сосудистой системы по-прежнему является постановка более простых (неперсонализированных) граничных условий. Следовательно, для оценки предсказательной способности CFD-расчетов гемодинамики необходим тщательный анализ чувствительности результатов моделирования к граничным условиям (неопределенностям граничных условий).

Существует большое количество работ, посвященных проблеме выходных граничных условий [13–15]. Для задания ГУ на выходных границах используется несколько постановок: постоянное или изменяющееся во времени давление, измеренное внутрисосудистым датчиком; условие разделения потока; модели Виндкесселя [16] или одномерные модели [17], описывающие циркуляцию крови ниже по потоку. Анализ литературы [17–19] показывает, что наиболее распространенными выходными граничными условиями являются нулевое давление и соотношение расхода выходных потоков, основанное на законе Мюррея [17, 19] или на данных, измеренных *in vivo*. В работе [20] было показано,

что для моделирования гемодинамики аорты влияние различных выходных ГУ значительно только вблизи выходных сечений, а на расстоянии пяти характерных диаметров аорты от выходных границ уже является несущественным.

Оптимальный выбор граничных условий на входе важен с точки зрения стандартизации протокола для персонализированного моделирования гемодинамики аневризмы брюшной аорты. Однако в литературе практически отсутствуют систематизированные результаты анализа чувствительности гемодинамических CFD-расчетов к неопределенностям входных ГУ. Авторы [21] сравнили результаты расчетов для полностью развитого ламинарного (с нулевым градиентом скорости по нормали к поперечному сечению) и спирального входных потоков в области бифуркации сонной артерии. Они обнаружили незначительную разницу в рассчитанных полях скорости, давления и WSS в этой области для двух рассмотренных случаев. В работе [22] была обнаружена незначительная разница между результатами моделирования гемодинамики внутричерепной аневризмы при задании пространственного профиля Уомерсли и равномерного профиля. В некоторых работах [23, 24] использовалось предположение об осевом потоке с продлением геометрии на несколько диаметров перед истинным входом, чтобы поток мог полностью развиваться. Однако поток в аорте на уровне почечных артерий может быть не полностью развит или аксиален [25].

В работе [26] было показано, что для оценки WSS в области аневризмы брюшной аорты достаточно одномерных профилей скорости на входе, но для оценки особенностей спирального течения необходимо использовать трехмерные профили, измеренные с помощью 4D FLOW MPT. В работе [27] проводился стохастический анализ чувствительности расчетов гемодинамики грудной аорты к форме входного сигнала скорости с использованием двух параметров — ударного объема и периода сердечного цикла. Было показано, что TAWSS в области нисходящей аорты очень чувствительны к этим параметрам.

Существует ряд исследований [27–29], выполненных с помощью метода численного моделирования уравнений Навье – Стокса в стационарной и нестационарной постановках, подтверждающих значительную чувствительность распределений давления и гемодинамических характеристик (WSS, TAWSS, OSI, относительное время пребывания (RRT, relative residence time)) в грудной аорте к временным и пространственным изменениям граничных условий на входе. В то же время, результаты моделирования гемодинамики грудной аорты с различными пространственными профилями на входе, представленные в работе [24], свидетельствуют о незначительном влиянии этих изменений на расстоянии более 1,75 входных диаметров от входного сечения.

Таким образом, по приведенным в публикациях данным невозможно сделать однозначный вывод о том, как влияют пространственно-временные изменения входных ГУ на гемодинамические характеристики АБА. В настоящей работе предпринята попытка сосредоточиться на анализе чувствительности моделирования гемодинамики аневризмы брюшной аорты к входным граничным условиям и выполнить оценку их влияния на гемодинамические характеристики.

1. Моделирование гемодинамики аневризмы брюшной аорты: математическая постановка задачи

Уравнения Навье – Стокса, описывающие трехмерное течение крови в недеформируемой области, численно решаются в приближении ньютоновской, несжимаемой и изотермической жидкости. Для моделирования кровотока в области аневризмы брюшной

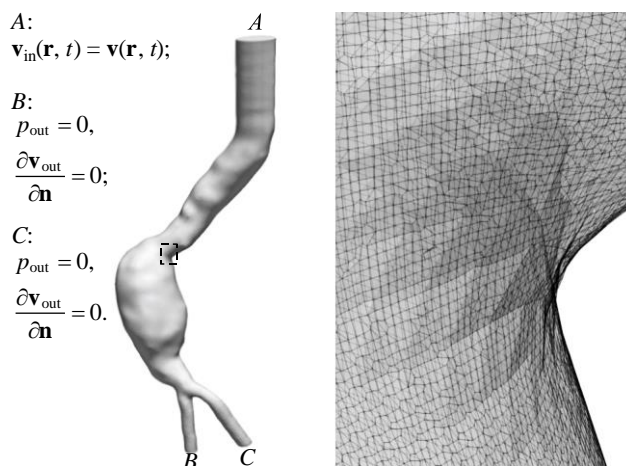


Рис. 1. Область моделирования и граничные условия.
 А — входное сечение, В — выходное сечение левой подвздошной артерии, С — выходное сечение правой подвздошной артерии;
 справа — увеличенное изображение вычислительной сетки для пациент-специфичной геометрии.

аорты это приближение выполняется с хорошей точностью. Неньютоновские эффекты при расчете гемодинамики АБА незначительны, кроме областей, где эритроциты задерживаются в режиме малых скоростей сдвига [30].

Вычислительная область (см. рис. 1) задается трехмерной геометрией просвета аневризмы, реконструированной по КТ-изображениям. Начальное условие для поля скорости внутри области ставится следующим образом:

$$\mathbf{v}|_{t=0} = 0.$$

На жестких стенках просвета задается условие прилипания, на входной границе А — условие типа Дирихле:

$$\mathbf{v}_{in}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{v}(\mathbf{r}, t),$$

где $\mathbf{v}(\mathbf{r}, t)$ — заданный пространственно-временной профиль скорости в поперечном сечении.

В качестве выходных граничных условий задается нулевое редуцированное давление (относительно референсного) для всех анализируемых геометрий. Для скорости ставится вычислительное граничное условие inletOutlet [31], реализованное в пакете OpenFOAM, которое задает нулевой нормальный градиент и нулевую скорость на участках обратного потока. Иногда выпускные ветви аорты удлиняют с целью исключить риск возникновения обратного потока на границе выпуска. Использование упрощенных выходных ГУ (В, С на рис. 1) может быть оправдано, когда масштаб длины (L) в направлении потока намного больше, чем в поперечной плоскости (l).

2. Описание методики

Для анализа чувствительности результатов персонализированного CFD-моделирования к неопределенностям входных граничных условий рассматривались конфигурации АБА трех пациентов с различной длиной проксимальной шеи аорты (рис. 2а–2с), для двух из которых были получены временные профили скорости, измеренные методом ультразвуковой доплерографии. Проксимальная шея аорты определяется как нормальный

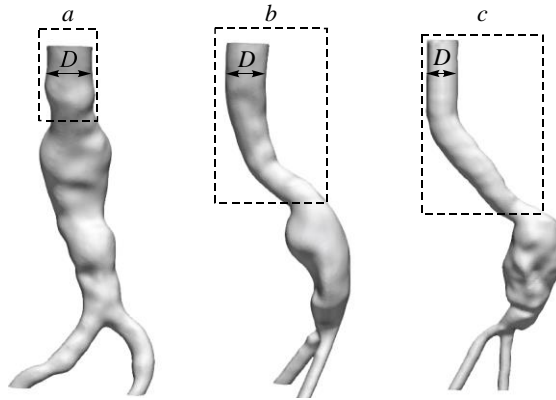


Рис. 2. Конфигурации АБА трех пациентов с различной длиной проксимальной шеи аорты.

$2,5D$ (a), $5D$ (b), $6,5D$ (c), где D — диаметр входного сечения; область проксимальной шеи выделена штриховым контуром.

сегмент аорты между нижней почечной артерией и началом расширения аневризмы. Для каждого из трех пациентов была рассчитана гемодинамика с различными пространственными и временными профилями скорости на входе и проведена оценка их влияния на гемодинамические характеристики. В качестве пространственных профилей использовались: равномерный, параболический и параболический с наложением вторичного потока. Расчеты кровотока в области аневризмы и постобработка результатов были выполнены с помощью разработанного комплекса программ (AAA) для автоматизации персонализированного моделирования гемодинамики АБА (рис. 3).

Комплекс AAA состоит из четырех основных модулей: сегментации КТ-снимков, трехмерной реконструкции поверхностной сетки, построения вычислительной сетки

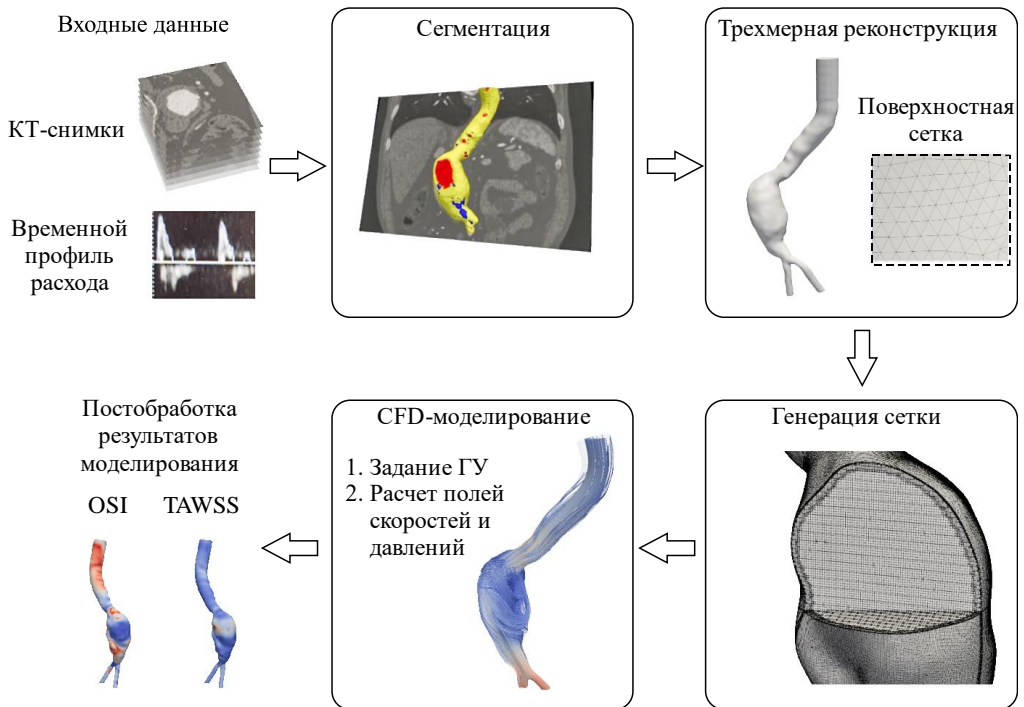


Рис. 3. Структура комплекса программ AAA.

и CFD-расчетов. На вход подаются КТ-снимки с контрастированием, на выходе рассчитываются поля скорости и давления, а также гемодинамические характеристики. Комплекс программ реализован на языке Python с использованием вычислительного кода OpenFOAM (C++) для дискретизации вычислительной области и CFD-расчетов.

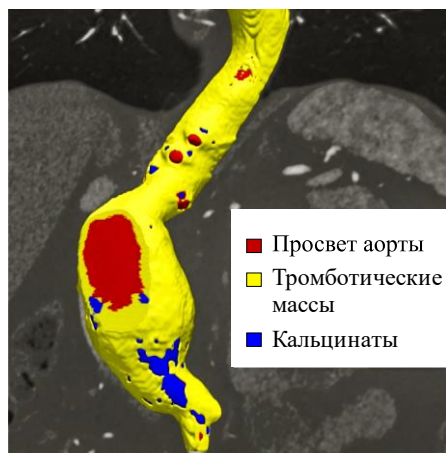
2.1. Комплекс программ ААА

2.1.1. Подготовка пациент-специфичной геометрии

Модуль сегментации контрастированных КТ-изображений построен на основе нейронной сети с архитектурой 3D UNet, обученной на 30-ти КТ-снимках пациентов с аневризмой брюшной аорты [32]. Для обучения нейросети использовался набор данных с независимой экспертной разметкой трех классов: просвета аорты, тромботических масс и кальцинатов (рис. 4). Сегментированные изображения поступают в модуль трехмерной реконструкции геометрии просвета АБА. Автоматическая реконструкция просвета состоит из выполнения нескольких этапов: продление геометрии ветвей аорты (в случае, если длина ветви менее 4 средних диаметров ветви), построение грубой поверхности просвета с помощью алгоритма марширующих кубов, сглаживание с помощью фильтра Таубина и явное изотропное перестраивание поверхностной сетки, а также замыкание реконструированной поверхности граничными плоскостями [33]. При реализации модуля трехмерной реконструкции использовался инструментарий библиотек с открытыми исходными кодами — VTK [34] и VMTK [35].

2.1.2. Моделирование трехмерной гемодинамики

В основе модулей построения расчетной сетки и CFD-расчетов лежит открытый код OpenFOAM и его модификации (C++), а также оболочка Python для автоматизации всей процедуры моделирования. Для построения вычислительной сетки использовался скрипт генерации параметров вычислительной сетки по трехмерной модели, полученной из модуля реконструкции, и код утилит blockMesh и snappyHexMesh [36]. Для построения сетки область с аневризмой разделялась на шестигранные ячейки с помощью утилиты blockMesh, а приближение сетки к поверхности аневризмы и уточнение ее пристеночных слоев выполнялось с помощью утилиты snappyHexMesh. Анализ сеточной сходимости приводится в разделе «Результаты».



Гемодинамика рассчитывалась в приближении жестких стенок. Плотность крови и динамическая вязкость составляли $\rho = 1040 \text{ кг/м}^3$ и $\mu = 0,0035 \text{ кг/(м}\cdot\text{с)}$. Уравнения решались методом конечных объемов. Для дискретизации уравнений по времени использовалась неявная схема Эйлера первого порядка точности, а для пространственных производных применялись схемы второго порядка точности: Gauss Linear, Gauss Upwind, Gauss Linear Orthogonal.

Рис. 4. Классы сегментации: просвет аорты, тромботические массы, кальцинаты.

Для решения систем линейных алгебраических уравнений использовался алгоритм с расщеплением по процессам PIMPLE, который является комбинацией неявных алгоритмов PISO [37] и SIMPLE [38]. Для установления решения рассчитывалось пять сердечных циклов с адаптивным шагом по времени. Для обеспечения устойчивости решения шаг по времени на каждой итерации выбирался таким образом, чтобы в каждой ячейке сетки число Куранта не превышало величины 0,5. На стенке просвета задавалось условие прилипания. Для задания входного профиля могут применяться как встроенные классы OpenFOAM, так и собственные классы граничных условий. По умолчанию использовалось адаптивное к контуру входного сечения распределение Пуазейля (приводится далее на рис. 5*b*), зависящее от времени:

$$u(\mathbf{r}, t) = u_0(t) \left(1 - \left(\frac{\mathbf{r}}{R(\varphi)} \right)^2 \right),$$

где $R(\varphi)$ — зависимость радиуса контура сечения от углового положения φ относительно геометрического центра сечения; зависимость от времени $u_0(t)$ задается либо экспериментально (данные ультразвуковой доплерографии, 4D FLOW MPT), либо по эталонному профилю из литературы. Расчеты проводились на вычислительном кластере ИТ СО РАН.

2.2. Исследование чувствительности к входным граничным условиям

В качестве входных ГУ использовались комбинации трех пространственных и трех временных профилей скорости, что привело к девяти вариантам для каждой из трех пациент-специфичных конфигураций. На рис. 5 показаны исследованные пространственные распределения скорости на входе: равномерный профиль, адаптивное к контуру входного сечения распределение Пуазейля, а также параболический профиль с наложением вторичного потока (secondary flow). Вторичный поток описывается следующими уравнениями [39]:

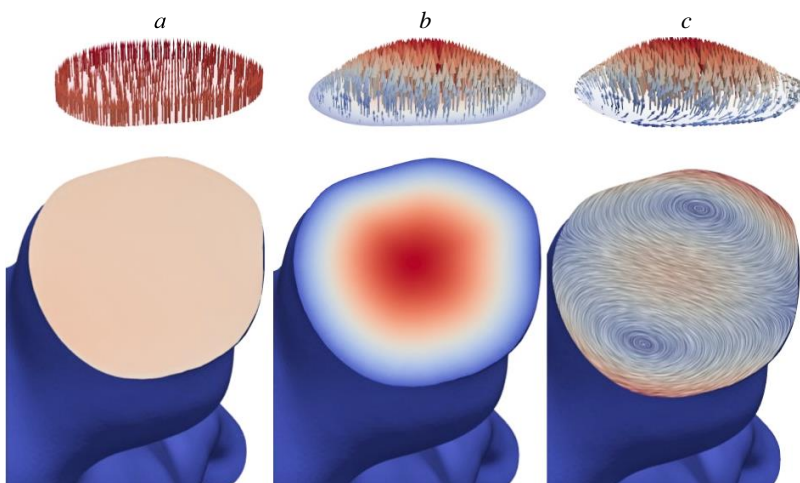


Рис. 5. Пространственные распределения скорости на входе.

a — равномерный профиль, *b* — адаптивное к контуру входного сечения распределение Пуазейля, *c* — параболический профиль с наложением вторичного потока.

$$v(r, \varphi, t) = \frac{k(t)}{8} (r^2 - r_0^2) \sin \varphi,$$

$$w(r, \varphi, t) = \frac{k(t)}{8} (3r^2 - r_0^2) \cos \varphi,$$

где v и w — нормальные и тангенциальные компоненты поперечного вектора скорости \mathbf{v} , r_0 — средний радиус сечения, $k(t)$ — зависимость от времени. Усредненная по времени и по входному сечению скорость вторичного (неаксиального) потока составляла 15 % [28] от средней скорости основного (аксиального) в течение систолических периодов. Несмотря на то, что используемый вторичный поток неточно представлял неосевые компоненты потока в брюшной аорте *in vivo*, он помог оценить важность учета трех-компонентного профиля скорости для задания входных граничных условий.

Временные профили расхода кровотока (область под почечными артериями) показаны на рис. 6. Для двух конфигураций АБА с длиной шеи $2,5D$ и $5D$ (см. рис. 2) были доступны данные ультразвуковой доплерографии (пациент-специфичные профили 1 и 2). Зависимость, представленная в работе [40], была получена путем одномерного моделирования кровотока здорового пациента. Зависимость, описанная в работе [41], является результатом измерения с помощью 4D FLOW MPT у пациента с АБА. Сравнимые временные профили для каждой из геометрий были оцифрованы, сглажены и масштабированы по расходу и периоду сердечного цикла в соответствии с параметрами, представленными в табл. 1. Характерное число Рейнольдса, построенное по входному гидравлическому диаметру $< D_r > \sim 2$ см и максимальной в течение сердечного цикла входной скорости ($\sim 0,3$ м/с), составило $Re \approx 1783$.

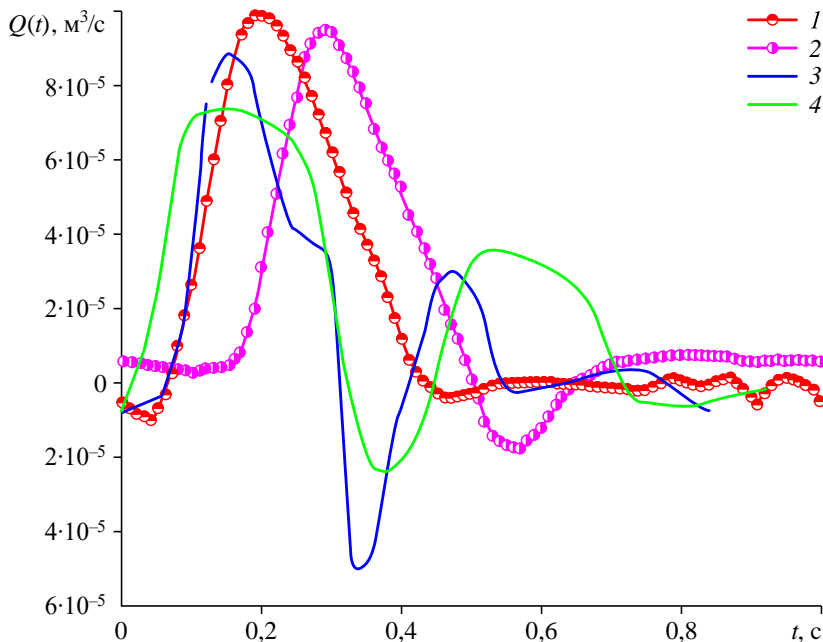


Рис. 6. Временные зависимости объемного расхода кровотока за сердечный цикл.
Данные работ [40] (1), [41] (2) и результаты, полученные для пациент-специфичных профилей 1 (3) и 2 (4).

Таблица 1

Параметры масштабирования по расходу и периоду
для рассмотренных конфигураций АБА

Конфигурация АБА	Период сердечного цикла T , с	Объемный расход Q , л/мин
$2,5D$	0,84	0,8
$5D$	0,92	0,9
$6,5D$	1	1,14

Влияние входных ГУ оценивалось по распределениям осредненной за сердечный цикл скорости $\langle U \rangle$, TAWSS и OSI. Осредненные за сердечный цикл пристеночные касательные напряжения TAWSS определяются следующим образом:

$$\text{TAWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |\text{WSS}| dt.$$

Распределение индекса колебаний касательных напряжений OSI представляет собой скалярное поле, которое показывает изменение направления пристеночных касательных напряжений во время сердечного цикла:

$$OSI = 0,5 \left[1 - \left(\frac{\int_0^T \text{WSS} dt}{\int_0^T |\text{WSS}| dt} \right) \right].$$

Его значение изменяется от 0 до 0,5, где 0 соответствует однонаправленному течению, а 0,5 — полностью осциллирующему потоку.

3. Результаты

3.1. Сеточная сходимость

Для оценки сеточной сходимости были проведены расчеты типичной конфигурации аневризмы брюшной аорты с использованием набора из четырех последовательно сгущающихся сеток, которые строились в несколько этапов: построение грубой структурированной сетки, сгущение ячеек вблизи стенки аорты, привязка грубой сетки к поверхности и добавление уточняющих призматических слоев, прилегающих к поверхности стенки аорты. При этом варьировалось число шестигранных ячеек грубой сетки, а также число призматических слоев в пристенных областях сетки № 3 (см. табл. 1). Сетки аорты состояли из 1, 2,6, 5,4, 12,3 млн ячеек соответственно. В табл. 2 приведены величины усредненной по всем ячейкам сетки скорости $\langle U \rangle$, полученные при различном сеточном разрешении. Вычисленные средние скорости различались примерно на 2,5 % между сетками № 1 (грубая) и № 2 и на 0,1 % — между сетками № 3 и № 4. На рис. 7 представлены продольные срезы полей скорости $\langle U \rangle$, усредненной по сердечному циклу. Видно, что линии тока полностью совпадают, начиная с разрешения сетки 5,4 млн ячеек (№ 3), при этом решения для сеток № 2 и № 3 мало отличаются.

Таблица 2

Средние скорости $\langle U \rangle$ для различного разрешения сеток

Сетка	Количество ячеек	Усредненная по пространству величина $\langle U \rangle$, м/с
№ 1	1 млн ячеек	0,05189
№ 2	2,6 млн ячеек	0,05324
№ 3	5,4 млн ячеек	0,05351
№ 4	12,3 млн ячеек	0,05359

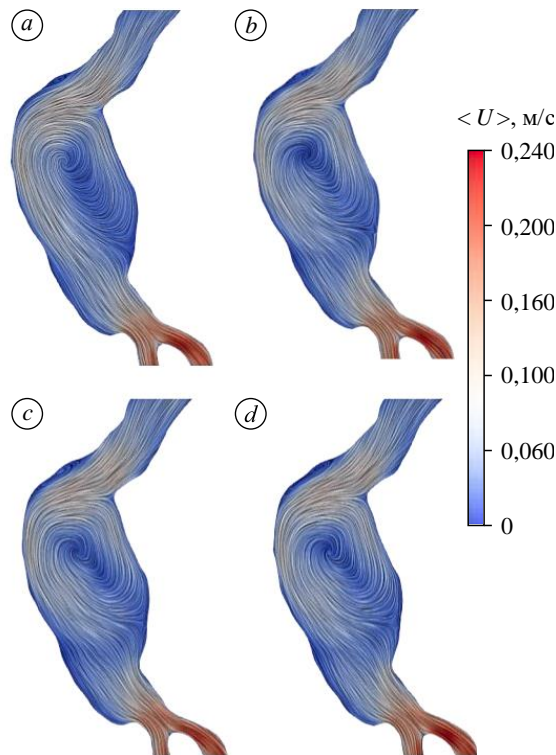


Рис. 7. Продольный срез поля $\langle U \rangle$ для сеток с разрешением 1 млн ячеек (a), 2,6 млн ячеек (b), 5,4 млн ячеек (c), 12,3 млн ячеек (d).

Для определения необходимого числа слоев в пристенных областях дополнительно строились сетки, содержащие 3,5 (№ 5) и 3,8 (№ 6) млн ячеек с тремя и четырьмя слоями уточнения вблизи стенки просвета соответственно. Для сопоставления результатов рассчитанные на сетке с 3,8 млн ячеек поля были интерполированы на сетку с 3,5 млн ячеек. На рис. 8 и 9 приведены для сравнения распределения TAWSS и OSI для сеток с 3,5 млн ячеек (рис. 8a, 9a) и с 3,8 млн ячеек (рис. 8b, 9b), а также абсолютная разность соответствующих распределений, нормированная на их полусумму (рис. 8c, 9c). Среднее отклонение для полей TAWSS и OSI полученных численных решений составляет около 5 %. Таким образом, трех слоев уточнения достаточно для расчета распределений усредненных пристеночных напряжений и индекса колебаний сдвига. Оптимальное число ячеек для типичной конфигурации, необходимое для сеточной сходимости, составляет порядка 5 миллионов.

3.2. Влияние входных граничных условий

Характерная структура кровотока в аневризме брюшной аорты для различных входных граничных условий представлена на рис. 10 (конфигурация с длиной шеи $6,5D$). Поскольку персонализированные измерения для данного случая были недоступны, использовались временные профили из работ [40, 41], а также пациент-специфичный профиль 1, которые были масштабированы с периодом сердечного цикла $T = 1$ с и объемным расходом кровотока $Q = 1,14$ л/мин. На рис. 10 представлены для сравнения

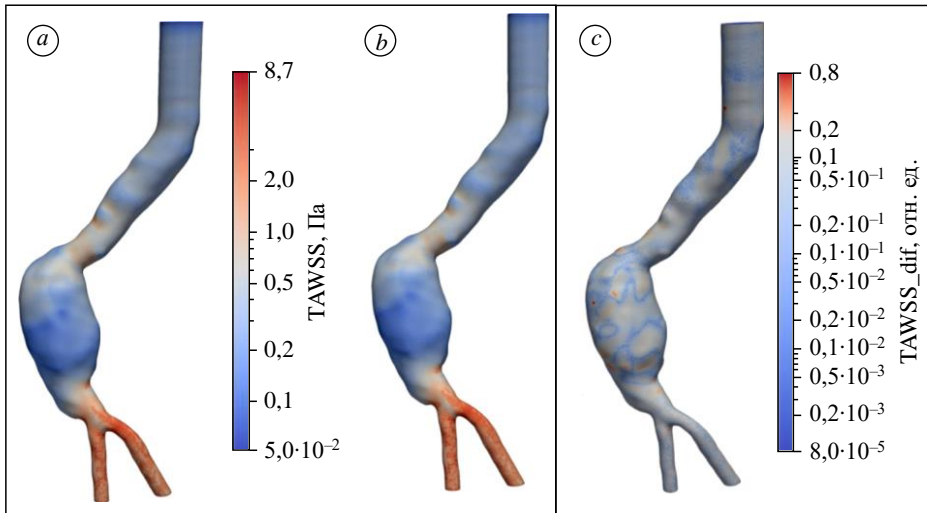


Рис. 8. Распределение TAWSS для сеток № 5 (3 слоя) (a), № 6 (4 слоя) (b) и их абсолютная разность в относительных единицах для соответствующих сеток (c).

усредненные по сердечному циклу линии тока для расчетов с различными пространственно-временными распределениями на входе, видно, что структура кровотока полностью идентична на расстоянии более трех входных диаметров (D) от входного сечения. Структура течения в области расширения представляет собой ускоренный основной поток и зону рециркуляции жидкости. На распределение скорости в области аневризмы брюшной аорты наибольшее влияние оказывают различные временные профили расхода кровотока. Поскольку расход и период в ходе расчетов оставались фиксированными, можно заключить, что решение чувствительно к величине диастолического обратного потока. Диастолический обратный поток представляет собой обратный поток крови, соответствующий фазе расслабления сердечной мышцы.

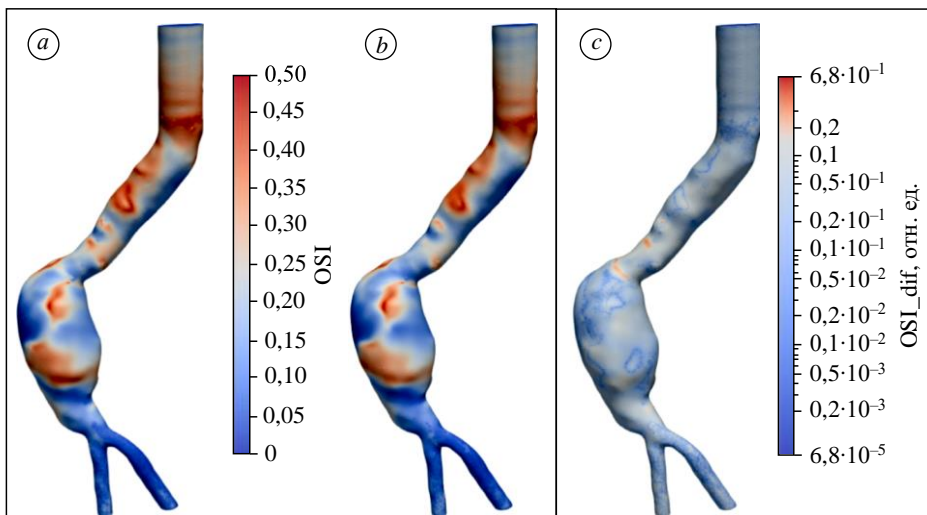


Рис. 9. Распределение OSI для сеток № 5 (3 слоя) (a) и № 6 (4 слоя) (b) и их абсолютная разность в относительных единицах для соответствующих сеток (c).

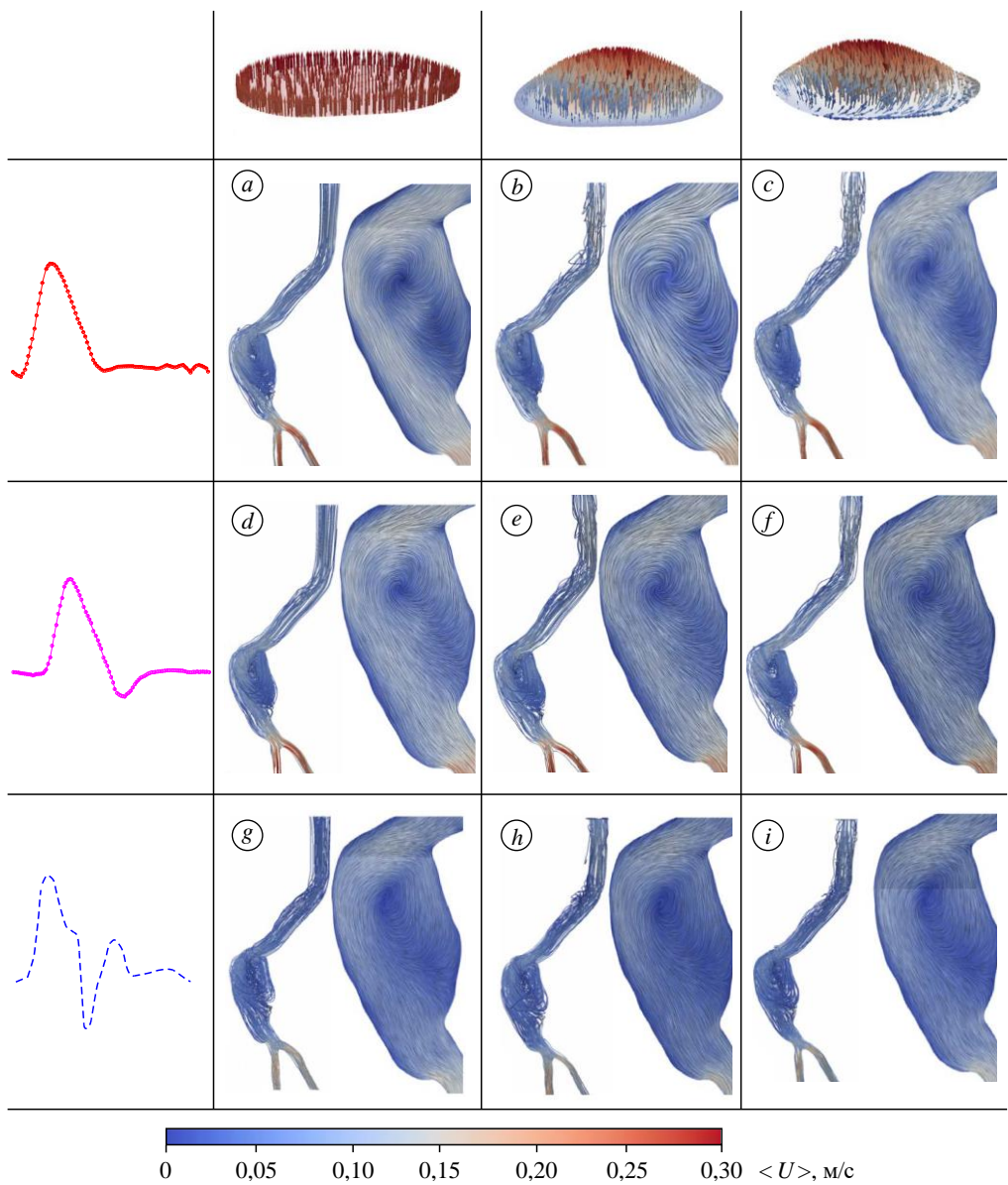


Рис. 10. Усредненные по сердечному циклу поля скорости, полученные в исследованиях [41] (a–c), [40] (d–f), а также пациент-специфичный профиль 1 (g–i).
Графики слева (сверху вниз соответственно) — временные профили из работ [41], [40], а также пациент-специфичный профиль 1.

Зоны с пониженными значениями TAWSS и высокими значениями OSI ассоциируются с высоким риском разрыва аневризмы [2, 3]. На рис. 11 приведены для сравнения поля TAWSS_dif для восьми комбинаций граничных условий. TAWSS_dif представляют собой абсолютную разность (в отн. ед.) распределений TAWSS, нормированную на их полусумму, для каждого из восьми расчетов и базового варианта решения с параболическим пространственным распределением и пациент-специфичной зависимостью от времени 1. Величина TAWSS имеет низкую чувствительность к входным граничным условиям, ее максимальное отклонение относительно базового решения не превышает 0,009 % для всех комбинаций граничных условий. При этом влияние временного профиля является

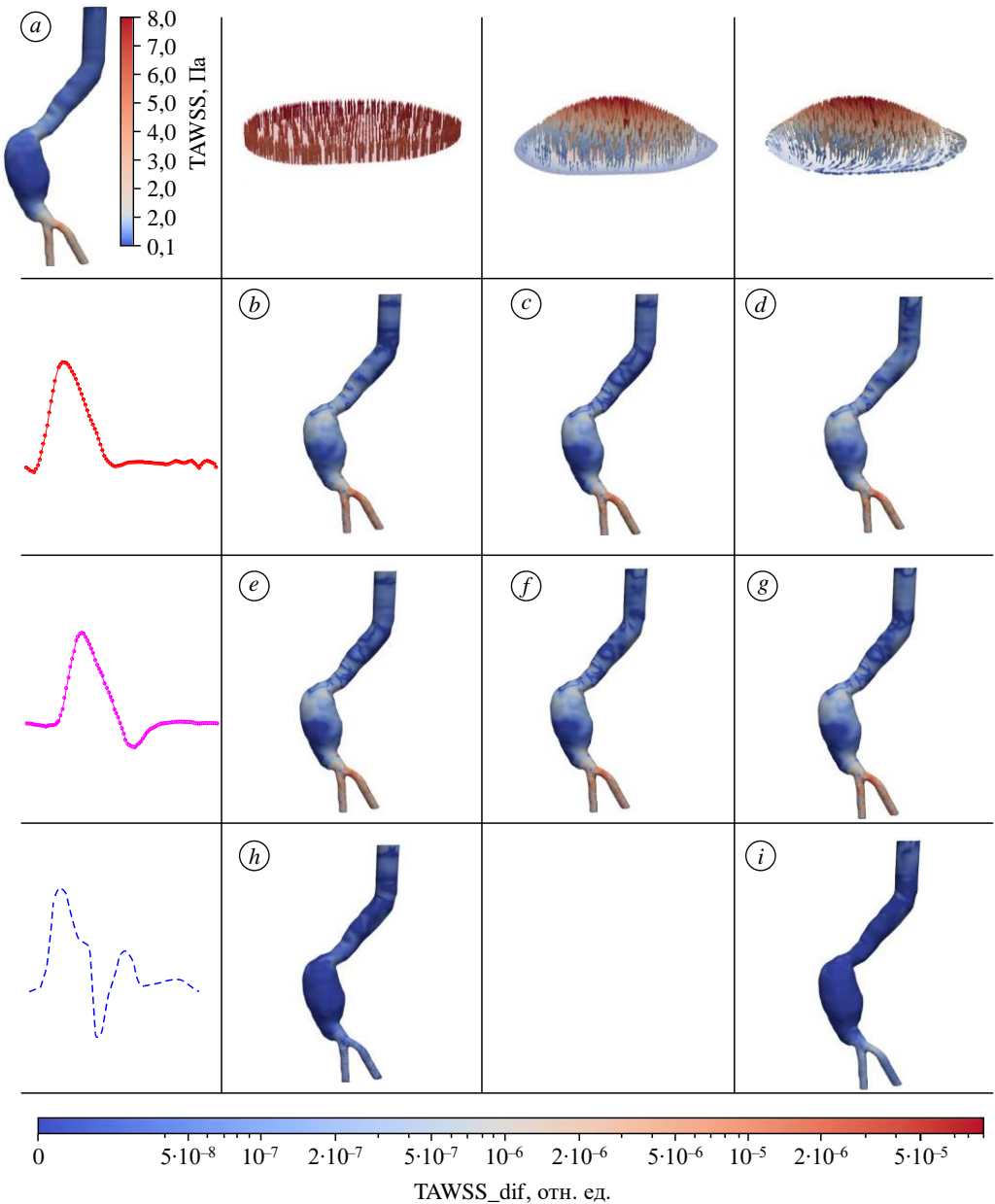


Рис. 11. Распределения TAWSS: разность полей ($b-i$) относительно расчета с параболическим профилем и пациент-специфичным профилем 1 (a).

Графики слева (сверху вниз соответственно) — временные профили из работ [41], [40], а также пациент-специфичный профиль 1;

$b-d$, $e-g$ — соответственно данные работ [41] и [40], h , i — пациент-специфичный профиль 1.

более существенным по сравнению с пространственным распределением скорости на входном сечении. Аналогичным образом на рис. 12 представлены поля OSI в различных проекциях. Пространственный профиль входной скорости оказывает влияние на распределение OSI лишь на расстоянии менее $3D$ от входного сечения аорты, при этом численные решения с параболическим профилем и с наложением вторичного потока менее отличаются друг от друга по сравнению с равномерным профилем при фиксированной

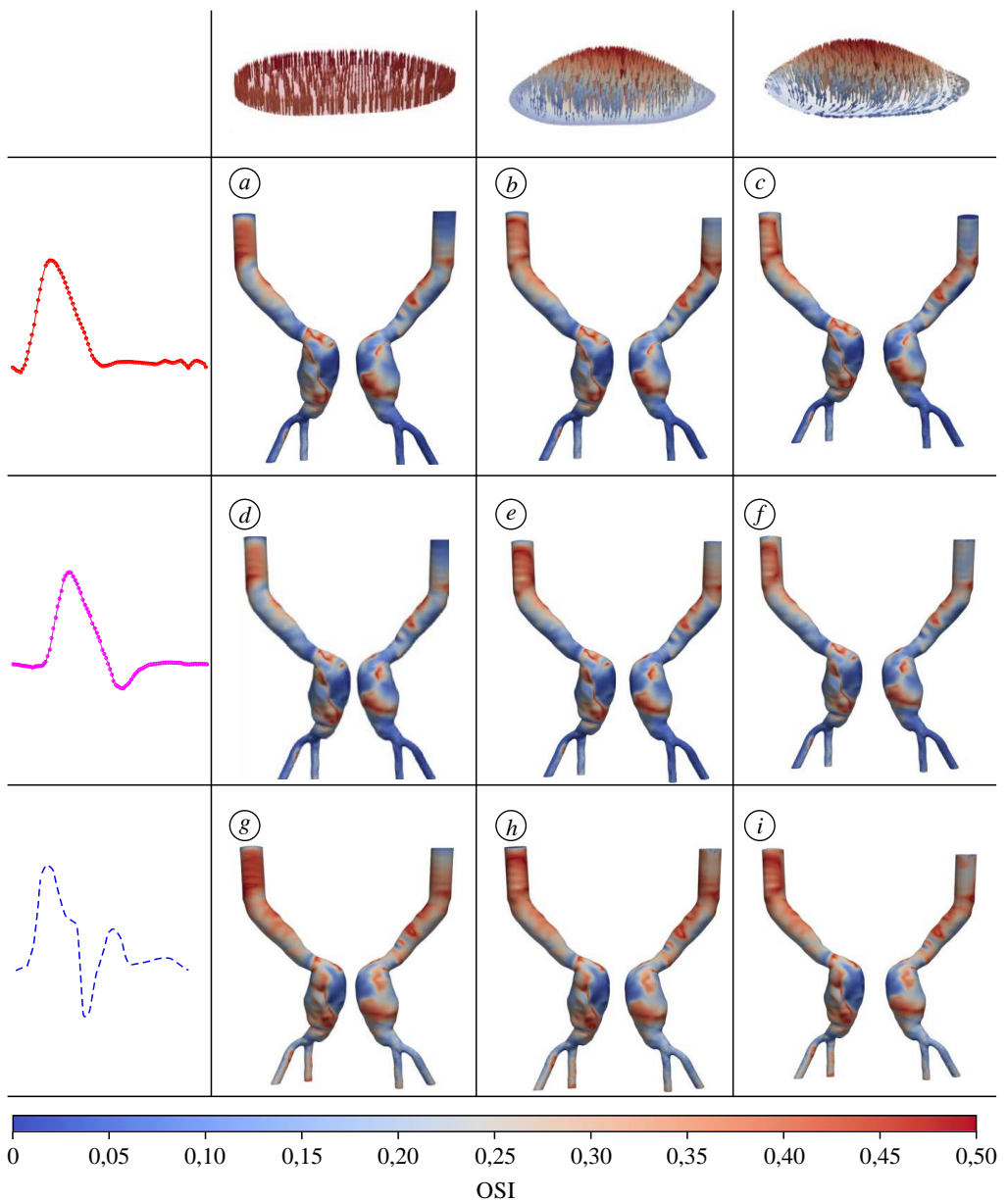


Рис. 12. Распределения OSI для различных проекций.

Графики слева (сверху вниз соответственно) — временные профили из работ [41], [40],
а также пациент-специфичный профиль 1;

a–c, d–f — соответственно данные работ [41] и [40], *g–i* — пациент-специфичный профиль 1.

временной зависимости расхода. В области аневризмы существенное влияние на OSI оказывает только форма временного профиля.

Для того, чтобы проанализировать чувствительность результатов моделирования к входным ГУ для различных геометрий, дополнительно были рассчитаны две конфигурации с персонализированными измерениями временного профиля скорости. Временные зависимости для каждой из двух конфигураций были масштабированы по периоду и объемному расходу в соответствии с данными ультразвуковой доплерографии. На рис. 13 представлено распределение среднеквадратичного отклонения относительно

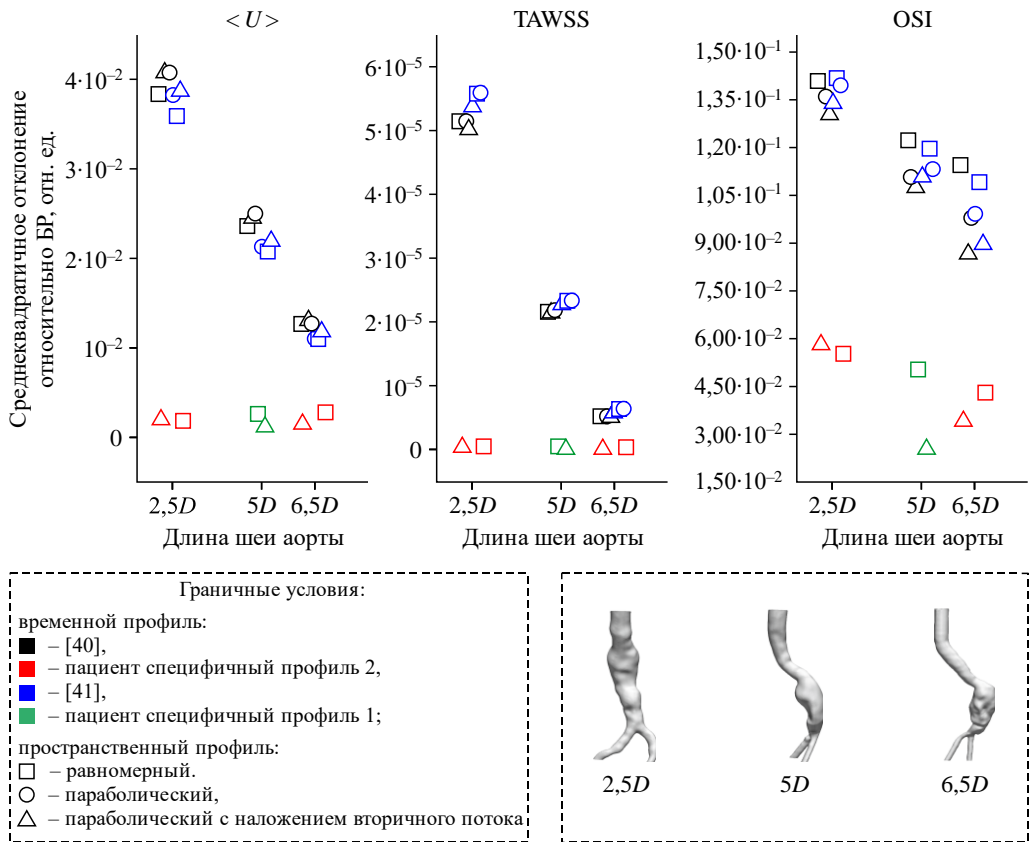


Рис. 13. Среднее квадратичное отклонение относительно базового решения полей $\langle U \rangle$, TAWSS, OSI в относительных единицах (нормировка на полусумму сравниваемых распределений) для конфигураций с различной длиной шеи аорты.

базового решения полей $\langle U \rangle$, TAWSS, OSI от различных комбинаций входных ГУ для трех пациент-специфичных геометрий с различной длиной шеи аорты. Среднеквадратичное отклонение RSS относительно базового решения для поля F в относительных единицах определяется как

$$RSS = \sqrt{\sum_i \left(\frac{F'_i - F_i}{0,5 \cdot (F'_i + F_i)} \right)^2 \frac{S_i}{S_\Omega}},$$

где F'_i , F_i — рассчитанное поле F в i -й ячейке для базового и сравниваемого вариантов решения, S_i — мера i -й ячейки, S_Ω — площадь/объем всей вычислительной области.

В качестве базового варианта решения для каждой из конфигураций был принят расчет с параболическим профилем и соответствующей ей пациент-специфичной временной зависимостью. Как видно из графиков, форма временного профиля (а именно, величина диастолического обратного потока) вносит наибольший вклад в разброс отклонения для полей $\langle U \rangle$, TAWSS, OSI. Максимальный разброс отклонения от базового решения для аорты с длиной шеи 2,5D составляет ~ 1 , $\sim 0,01$ и $\sim 10\%$ для $\langle U \rangle$, TAWSS и OSI соответственно. С увеличением длины шеи аорты (2,5D, 5D и 6,5D, рис. 13) максимальный разброс отклонения относительно базового решения для каждого из полей $\langle U \rangle$, TAWSS, OSI значительно уменьшается, и для длины шеи аорты 6,5D выбор входных ГУ

играет второстепенную роль. Влиянием пространственного профиля, в том числе неосевыми компонентами вектора скорости на входе, можно пренебречь. Наименее чувствительными к входным ГУ оказались распределения TAWSS, в то время как величина OSI является наиболее чувствительным параметром к пространственному и временному профилям входных ГУ, разброс отклонения относительно базового решения для пространственного профиля скорости (фиксированная временная зависимость) составляет около $\sim 1\%$, а разброс отклонения относительно базового решения для различных расходов (фиксированный пространственный профиль) может достигать $\sim 10\%$.

Заключение

В настоящей работе проведена оценка влияния пространственно-временного профиля скорости на входе на расчетные величины $\langle U \rangle$, TAWSS, OSI для конфигураций аневризмы брюшной аорты с различными длинами проксимальной шеи. Как показало проведенное исследование, влиянием пространственного профиля на входе, в том числе неаксиальными компонентами вектора скорости, можно пренебречь, причем чувствительность решения быстро уменьшается с ростом длины проксимальной шеи аорты. Величина обратного диастолического потока имеет наиболее значимое влияние на решение. Тем не менее, в области АБА не выявлено существенных различий в результатах моделирования для величин TAWSS и $\langle U \rangle$. Для распределения OSI максимальное отклонение относительно базового решения достигает $\sim 10\%$, что также является приемлемым для клинических применений, хотя при наличии правильнее использовать персонализированные профили расхода. Таким образом, установлено, что различные пространственно-временные распределения входного потока существенно не влияют на усредненные гемодинамические характеристики и могут быть использованы для дальнейших расчетов при условии, что длина проксимальной шеи аорты превышает $2,5D$.

Список литературы

1. Хубулава Г.Г., Светликов А.В. Роль внутрисосудистого тромба аневризмы брюшной аорты в ее прогрессировании и разрыве // Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. 2015. Т. 57, №. 6. С. 4–8.
2. Arzani A., Shadden S.C. Characterizations and correlations of wall shear stress in aneurysmal flow // J. of Biomechanical Engng. 2016. Vol. 138, No. 1. P. 014503-1–014503-10.
3. Mutlu O., Salman H.E., Al-Thani H., El-Menyar A., Qidwai U.A., Yalcin H.C. How does hemodynamics affect rupture tissue mechanics in abdominal aortic aneurysm: Focus on wall shear stress derived parameters, time-averaged wall shear stress, oscillatory shear index, endothelial cell activation potential, and relative residence time // Computers in Biology and Medicine. 2023. P. 106609-1–106609-13.
4. Qiu Y., Wang J., Zhao J., Wang T., Zheng T., Yuan D. Association between blood flow pattern and rupture risk of abdominal aortic aneurysm based on computational fluid dynamics // European J. of Vascular and Endovascular Surgery. 2022. Vol. 64, No. 2–3. P. 155–164.
5. Takehara Y. 4D flow when and how? // La Radiologia Medica. 2020. Vol. 125, No. 9. P. 838–850.
6. Soudah Prieto E. Computational fluid dynamics indicators to improve cardiovascular pathologies: dis. Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). 2016. 153 p.
7. Trenti C., Ziegler M., Bjarnegård N., Ebberts T., Lindenberg M., Dyverfeldt P. Wall shear stress and relative residence time as potential risk factors for abdominal aortic aneurysms in males: a 4D flow cardiovascular magnetic resonance case-control study // J. of Cardiovascular Magnetic Resonance. 2022. Vol. 24, No. 1. P. 1–12.
8. Qiu Y., Wang Y., Fan Y., Peng L., Liu R., Zhao J., Zheng T. Role of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm ruptures: A hemodynamic point of view // Medical physics. 2019. Vol. 46, No. 9. P. 4263–4275.
9. Michael M. 4D flow MRI // J. of Magnetic Resonance Imaging. 2012. Vol. 36, No. 5. P. 1015–1036.
10. Fraser K.H., Meagher S., Blake J.R., Easson W.J., Hoskins P.R. Characterization of an abdominal aortic velocity waveform in patients with abdominal aortic aneurysm // Ultrasound in Medicine & Biology. 2008. Vol. 34, No. 1. P. 73–80.

11. Василевский Ю.В., Симаков С.С., Гамилов Т.М., Саламатова В.Ю., Добросердова Т.К., Копытов Г.В., Шинилов А.А. Персонализация математических моделей в кардиологии: трудности и перспективы // Компьютерные исследования и моделирование. 2022. Т. 14, №. 4. С. 911–930.
12. Pirola S., Cheng Z., Jarral O.A., O'Regan D.P., Pepper J.R., Athanasiou T., Xu X.Y. On the choice of outlet boundary conditions for patient-specific analysis of aortic flow using computational fluid dynamics // J. of Biomechanics. 2017. Vol. 60. P. 15–21.
13. Gallo D., De Santis G., Negri F., Tresoldi D., Ponzini R., Massai D., Morbiducci U. On the use of in vivo measured flow rates as boundary conditions for image-based hemodynamic models of the human aorta: implications for indicators of abnormal flow // Annals of Biomedical Engng. 2012. Vol. 40. P. 729–741.
14. Morbiducci U., Gallo D., Massai D., Consolo F., Ponzini R., Antiga L., Redaelli A. Outflow conditions for image-based hemodynamic models of the carotid bifurcation: implications for indicators of abnormal flow // J. of Biomechanical Engng. 2010. Vol. 132, No. 9. P. 091005–1–091005-11.
15. Youssefi P., Gomez A., Arthurs C., Sharma R., Jahangiri M., Alberto Figueroa C. Impact of patient-specific inflow velocity profile on hemodynamics of the thoracic aorta // J. of Biomechanical Engng. 2018. Vol. 140, No. 1. P. 011002-1–011002-14.
16. Janiga G., Berg P., Sugiyama S., Kono K., Steinman D.A. The computational fluid dynamics rupture challenge 2013. Phase I: Prediction of rupture status in intracranial aneurysms // Am J. Neuroradiology. 2013. Vol. 36. P. 530–536.
17. Vassilevski Y., Olshanskii M., Simakov S., Kolobov A., Danilov A. Personalized computational hemodynamics: models, methods, and applications for vascular surgery and antitumor therapy. Academic Press, 2020. 280 p.
18. Fuchs A., Berg N., PrahL Wittberg L. Pulsatile aortic blood flow — a critical assessment of boundary conditions // J. of Engng and Sci. in Medical Diagnostics and Therapy. 2021. Vol. 4, No. 1. P. 011002-1–011002-12.
19. McElroy M., Keshmiri A. Impact of using conventional inlet/outlet boundary conditions on haemodynamic metrics in a subject-specific rabbit aorta // Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H. J. of Engng in Medicine. 2018. Vol. 232, No. 2. P. 103–113.
20. Murray C.D. The physiological principle of minimum work. I. The vascular system and the cost of blood volume // Proceedings of the National Academy of Sci. 1926. Vol. 12, No. 3. P. 207–214.
21. Madhavan S., Kemmerling E.M.C. The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow // Biomedical Engng Online. 2018. Vol. 17, No. 1. P. 1–20.
22. Moyle K.R., Antiga L., Steinman D. A. Inlet conditions for image-based CFD models of the carotid bifurcation: is it reasonable to assume fully developed flow? // ASME. J Biomech Engng. 2006. Vol. 128, No. 3. P. 371–379.
23. Marzo A., Singh P., Reymond P., Stergiopoulos N., Patel U., Hose R. Influence of inlet boundary conditions on the local haemodynamics of intracranial aneurysms // Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engng. 2009. Vol. 12, No. 4. P. 431–444.
24. Les A.S., Shadden S.C., Figueroa C.A., Park J.M., Tedesco M.M., Herfkens R.J. Quantification of hemodynamics in abdominal aortic aneurysms during rest and exercise using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics // Annals of Biomedical Engng. 2010. Vol. 38. P. 1288–1313.
25. Houston J.G., Gandy S.J., Sheppard D.G., Dick J.B., Belch J.J., Stonebridge P.A. Two-dimensional flow quantitative MRI of aortic arch blood flow patterns: Effect of age, sex, and presence of carotid atheromatous disease on prevalence of spiral blood flow // J. of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the Intern. Society for Magnetic Resonance in Medicine. 2003. Vol. 18, No. 2. P. 169–174.
26. Hardman D., Semple S.I., Richards J.M., Hoskins P.R. Comparison of patient-specific inlet boundary conditions in the numerical modelling of blood flow in abdominal aortic aneurysm disease // Intern. J. for Numerical Methods in Biomedical Engng. 2013. Vol. 29, No. 2. P. 165–178.
27. Mariotti A., Boccadifuoco A., Celi S., Salvetti M. V. Hemodynamics and stresses in numerical simulations of the thoracic aorta: Stochastic sensitivity analysis to inlet flow-rate waveform // Computers & Fluids. 2021. Vol. 230. P. 105–123.
28. Morbiducci U., Ponzini R., Gallo D., Bignardi C., Rizzo G. Inflow boundary conditions for image-based computational hemodynamics: impact of idealized versus measured velocity profiles in the human aorta // J. of Biomechanics. 2013. Vol. 46, No. 1. P. 102–109.
29. Bozzi S., Morbiducci U., Gallo D., Ponzini R., Rizzo G., Bignardi C., Passoni G. Uncertainty propagation of phase contrast-MRI derived inlet boundary conditions in computational hemodynamics models of thoracic aorta // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engng. 2017. Vol. 20, No. 10. P. 1104–1112.
30. Arzani A. Accounting for residence-time in blood rheology models: do we really need non-Newtonian blood flow modelling in large arteries? // J. of The Royal Soc. Interface. 2018. Vol. 15, No. 146. P. 20180486-1–20180486-10.
31. Greenshields C. OpenFOAM v9 User Guide // URL: <https://cfd.direct/openfoam/user-guide>. 2019.
32. Fedotova Y.V., Epifanov R.U., Karpenko A.A., Mullyadzhyanov R.I. Automatically hemodynamic analysis of AAA from CT images based on deep learning and CFD approaches // J. of Physics: Conf. Series. IOP Publishing. 2021. Vol. 2119, No. 1. P. 012069-1–012069-6.

33. Wheeler G., Deng S., Toussaint N., Pushparajah K., Schnabel J.A., Simpson J.M., Gomez A. Virtual interaction and visualisation of 3D medical imaging data with VTK and Unity // Healthcare Technology Letters. 2018. Vol. 5, No. 5. P. 148–153.
34. VTK — The Visualization Toolkit [Электронный ресурс. URL: <https://vtk.org/> (дата обращения: 14.03.2024).
35. Antiga L., Ene-Iordache B., Remuzzi A. Centerline computation and geometric analysis of branching tubular surfaces with application to blood vessel modeling // Intern. Conf. in Central Europe on Computer Graphics and Visualization. 2003. 4 p.
36. Jasak H. OpenFOAM: A C++ library for complex physics simulations // Intern. Workshop on Coupled Methods in Numerical Dynamics. 2007. Vol. 1000. P. 1–20.
37. Issa R.I. Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting // J. of Computational Physics. 1986. Vol. 62, No. 1. P. 40–65.
38. Wang H., Gao F., Zhou P., Zhai Z.J. Literature review on pressure–velocity decoupling algorithms applied to built-environment CFD simulation // Building and Environment. 2018. Vol. 143. P. 671–678.
39. Detra R.W. The secondary flow in curved pipes: dis. ETH Zurich. 1953. 50 p.
40. Olufsen M.S., Peskin C.S., Kim W.Y., Pedersen E.M., Nadim A., Larsen J. Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions // Annals of Biomedical Engng. 2000. Vol. 28. P. 1281–1299.
41. Les A.S., Yeung J.J., Schultz G.M., Herfkens R.J., Dalman R.L., Taylor C.A. Supraceliac and infrarenal aortic flow in patients with abdominal aortic aneurysms: mean flows, waveforms, and allometric scaling relationships // Cardiovascular Engng and Technology. 2010. Vol. 1. P. 39–51.

*Статья поступила в редакцию 14 апреля 2023 г.,
после доработки — 20 октября 2023 г.,
принята к публикации 21 ноября 2023 г.*