

УДК 51-76, 612.133  
DOI: 10.15372/PMTF202415540

# О НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ГРАНИЧНЫХ УСЛОВИЙ И МОДЕЛИ МАТЕРИАЛА ДЛЯ ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ: КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ РАЗОРВАВШЕЙСЯ ВЕРЕТЕНООБРАЗНОЙ АНЕВРИЗМЫ СОСУДОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Ю. О. Куюнова, А. К. Хе, К. С. Овсянников\*, А. В. Дубовой\*,  
А. П. Чупахин, Д. В. Паршин

Институт гидродинамики им. М. А. Лаврентьева СО РАН, Новосибирск, Россия

\*Федеральный центр нейрохирургии, Новосибирск, Россия

E-mails: july9696@mail.ru, alekhe@hydro.nsc.ru, k\_ovsyannikov@neuronsk.ru,  
a\_dubovoy@neuronsk.ru, chupakhin@hydro.nsc.ru, parshin@hydro.nsc.ru

Численно исследовано влияние различных индивидуальных и фантомных граничных условий на результаты предоперационного численного моделирования гемодинамики венеренообразной аневризмы сосудов головного мозга. Обнаружено, что учет индивидуальных механических свойств ткани аневризмы влияет на результаты прогнозирования статуса аневризмы, но не влияет на прогнозирование зоны разрыва, которую можно обнаружить с помощью CFD-подхода в предположении жестких стенок с фантомными граничными условиями и с условием максимума касательных напряжений на стенке в качестве критерия определения зоны разрыва.

**Ключевые слова:** церебральная аневризма, зона разрыва, статус аневризмы, начальные данные, вычислительная гемодинамика, FSI-моделирование

**Введение.** Механические свойства церебральной аневризмы играют важную роль в определении ее динамики, точнее, ее разрыва или стабилизации. Поскольку ткани человека имеют большое количество параметров, персонализированная медицина становится все более распространенной во многих клинических процедурах [1]. Необходимо разработать методы, позволяющие хирургам принять соответствующее решение в течение промежутка времени, который является клинически целесообразным для данного пациента. Поскольку большинство нейрохирургических методов лечения являются дорогостоящими, а цена ошибки — жизнь пациента, необходимость выполнения предоперационного моделирования становится очевидной. Необходимость такого моделирования дополнительно обусловлена возможностью послеоперационных осложнений, риск которых согласно статистике сопоставим с риском разрыва аневризм головного мозга. Это, в свою очередь, требует оценки целесообразности хирургического вмешательства. Предоперационное моделирование позволяет избежать излишнего лечения и, следовательно, послеоперационных осложнений. В последнее десятилетие численные расчеты считаются лучшим методом прогнозирования

Численное моделирование и обработка клинических данных проведены при финансовой поддержке Российского научного фонда (код проекта 20-71-10034, <https://rscf.ru/project/20-71-10034>). Обсуждение результатов исследования выполнено с участием А. П. Чупахина в рамках гранта Правительства РФ № 14.W03.31.002.

риска разрыва аневризмы [2, 3], а также квалификации опасности множественных аневризм [4]. В ряде работ описываются виртуальные вмешательства, такие как установка стента в сосуд головного мозга [5, 6]. В целом это оправдано, но только в том случае, если соответствующие расчеты проводятся в адекватной постановке. Прежде всего, необходимо определить достоверность геометрической модели. Кроме того, иногда граничные условия, неспецифичные для пациента, могут привести к неожиданным результатам [7, 8]. Однако чрезвычайно важно определить, моделируют ли эти граничные условия реальность или они не описывают ее вследствие некоторых экспериментальных ошибок.

В данной работе рассматривается клинический случай веретенообразной аневризмы левой задней мозгечковой артерии. Веретенообразные аневризмы относятся к классу сложных аневризм [9, 10], что обусловлено трудностью отключения их от кровотока. Исследуется возможность использования известного гемодинамического параметра касательных напряжений на стенке  $\sigma_t$  для прогнозирования зоны внутричерепного разрыва аневризмы, а также для поиска оптимального сочетания граничных условий при моделировании. В работе используется значительный объем персонализированной информации об аневризмах.

**1. Методы исследования.** Ниже представлены методы исследования, используемые при решении поставленной задачи.

1.1. *Обработка клинических данных и подготовка образца.* Для проведения исследования требовалось получить специфичные для пациента данные: параметры течения в области аневризмы, характеристические скорости, данные о прочностных свойствах ткани аневризмы. Для измерения скорости кровотока дистальнее аневризмы как до, так и после лечения использовался доплеровский транс- и ультразвуковой датчик (рис. 1). Осциллограммы объемного расхода представлены на рис. 2.

Данные были оцифрованы с использованием программного обеспечения с открытым исходным кодом WebPlotDigitizer (версия 3.12) [11], результаты оцифровки были использованы для постановки граничных условий при решении задачи нестационарной численной гемодинамики. Измерения проводились проксимальнее аневризмы на расстоянии, приближенно равном 0,5 см. Далее выполнялась серия численных расчетов с условием жестких стенок, в ходе которых варьировалась форма профиля на входе в позвоночные артерии для минимизации различия реального и расчетного профилей в области измерения (рис. 3).

Аневризма полностью иссекалась, а два разрезанных конца артерии вновь соединялись. Это было возможно, поскольку длина рассматриваемой артерии больше длины

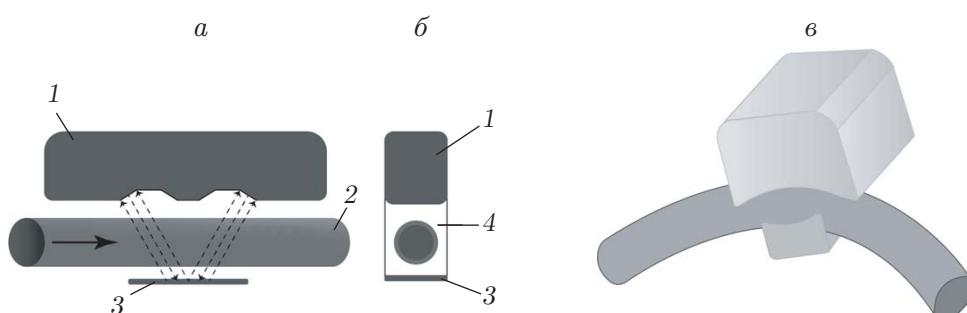


Рис. 1. Система для проведения ультразвукового интраоперационного измерения профиля пульсовой волны (<https://www.transonic.com/>):

а — вид сбоку, б — вид сзади, в — фрагмент сосуда с установленной на нем измерительной системой; 1 — датчик, 2 — кровеносный сосуд, 3 — рефлектор, 4 — окно измерения датчика

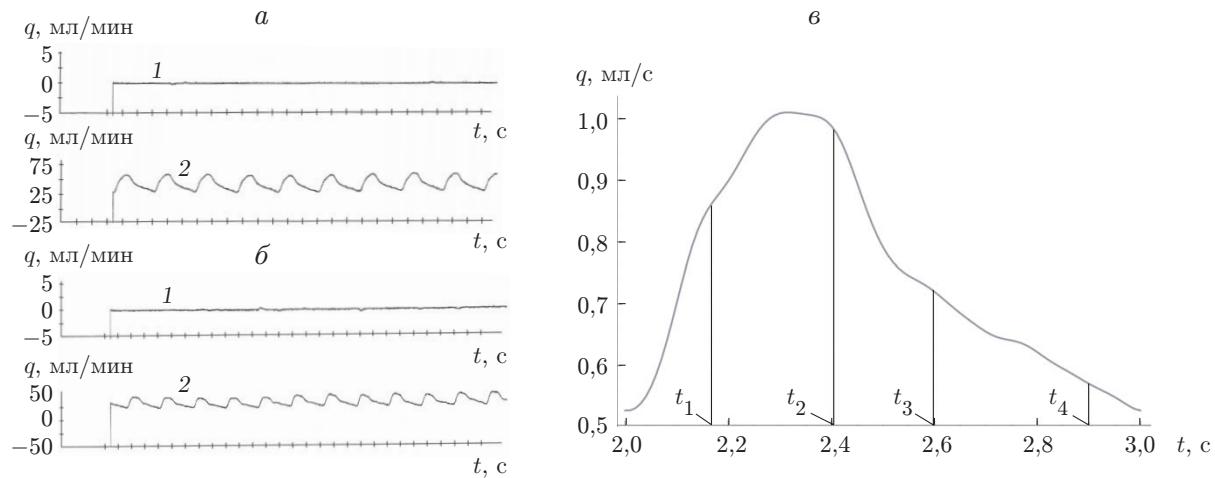


Рис. 2. Сканированная лента ультразвуковых измерений скорости потока до лечения (*а*) и после лечения (*б*) (интервал между делениями на горизонтальной оси — 1 с), а также оцифрованная форма сигнала до лечения (*в*):  
1 — результаты, полученные для канала измерений без датчика, 2 — результаты измерений

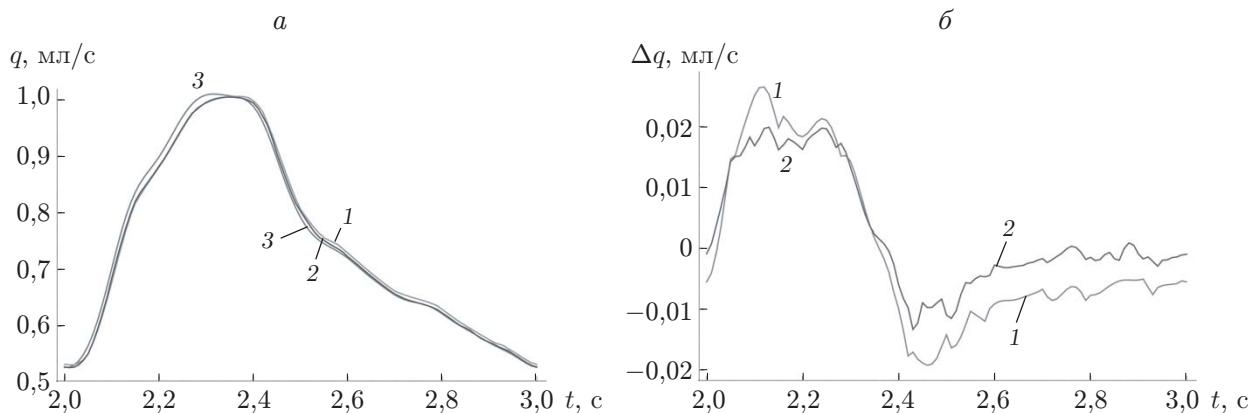


Рис. 3. Зависимости скорости кровотока на границе области течения (*а*) и отклонения от клинически измеренных показателей кровотока (*б*) от времени:  
1 — результаты расчета в предположении жестких стенок, 2 — результаты расчета с учетом влияния стенки сосуда на кровоток (сценарий А), 3 — клинические данные измерений

стандартной. Ткань была транспортирована в лабораторию и хранилась при температуре  $2 \div 5^{\circ}\text{C}$  в 0,9 %-м растворе хлорида натрия. Применимость такого подхода показана, например, в работе [12].

**1.2. Характеристика пациента.** Пациентка с веретенообразной аневризмой левой задней нижней мозгожечковой артерии головного мозга — женщина 43 лет с двумя дополнительными факторами риска (артериальная гипертензия и бронхиальная астма). Поперечное сечение стенки аневризмы имело толщину, приближенно равную 0,25 мм, и ширину 3,56 мм. Методика исследования одобрена локальным этическим комитетом Федерального центра нейрохирургии (Новосибирск). Этическое заключение опубликовано в работе [13]. Данные этой пациентки могут быть использованы другими исследователями при статистическом анализе.

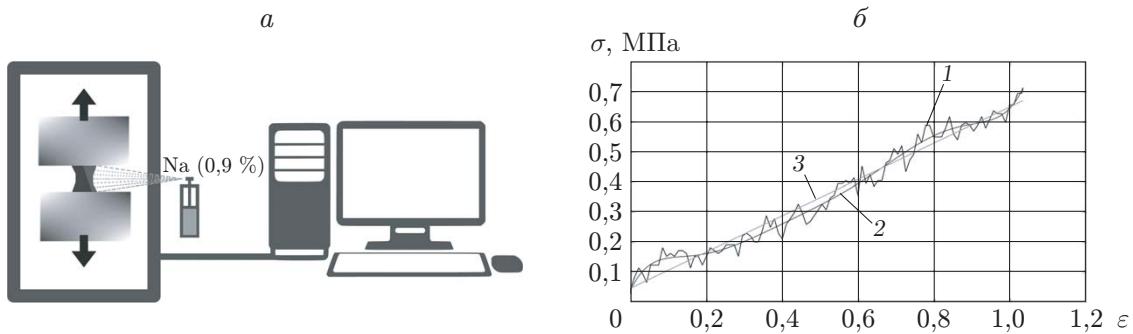


Рис. 4. Схема (а) и результаты (б) эксперимента по одноосному прочностному испытанию образцов:

1 — экспериментальные данные, 2 — аппроксимация Нео — Гука, 3 — аппроксимация с помощью линейной регрессии

**1.3. Прочностные испытания.** Экспериментальное исследование механической деформации  $\varepsilon$  и напряжений  $\sigma$  проводилось в Институте гидродинамики СО РАН на разрывной машине Zwick&Roell (Германия). В ходе эксперимента образец ткани фиксировался в анкерном устройстве (рис. 4). Зажимы анкерного устройства были покрыты наждачной бумагой для улучшения фиксации. Это позволяет быстро зажать образец ткани, а также предотвратить его соскальзывание с зажимов машины [14]. В соответствии с используемой методикой предварительной подготовки было выполнено восемь шагов последовательного нагружения (с увеличением деформации) для определения области линейного поведения материала, а также модуля Юнга образца ткани. Перед каждым шагом нагружения образец увлажнялся 0,9 %-м раствором натрия (см. рис. 4,а). Продолжительность каждого эксперимента составляла  $1 \div 3$  мин, скорость деформации была постоянной на каждом шаге и составляла 1 мм/мин. Все эксперименты проводились на воздухе и при нормальной лабораторной температуре ( $20 \pm 2$ ) °C. Полученные данные аппроксимировались с помощью трехпараметрической гиперупругой модели Муни — Ривлина, а также модели линейной упругости. На рис. 4,б показаны аппроксимированные и исходные экспериментальные данные для второго шага нагружения материала. Значения модуля Юнга использовались при постановке задачи с учетом влияния стенки сосуда на кровоток (FSI-моделирование) для рассматриваемого пациента.

**1.4. Постановка задачи численного моделирования.** В области течения решалась система уравнений Навье — Стокса. Для постановки начально-краевой задачи рассматривались пять вариантов начальных условий. Поскольку исследуется случай сосудов среднего размера, с учетом скорости кровотока для здоровых сосудов и результатов, полученных в [15, 16], можно считать, что кровь ведет себя как ньютоновская жидкость. Уравнения движения для крови имеют вид

$$\rho \left( \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau}, \quad \nabla \cdot \mathbf{u} = 0,$$

где  $\rho = 997$  кг/м<sup>3</sup> — плотность;  $\mathbf{u}$  — вектор скорости;  $t$  — время;  $p$  — давление;  $\boldsymbol{\tau}$  — девиаторный тензор напряжений, который можно представить следующим образом:

$$\tau_{ij} = \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right),$$

$\mu$  — вязкость жидкости. На стенке сосудов задается условие прилипания

$$\mathbf{v} = 0, \quad \mathbf{x} \in \partial\Omega_w,$$

где  $\partial\Omega_w$  — поверхность области течения жидкости. На входе  $\partial\Omega_{in}$  задается нормальная

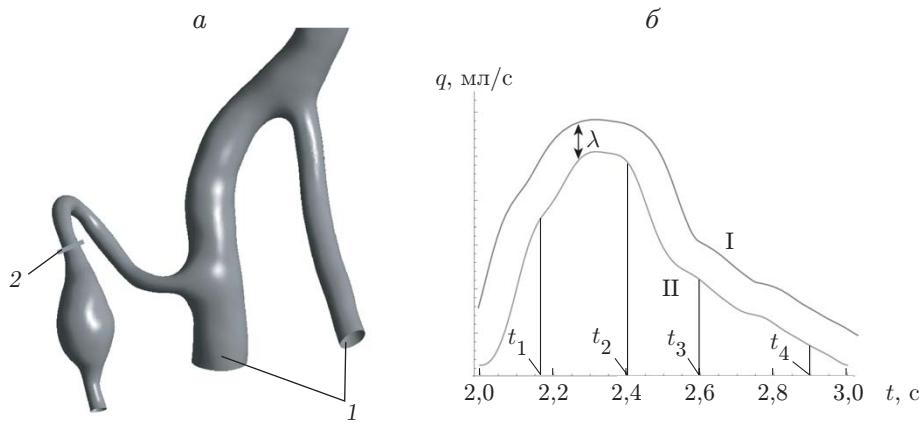


Рис. 5. Левая и правая позвоночные артерии (1), на входе в которые задавались граничные условия, и область (2), в которой измерялся объемный расход (а), а также зависимость объемного расхода от времени в области 2 (б):

I — заданный профиль, II — профиль объемного расхода для конкретного пациента

скорость (рис. 5), на выходе  $\partial\Omega_{out}$  — давление:

$$\begin{aligned} \mathbf{v} &= v_{in}(t)\mathbf{n}, & \mathbf{x} \in \partial\Omega_{in}, & t \in (0, T), \\ p &= p_{out}(t), & \mathbf{x} \in \partial\Omega_{out}, & t \in (0, T). \end{aligned}$$

Начальные условия заданы следующим образом:

$$\mathbf{v}|_{t=0} = 0, \quad p|_{t=0} = p_{atm}, \quad \mathbf{x} \in \Omega.$$

Здесь  $p_{atm}$  — давление вне расчетной области, равное атмосферному давлению (760 мм рт. ст.). Данные о свойствах стенки аневризмы были получены в результате проведенных экспериментов, а данные о свойствах здоровых кровеносных сосудов взяты из работы [12]. Рассмотрен сценарий расчета для конфигурации с жесткими стенками и четыре сценария (сценарии A, B, C, D) с учетом влияния стенки сосудов на течение (FSI) [17]. Закон Гука для стенки аневризмы головного мозга для моделей FSI записывается в виде

$$F = k \Delta l,$$

где  $k$  — коэффициент жесткости;  $\Delta l$  — удлинение. С использованием статистических данных об аппроксимации диаграммы напряжение — деформация материала аневризмы при малых деформациях с помощью критерия  $\chi^2$  (нулевая гипотеза равенства распределений) выявлено незначительное различие между аппроксимациями модели материала Нео — Гука и модели линейной упругости. В данном случае модель линейной упругости корректно аппроксимирует экспериментальные данные. Общая постановка численной задачи приведена в табл. 1.

Численный расчет проводился в пакете ANSYS с использованием метода конечных объемов. Более подробная информация о численных методах и настройке решателя ANSYS CFX представлена в приложении.

**2. Результаты исследования и их обсуждение.** Ниже представлены экспериментальные данные и результаты численного моделирования. Что касается механических испытаний, то в результате первого и второго шагов нагружения получена линейная зависимость между напряжением и растяжением. Зависимость  $\sigma(\varepsilon)$ , полученная после второго шага нагружения, показана на рис. 4, б. Следующие шаги нагружения определяют область пластичности образца ткани и соотношение между напряжением и растяжением. Значение

Таблица 1  
Границные условия для численного решения

Модель стенок сосудов	Вход	Выход	Тип поверхности	Условия на поверхности	Стенка сосуда
Жесткие стенки	Расход (см. рис. 2)	Давление	Твердая	Прилипание	—
Сценарий А	Расход (см. рис. 2)	Давление	Эластичная	Прилипание и смещение	Неоднородная
Сценарий В	Расход (см. рис. 2)	Давление	Эластичная	Прилипание и смещение	Однородная
Сценарий С	$V_0 + V_a \sin 2\pi t$	Давление	Эластичная	Прилипание и смещение	Неоднородная
Сценарий Д	$V_0 + V_a \sin 2\pi t$	Давление	Эластичная	Прилипание и смещение	Однородная

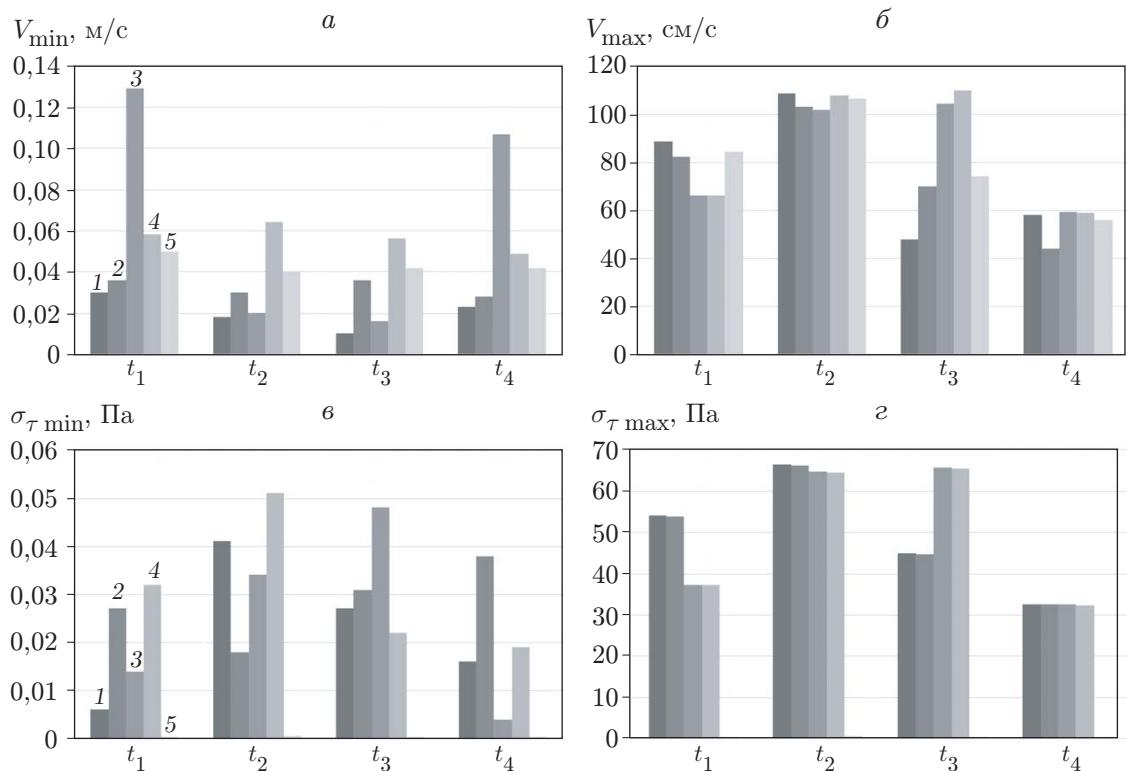


Рис. 6. Минимальные (*a*, *б*) и максимальные (*б*, *г*) значения скорости (*a*, *б*) и касательного напряжения (*б*, *г*) при использовании сценариев A–D (1–4) и в случае жестких стенок (5)

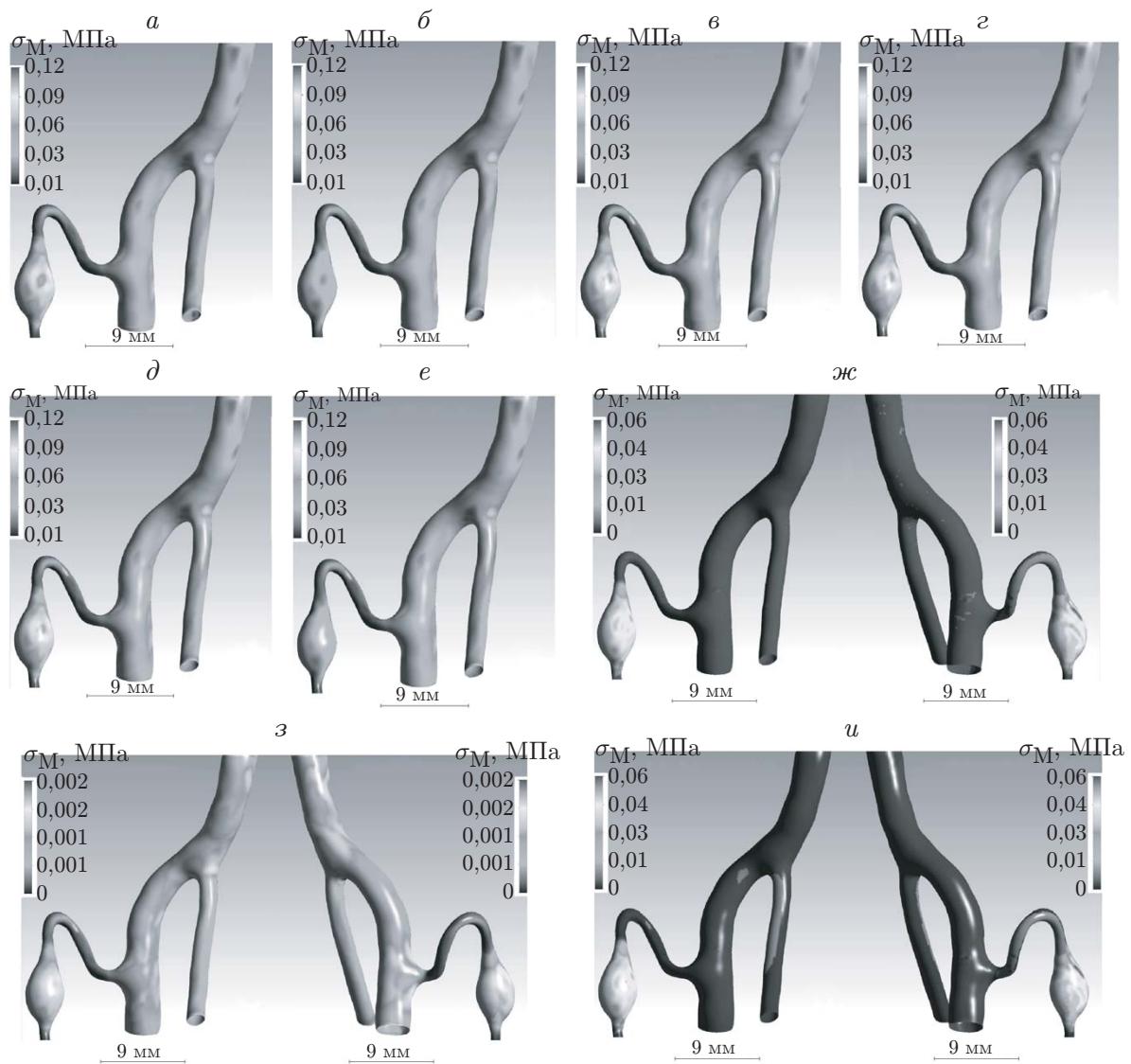


Рис. 7. Значения напряжения Мизеса  $\sigma_M$  при использовании сценариев A ( $a, e, \delta$ ), B ( $b$ ), C ( $g$ ), D ( $e$ ) и различие сценариев A и B ( $je$ ), A и C ( $z$ ), A и D ( $u$ ) в момент времени  $t_2$

модуля Юнга определялось по результатам второго шага нагружения. На рис. 4, б видна область перехода от линейной зависимости растяжения от напряжения к нелинейной.

В ходе численного эксперимента найдены основные параметры гемодинамики: скорость  $V$ , касательные напряжения на стенке  $\sigma_\tau$  (рис. 6) и напряжение Мизеса (рис. 7), а также рассчитан интегральный параметр гемодинамики — индекс концентрации притока  $I_c$ , характеризующий концентрацию потока, поступающего в аневризму [18]:

$$I_c = \frac{Q_{in}/Q_v}{A_{in}/A_0}.$$

Здесь  $Q_{in}$  — поток, направленный внутрь аневризмы;  $Q_v$  — поток в несущей артерии;  $A_{in}$ ,  $A_0$  — площадь области притока и площадь устья соответственно. Ниже используется указанная ранее гемодинамическая величина для моментов времени  $t_1, t_2, t_3, t_4$  (см. рис. 2). На рис. 8 видно, что при расчетах персонализированной гемодинамики с условиями жестких

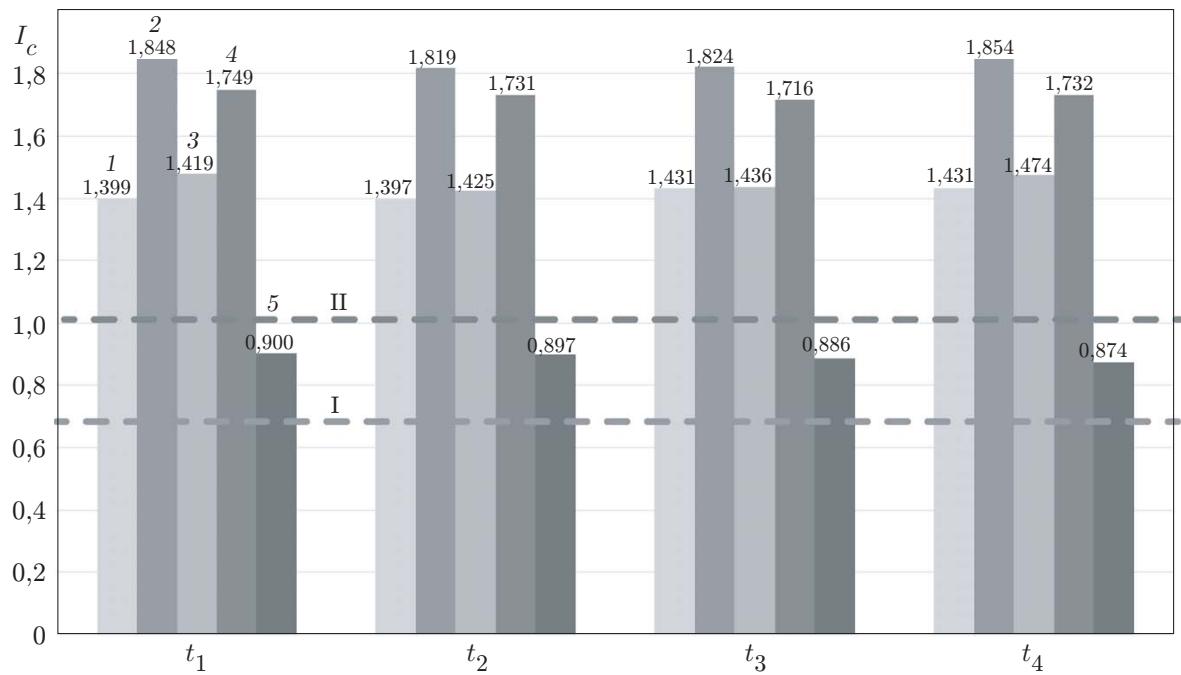


Рис. 8. Значения показателя  $I_c$  в сценариях А–Д (1–4) и в случае жестких стенок (5):

I, II — границы состояний неразорвавшихся и разорвавшихся аневризм [18]

Таблица 2

Минимальные и максимальные значения скоростей для сценариев FSI A–D и сценария с жесткой стенкой в моменты времени  $t_1 \div t_4$

Момент времени	Сценарий А		Сценарий В		Сценарий С		Сценарий D		Жесткая стенка	
	$V_{\min}$ , см/с	$V_{\max}$ , см/с								
$t_1$	0,030	88,62	0,036	82,00	0,129	66,02	0,058	65,91	0,050	84,32
$t_2$	0,018	108,32	0,030	102,80	0,020	101,89	0,064	107,67	0,040	106,41
$t_3$	0,010	47,64	0,036	69,99	0,016	104,38	0,056	109,81	0,042	74,25
$t_4$	0,023	58,05	0,028	44,01	0,107	59,15	0,049	59,02	0,042	55,74

Таблица 3

Минимальные и максимальные значения касательного напряжения на стенке для сценариев FSI A–D и сценария с жесткой стенкой в моменты времени  $t_1 \div t_4$

Момент времени	Сценарий А		Сценарий В		Сценарий С		Сценарий D		Жесткая стенка	
	$\sigma_{\tau \min}$ , Па	$\sigma_{\tau \max}$ , Па	$\sigma_{\tau \min}$ , Па	$\sigma_{\tau \max}$ , Па	$\sigma_{\tau \min}$ , Па	$\sigma_{\tau \max}$ , Па	$\sigma_{\tau \min}$ , Па	$\sigma_{\tau \max}$ , Па	$\sigma_{\tau \min}$ , Па	$\sigma_{\tau \max}$ , Па
$t_1$	0,006	54,14	0,027	53,98	0,014	37,35	0,032	37,23	0,0002	0,41
$t_2$	0,041	66,64	0,018	66,38	0,034	64,68	0,051	64,47	0,0006	0,51
$t_3$	0,027	44,85	0,031	44,76	0,048	65,69	0,022	65,48	0,0001	0,34
$t_4$	0,016	32,57	0,038	32,53	0,004	32,55	0,019	32,39	0,0002	0,25

стенок индекс  $I_c$  не обеспечивает однозначную классификацию типа аневризмы: разорвавшаяся — неразорвавшаяся. Однако при выборе гидроупругого подхода к моделированию и использовании любых фантомных или индивидуальных граничных условий либо стационарного расчета можно получить корректную классификацию рассматриваемого образца аневризмы.

В табл. 2, 3 приведены результаты численного 3D-моделирования. Линии тока поля скоростей и значения касательных напряжений на стенке, полученные с использованием условий жестких стенок и сценария А для моментов времени  $t_2$ ,  $t_4$ , представлены на рис. 9–12. Полученные значения касательных напряжений на стенке, линии тока поля скоростей, напряжения Мизеса и смещения стенки сосуда для моментов времени  $t_1$  и  $t_4$  приведены на рис. 13–20. На рис. 9, 10 видно, что при использовании сценария А получаются реалистичные значения скорости кровотока в сосуде и аневризме [19]. Этот сценарий более точно описывает положение зоны разрыва аневризмы, однако он наиболее сложен для проведения численных расчетов. На рис. 13–20 видно, что использование гидроупругого и (или) нестационарного подхода при персонализированном моделировании церебральной гемодинамики не дает преимуществ при определении положения предполагаемой зоны разрыва, поскольку во всех сценариях проведенных расчетов зона разрыва соответствовала максимальному значению касательного напряжения на стенке.

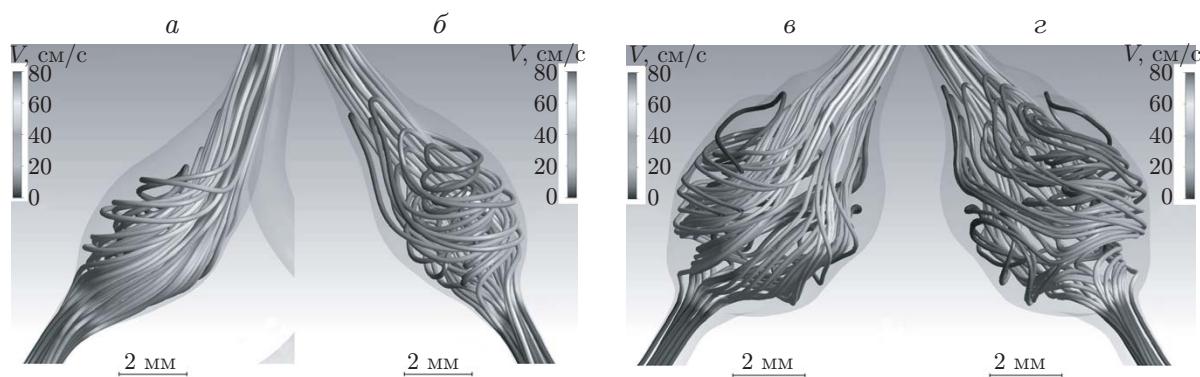


Рис. 9. Линии тока поля скоростей в момент времени  $t_2$  в случае жесткой стенки (а, б) и при использовании сценария А (в, г):  
а, в — вид сверху, б, г — вид снизу

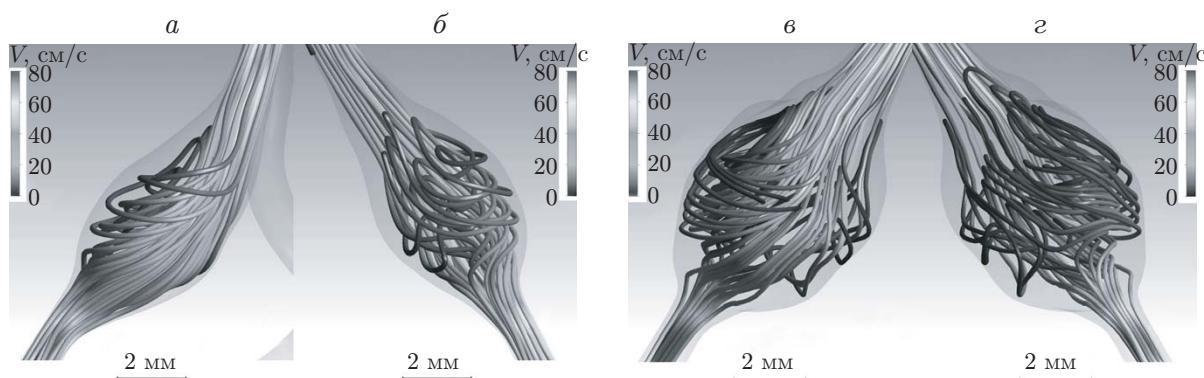


Рис. 10. Линии тока поля скоростей в момент времени  $t_4$  в случае жесткой стенки (а, б) и при использовании сценария А (в, г):  
а, в — вид сверху, б, г — вид снизу

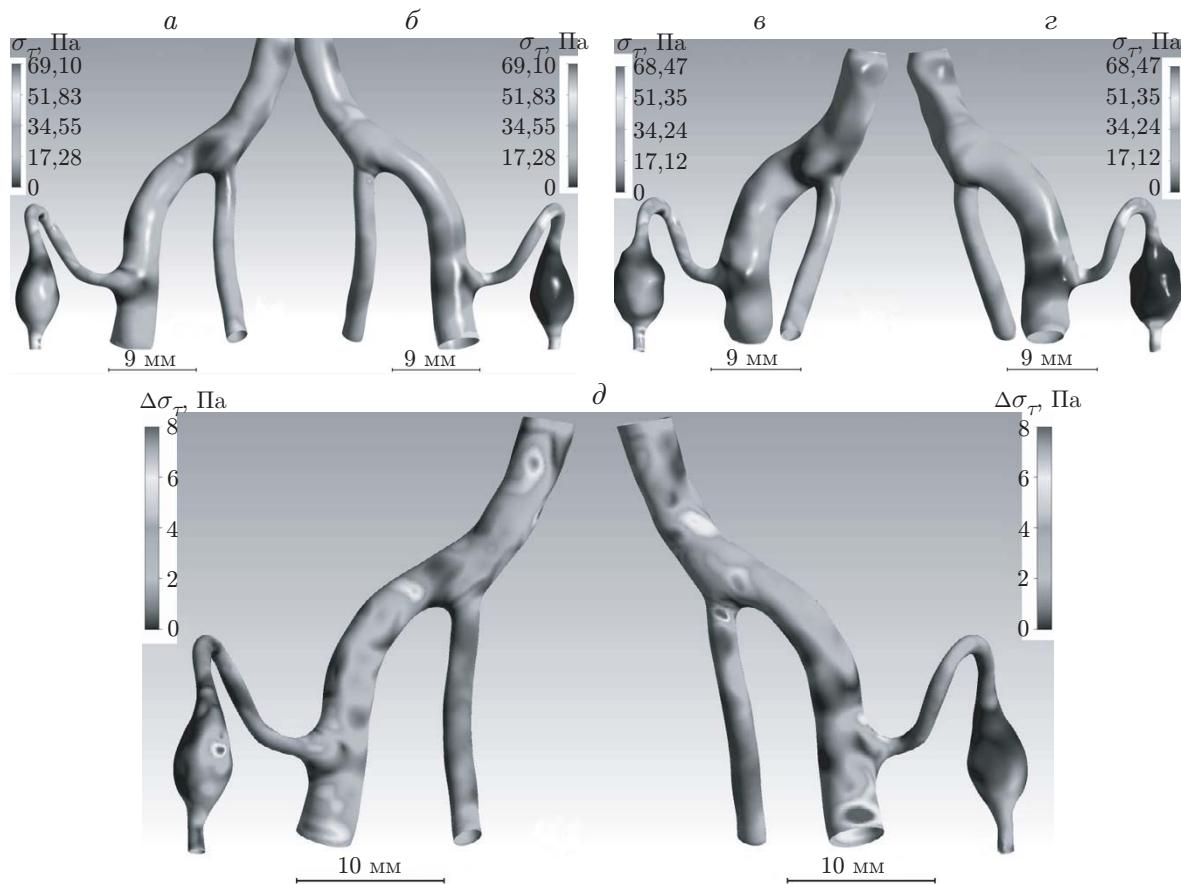


Рис. 11. Значения касательных напряжений на стенке в случае жесткой стенки (*a*, *b*) и при использовании сценария А (*в*, *г*), а также их разность (*д*) в момент времени  $t_2$

Использование результатов, полученных с учетом влияния стенки сосуда на кровоток и условий жестких стенок, при моделировании позволяет определить как эластичность тканей, так и разность значений эластичности аневризмы и здоровой части кровеносного сосуда. Эта разность, в свою очередь, влияет на поведение аневризмы: рост и разрыв или стабилизация [14].

В проведенных экспериментах не воссоздавались термостатические условия естественного расположения аневризмы, как это сделано в работах [13, 20]. Однако данный подход так же применим, как и подход, предложенный в [20], поскольку на разрыв аневризмы в основном влияют градиент давления, обусловленный кровотоком, физико-химические эффекты воспаления [21] и т. д. Влияние последних на гемодинамику изучено недостаточно. Даже использование термостатической ванны не позволяет решить все проблемы, возникающие вследствие упрощенного понимания биомеханики церебральных аневризм. При нейрохирургическом лечении кровеносный сосуд с аневризмой не находится ни в термостатических условиях, ни в жидкости, а гидратация сосудистой стенки происходит только за счет крови, поступающей со стороны просвета сосуда, и осуществляется искусственно с помощью физиологического раствора при операциях по реваскуляризации. Ни в экспериментах, описанных в [20] (см. также [22, 23]), ни в экспериментах, проведенных с учетом термостатической биованны [13], не использовался градиент давления, поэтому влияние этого параметра на результаты эксперимента неизвестно. Для того чтобы решить эту

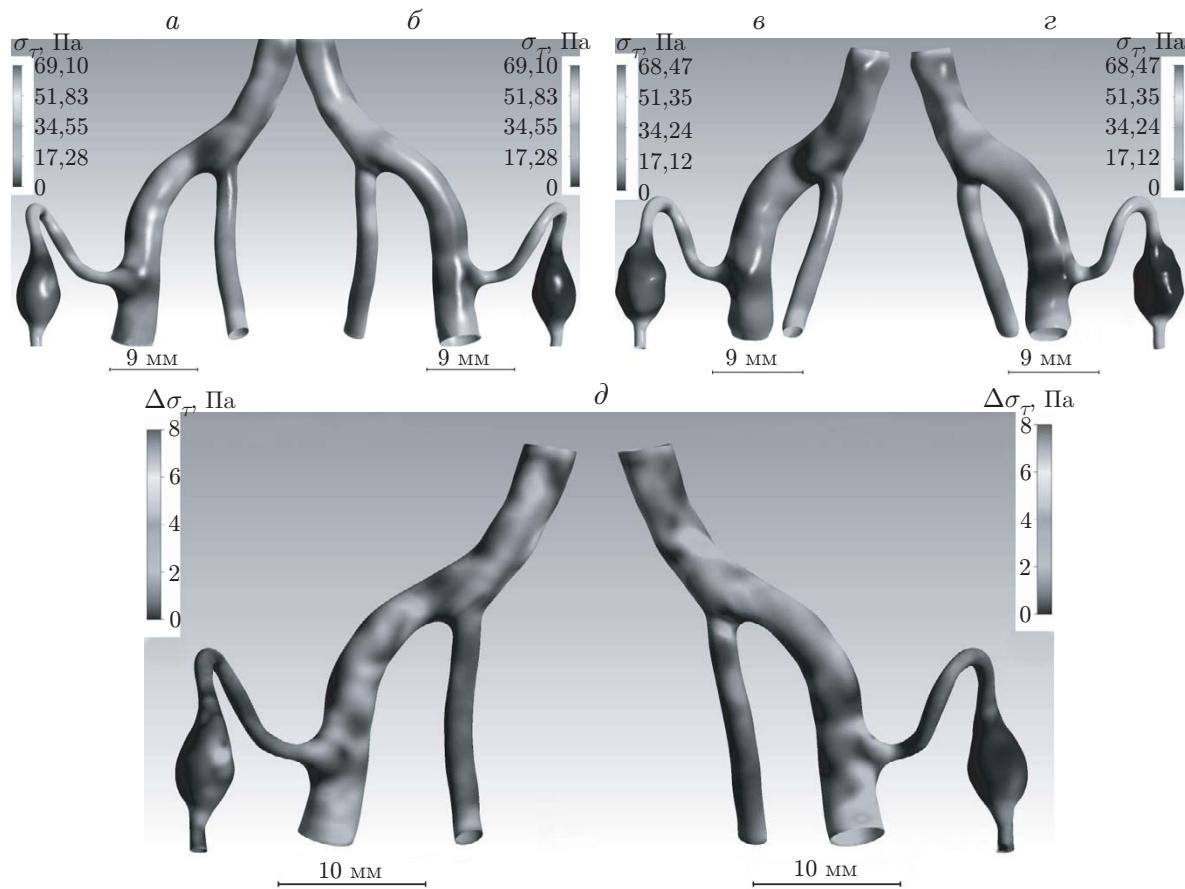


Рис. 12. Значения касательных напряжений на стенке в случае жесткой стенки (a, б) и при использовании сценария А (в, г), а также их разность (д) в момент времени  $t_4$

проблему, можно объединить методы проведения эксперимента, описываемого в данной работе, с методами, предложенными в работах [20, 24]. С точки зрения биомеханики аневризмы головного мозга более целесообразно использовать инфляционный тест, описанный, например, в [13, 25]. Однако его применение затруднено вследствие малых размеров образца стенки аневризмы, несмотря на то что в литературе описаны микроаспирационные тесты, проводимые на биологических объектах [26].

В настоящее время неясно, какая методика позволяет наиболее точно определить риск разрыва аневризмы (см. [27–32]). Установлено, что включение или исключение параметра упругости стенки оказывает значительное влияние на получаемые результаты. Более того, следует отметить, что в данной работе используется очень грубая модель связи кровеносного сосуда с аневризмой. Это обусловлено тем, что рассматривается только один параметр толщины, тогда как в действительности толщина стенок сосуда в зоне его соединения с аневризмой различна. Несмотря на упрощенность такой постановки, формулировка материальных уравнений механики упругости для определения зоны перехода между здоровой артерией и зоной аневризмы представляет собой нетривиальную задачу, не исследованную ранее. При использовании сценариев В и Д материал стенки считался однородным изотропным с одной и той же постоянной толщиной и с одним и тем же модулем Юнга, тогда как в расчетах с использованием сценариев А и С значения толщины и модуля Юнга для аневризмы и здоровых сосудов различались. Как показывают

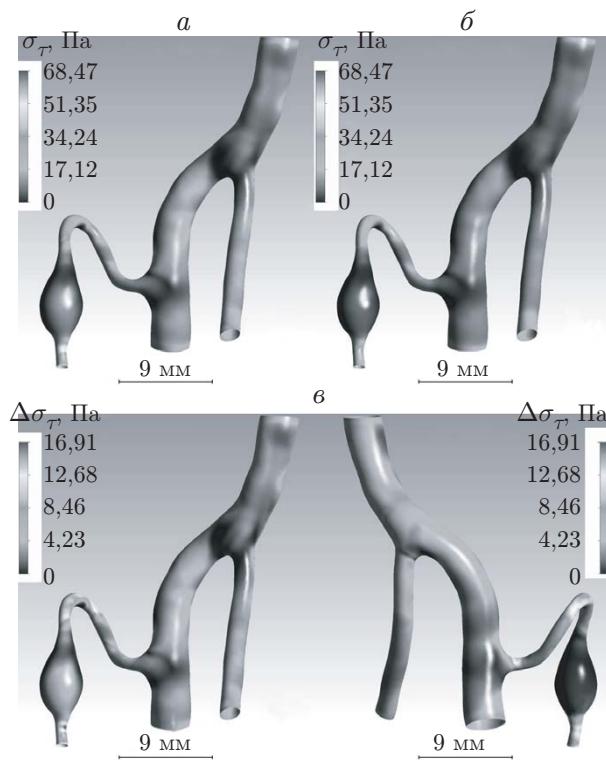


Рис. 13. Значения касательных напряжений на стенке при использовании сценариев А (*а*) и D (*б*), а также их разность в разных проекциях (*в*) в момент времени  $t_1$

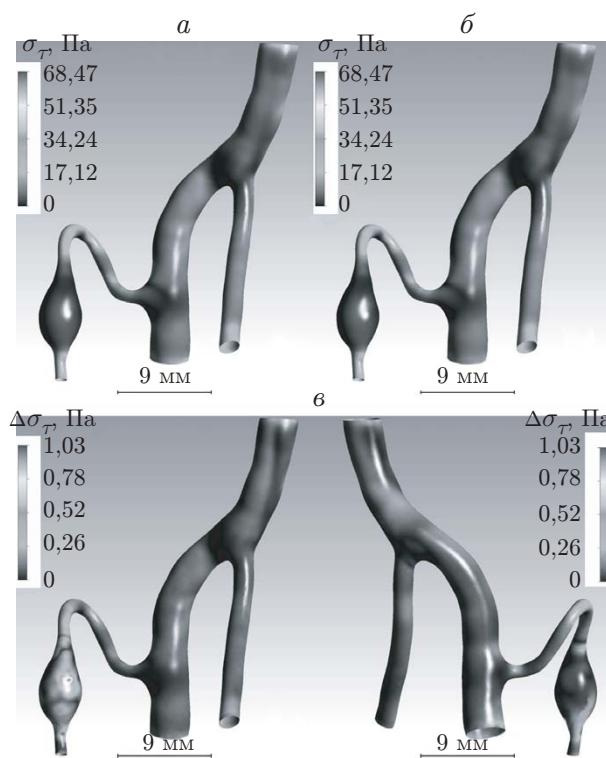


Рис. 14. Значения касательных напряжений на стенке при использовании сценариев А (*а*) и D (*б*), а также их разность в разных проекциях (*в*) в момент времени  $t_4$

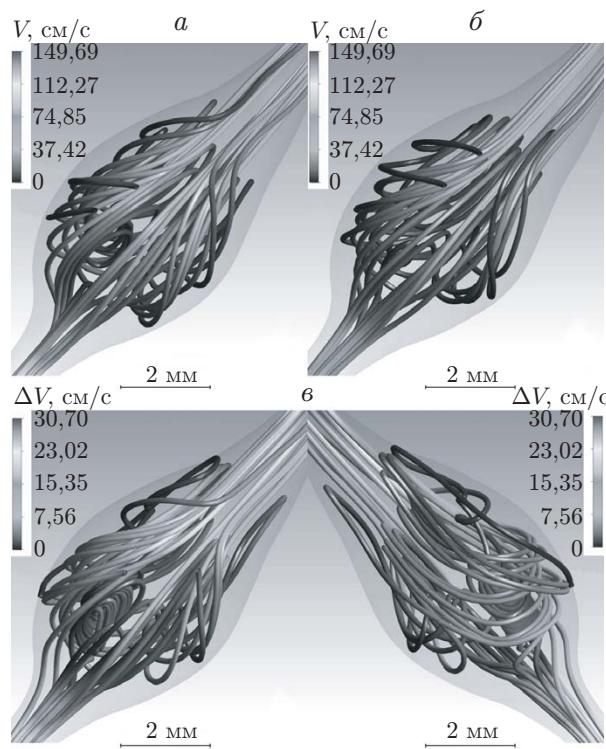


Рис. 15. Линии тока поля скоростей при использовании сценариев А (*а*) и D (*б*), а также разность значений скорости в разных проекциях (*в*) в момент времени  $t_1$

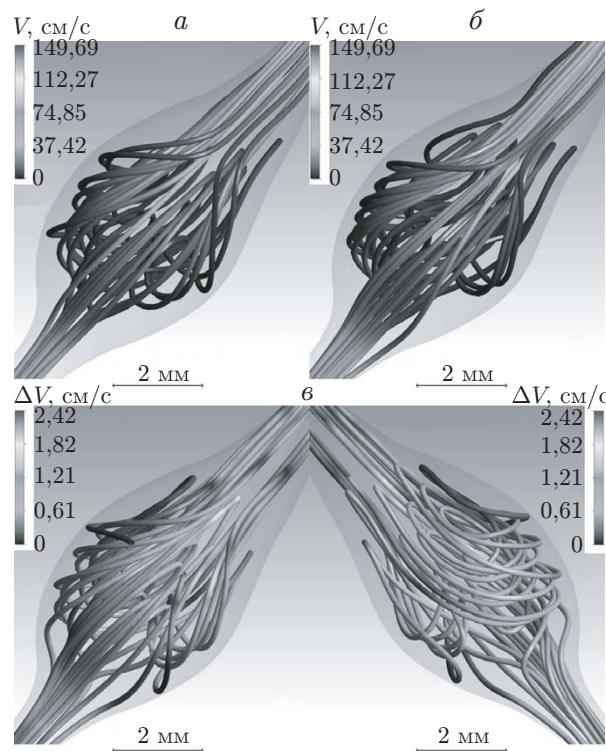


Рис. 16. Линии тока поля скоростей при использовании сценариев А (*а*) и D (*б*), а также разность значений скорости в разных проекциях (*в*) в момент времени  $t_4$

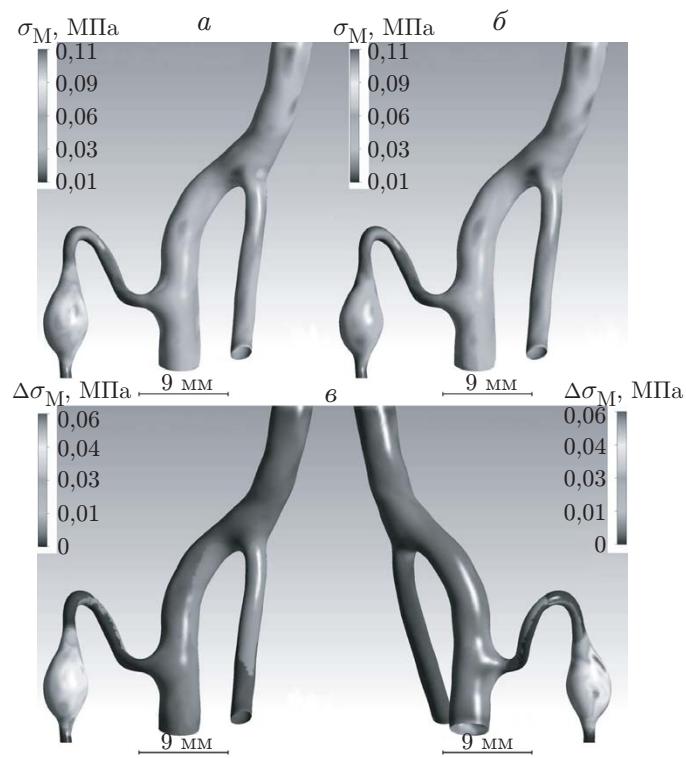


Рис. 17. Значения напряжений Мизеса при использовании сценариев А (*a*) и D (*b*), а также их разность в разных проекциях (*δ*) в момент времени  $t_1$

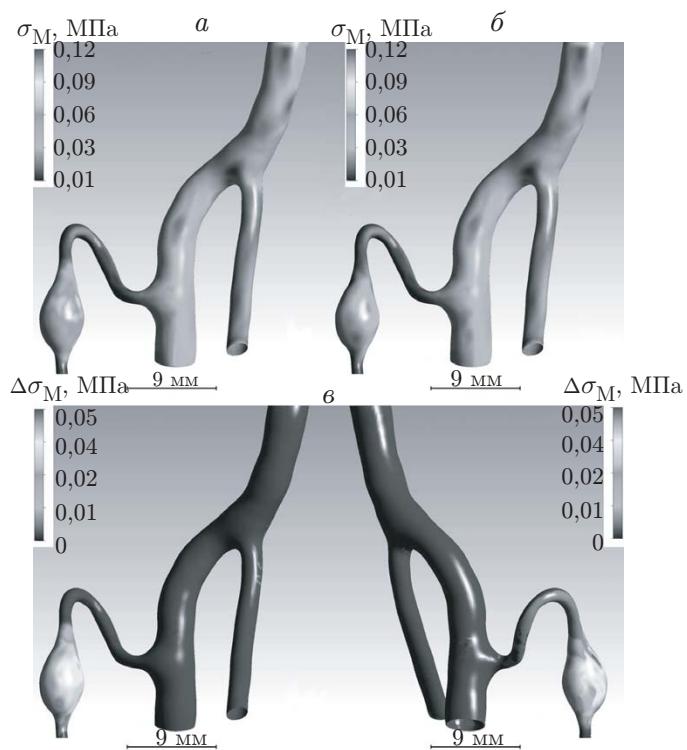


Рис. 18. Значения напряжений Мизеса при использовании сценариев А (*a*) и D (*b*), а также их разность в разных проекциях (*δ*) в момент времени  $t_4$

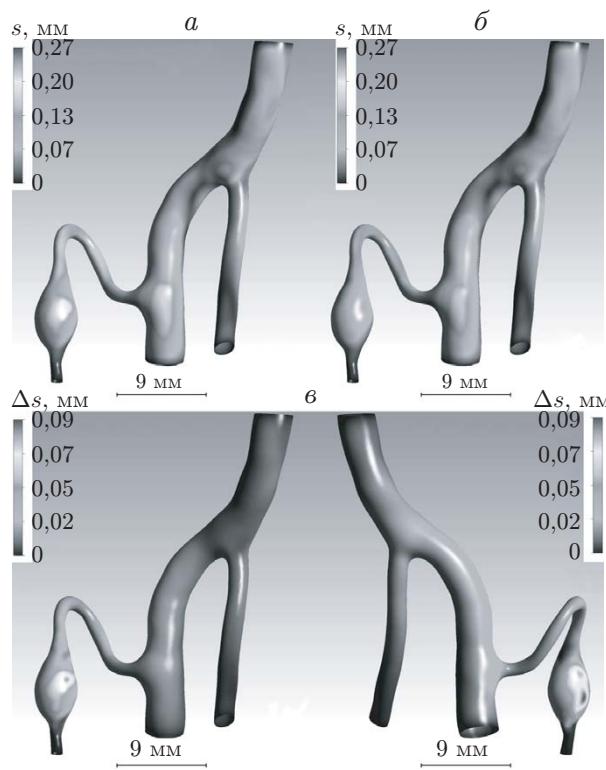


Рис. 19. Значения смещения стенки кровеносного сосуда при использовании сценариев А (а) и D (б), а также их разность в разных проекциях (в) в момент времени  $t_1$

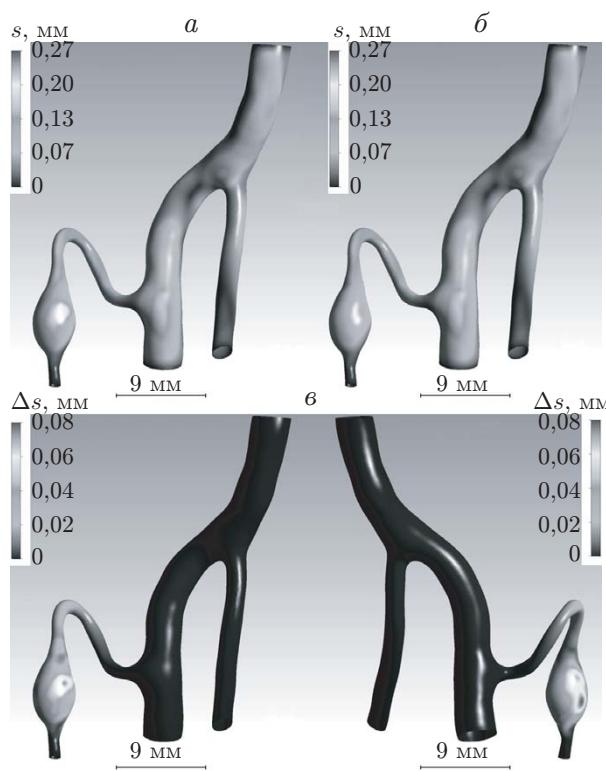


Рис. 20. Значения смещения стенки кровеносного сосуда при использовании сценариев А (а) и D (б), а также их разность в разных проекциях (в) в момент времени  $t_4$

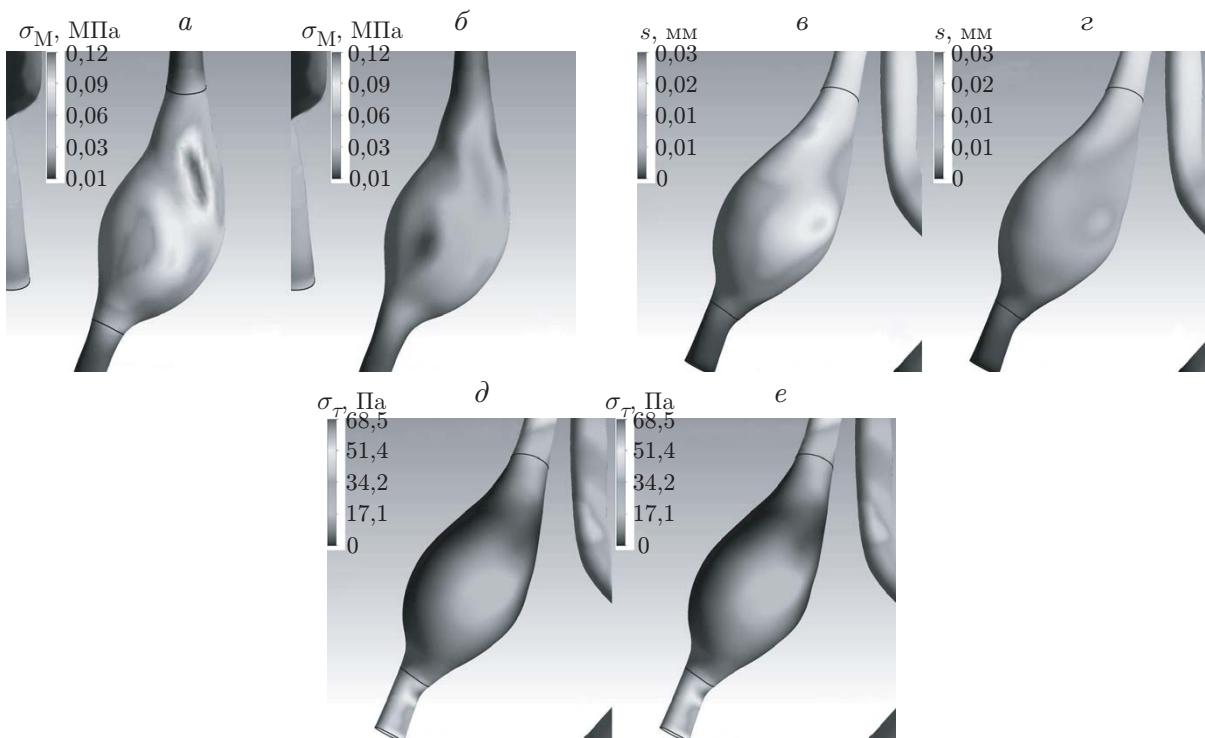


Рис. 21. Напряжения (*a, б*), смещения (*в, г*) и касательные напряжения на стенке (*д, е*) при использовании сценария А (неоднородная стенка) (*a, в, д*) и сценария В (однородная стенка) (*б, г, е*) в момент времени  $t_1$  (черные сплошные линии — границы области аневризмы)

экспериментальные результаты прочностных тестов, использовавшиеся модели применимы при малых деформациях аневризмы, в то время как при больших деформациях можно использовать более современные модели (см., например, [33]).

На рис. 21 показаны напряжение, смещение стенки и напряжение ее сдвига в момент времени  $t_1$ . Видно, что, несмотря на наличие скачка толщины стенки и модуля Юнга, численное решение является гладким и достаточно хорошо сходится. Различие значений толщины стенки и модуля Юнга аневризмы наиболее существенно влияет на напряжения в стенке аневризмы (см. рис. 21,*a, б*), ее смещения показаны на рис. 21,*в, г*. Чем меньше толщина стенки аневризмы, тем большим деформации и нагрузке она подвергается, что приводит к увеличению риска разрыва. Поэтому необходим учет механических характеристик стенок кровеносных сосудов и аневризм при FSI-моделировании. При этом характеристики кровотока изменяются значительно меньше, о чем свидетельствуют значения касательных напряжений на стенке сосуда, практически совпадающие с соответствующими значениями, приведенными на рис. 21,*д, е*.

Представляет интерес изучение более сложных граничных условий на стенке сосуда, являющихся комбинацией условий скольжения и прилипания. В случае жестких стенок такие условия не учитывались в силу особенностей течения в трубе с жесткими стенками и длины сосудов (капиллярные эффекты не учитывались). При этом имеет место расслоение крови в просвете сосуда (лимфатический слой прилегает преимущественно к стенкам, а эритроцитсодержащий слой располагается в ядре потока) [34], а также чувствительность сосуда к гемодинамике внутри него, обусловленная расположением в эндотелиальном слое специальных белков-рецепторов. Это указывает на необходимость учета

скольжения в пристенном пограничном слое, но данное утверждение в настоящее время является дискуссионным.

Результаты численных расчетов в случае аневризмы головного мозга необходимо подтверждать с использованием прогностического критерия, как это сделано в [35] в случае аневризмы брюшной аорты, однако такое исследование будет представлять лишь теоретический интерес, поскольку исследование кровотока в различных (особенно дистальных) отделах сосудов головного мозга значительно сложнее исследования кровотока в брюшной области.

Подобный подход можно распространить также на другой класс задач — формирование сосудистых шунтов при лечении атеросклероза артерий [36]. В таких задачах также необходимо установить наборы данных, которые могут быть выбраны фантомно и индивидуально для конкретного пациента при выполнении виртуальной хирургии или при оценке рисков проведения операции (возникновения послеоперационных осложнений).

Существенным ограничением проведенного исследования является использование данных только одного пациента. Однако подобные исследования имеют место, например, при решении различных задач радиологии и вычислительной гемодинамики для одного пациента [37]. Результаты этих исследований позволяют разработать подход к реконструированию области течения и требования к численному расчету. Данный подход должен быть уточнен для большей выборки пациентов.

**Заключение.** Результаты проведенного исследования показывают, что наибольшие значения касательных напряжений на стенке сосуда определяют возможное место разрыва церебральной аневризмы, причем даже стационарный расчет в предположении жестких стенок, выполненный с учетом особенностей конкретного пациента, достаточен для подтверждения положения этой зоны. Наиболее существенное влияние на результат классификации ткани аневризмы (разорвавшаяся — неразорвавшаяся) оказывают значения напряжения и смещения стенки сосуда конкретного пациента. Таким образом, для определения возможного положения зоны разрыва достаточно использовать стационарную установку в индивидуальной для пациента конфигурации, а для проведения классификации статуса аневризмы необходимо применять гидроэластический подход. Использование нестационарной установки позволяет получить более реалистичную картину течения в интересующей области, но не имеет существенных преимуществ в рамках данного исследования.

## ПРИЛОЖЕНИЕ

**3D-реконструкция аневризмы.** Первым этапом персонализированного моделирования является создание индивидуальной конфигурации аневризмы для пациента. Геометрия области аневризмы определялась с помощью изображений, полученных с использованием пакета программ DICOM, после ротационной 3D-ангиографии [38], а реконструкция проводилась с использованием коммерческого программного обеспечения Convert3D и ITK Snap [39]. Толщина среза массива данных DICOM составляла 0,5 мм, разрешение среза —  $250 \times 250$  пикселей (каждый пиксель имеет размеры  $0,465 \times 0,465$ ). Для того чтобы определить клинически значимую форму аневризмы и материнского кровеносного сосуда, специфичную для пациента, изображение аневризмы было отфильтровано с использованием фильтра Гаусса. Процесс реконструкции показан на рис. 22. Прежде всего, для проверки точности предлагаемой модели геометрии аневризмы рассматривался устойчивый поток. В клинических случаях гладкие формы кровеносных сосудов и бифуркаций более вероятны, чем неровные [8]. Поскольку в проводимых экспериментах рассматривался только один образец, использовались данные о распределении фантомного кровотока [19]. Установлено, что полученные значения скорости и фантомные данные хорошо согласуются.

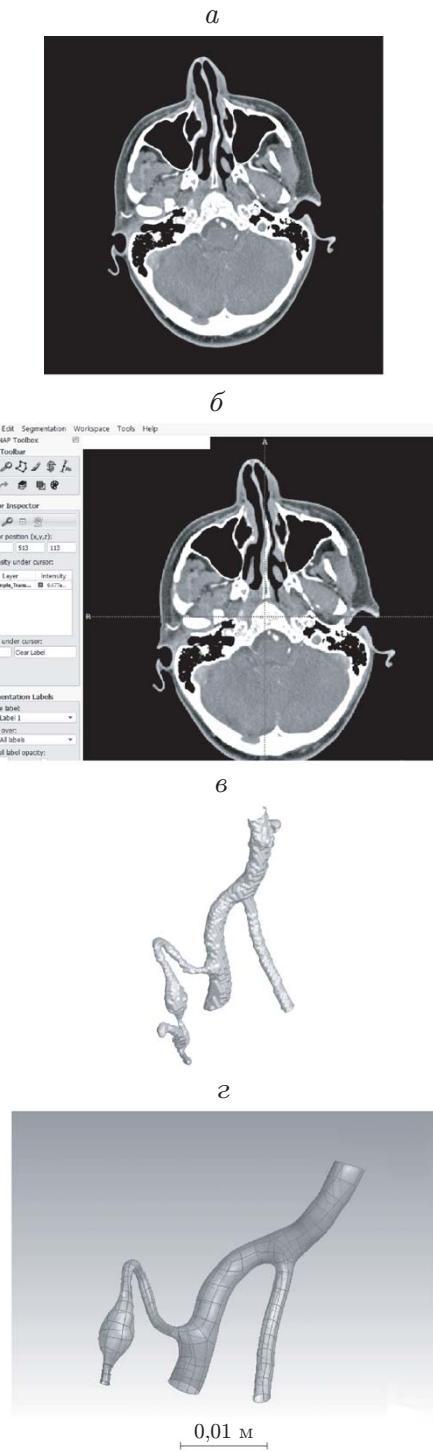


Рис. 22. 3D-реконструкция: ангиографическое изображение (*а*), сегментация изображения с помощью программного обеспечения ITK-Snap (*б*), триангуляция реконструированной поверхности (*в*), оптимизация изображения (*г*)

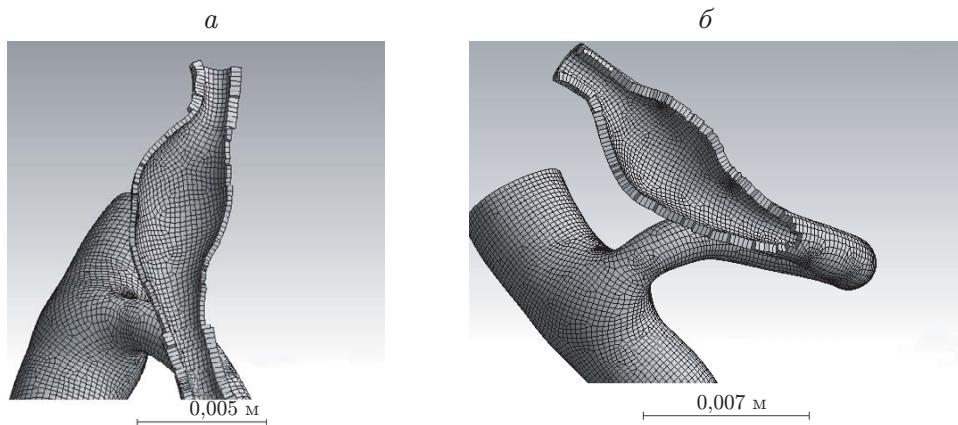


Рис. 23. Сетка, построенная при использовании сценариев моделирования стенки сосуда А и С (а), а также однородная сетка, построенная при использовании сценариев моделирования стенки сосуда В и D (б)

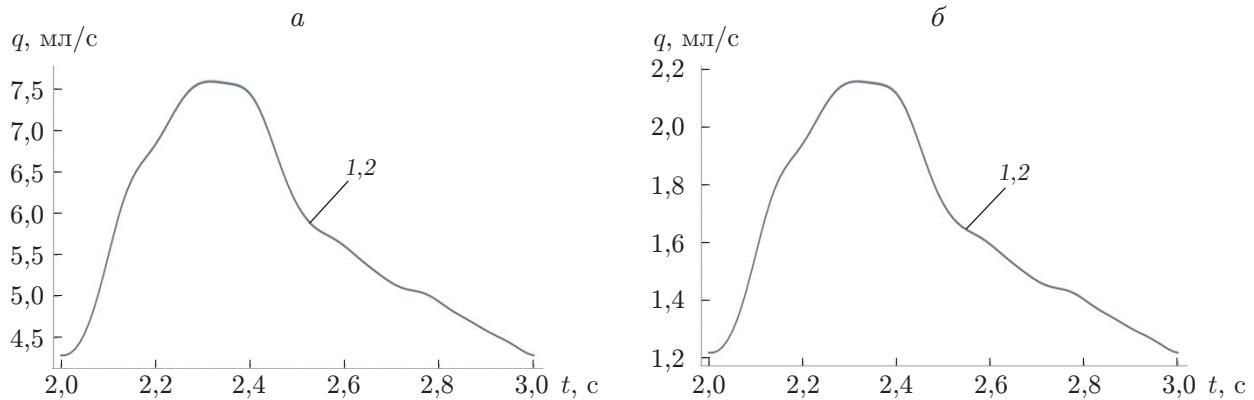


Рис. 24. Кривая ультразвукового измерения скорости кровотока, реконструированная на границе области течения (на входе):

а — левая позвоночная артерия, б — правая позвоночная артерия; 1 — в случае жестких стенок, 2 — с учетом влияния стенки сосуда на кровоток

**Построение сетки.** В случае использования сценариев А и С была создана сетка, показанная на рис. 23,а, в случае использования сценариев В и D — сетка, показанная на рис. 23,б. Во всех сценариях для области кровотока использовалась тетраэдрическая сетка, а для стенки кровеносного сосуда — гекса- или пентагональная сетка.

**Границные условия и реология.** На следующем этапе численных расчетов определялись подходящие граничные условия для конфигурации. Форма волны на входе представлена на рис. 24.

Все численные расчеты выполнены с использованием коммерческого программного обеспечения ANSYS 17.2 [40], основанного на методе конечных элементов. С учетом массового расхода через поверхность элемента  $m_\alpha = (\rho u_i \Delta n_i)_\alpha$  уравнения Навье — Стокса можно записать в дискретной форме

$$\sum_{\alpha} m_{\alpha}(\mathbf{u}_j)_{\alpha} - \sum_{\alpha} \left( \rho \mu \frac{\partial \mathbf{u}_i}{\partial x_j} \Delta n_i \right)_{\alpha} = - \sum_{\alpha} (p \Delta n_j)_{\alpha}, \quad \sum_{\alpha} m_{\alpha} = 0.$$

**Настройки решателя.** При проведении численных расчетов в предположении жестких стенок и с учетом влияния стенки сосуда на кровоток использовались схема адвекции высокого порядка и обратный метод Эйлера второго порядка нестационарной схемы. Все расчеты проводились до достижения четвертого порядка точности.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Lawton M. T., Abla A. A., Rutledge W. C., et al. Bypass surgery for the treatment of dolichoectatic basilar trunk aneurysms: A work in progress // Neurosurgery. 2016. V. 79, N 1. P. 83–99. DOI: 10.1227/NEU.0000000000001175.
2. Cebral J. R., Mut F., Weir J., Putman C. Quantitative characterization of the hemodynamic environment in ruptured and unruptured brain aneurysms // Amer. J. Neuroradiol. 2011. V. 32, N 1. P. 145–151. DOI: 10.3174/ajnr.A2419.
3. Sforza D. M., Putman C. M., Cebral J. R. Computational fluid dynamics in brain aneurysms // Intern. J. Numer. Methods Biomed. Engng. 2012. V. 28, N 6/7. P. 801–808. DOI: 10.1002/cnm.1481.
4. Khe A. K., Chupakhin A. P., Cherevko A. A., et al. Viscous dissipation energy as a risk factor in multiple cerebral aneurysms // Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling. 2015. V. 30, N 5. P. 277–287. DOI: 10.1515/rnam-2015-0025.
5. Cebral J. R., Mut F., Sforza D., et al. Clinical application of image-based CFD for cerebral aneurysms // Intern. J. Numer. Methods Biomed. Engng. 2011. V. 27. P. 977–992. DOI: 10.1002/cnm.1373.
6. Vorobtsova N. A., Yanchenko A. A., Cherevko A. A., et al. Modelling of cerebral aneurysm parameters under stent installation // Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling. 2013. V. 28, N 5. P. 505–516. DOI: 10.1515/rnam-2013-0028.
7. Larrabide I., Aguilar M. L., Morales H. G., et al. Intra-aneurysmal pressure and flow changes induced by flow diverters: Relation to aneurysm size and shape // Amer. J. Neuroradiol. 2013. V. 34, N 4. P. 816–822. DOI: 10.3174/ajnr.A3288.
8. Hejcl A., Shihlova H., Sejkorova A., et al. Computational fluid dynamics of a fatal ruptured anterior communicating artery aneurysm // J. Neurolog. Surgery. A. 2017. V. 78, N 6. P. 610–616. DOI: 10.1055/s-0037-1604286.
9. Hoh B. L., Putman C. M., Budzik R. F., et al. Combined surgical and endovascular techniques of flow alteration to treat fusiform and complex wide-necked intracranial aneurysms that are unsuitable for clipping or coil embolization // J. Neurosurgery. 2001. V. 95, N 1. P. 24–35. DOI: 10.3171/jns.2001.95.1.0024.
10. Andaluz N., Zuccarello M. Treatment strategies for complex intracranial aneurysms: Review of a 12-year experience at the University of Cincinnati // Skull Base. 2011. V. 21, N 4. P. 233–242. DOI: 10.1055/s-0031-1280685.
11. Digitizing web-site: <https://automeris.io/WebPlotDigitizer/>.
12. Stemper B. D., Yoganandan N., Stineman M. R., et al. Mechanics of fresh, refrigerated, and frozen arterial tissue // J. Surgic. Res. 2007. V. 139, N 2. P. 236–242. DOI: 10.1016/j.jss.2006.09.001.
13. Parshin D. V., Lipovka A. I., Yunoshev A. S., et al. On the optimal choice of a hyperelastic model of ruptured and unruptured cerebral aneurysm // Sci. Rep. 2019. V. 9, N 1. 15865. DOI: 10.1038/s41598-019-52229-y.
14. Cebral J. R., Duan X., Chung B. J., et al. Wall mechanical properties and hemodynamics of unruptured intracranial aneurysms // Amer. J. Neuroradiol. 2015. V. 36, N 9. P. 1695–1703. DOI: 10.3174/ajnr.A4358.

15. **Handbook of hemorheology and hemodynamics.** V. 69. Biomedical and health research / Ed. by O. K. Baskurt, M. R. Hardeman, M. W. Rampling, H. J. Meiselman. Amsterdam: IOS Press, 2007. <https://www.iospress.nl/book/handbook-of-hemorheology-and-hemodynamics/>.
16. **Skiadopoulos A., Neofytou P., Housiadas Ch.** Comparison of blood rheological models in patient specific cardiovascular system simulations // *J. Hydrodynamics.* 2017. V. 29, N 2. P. 293–304. DOI: 10.1016/S1001-6058(16)60739-4.
17. **Yanchenko A. A., Cherevko A. A., Chupakhin A. P., et al.** Nonstationary hemodynamics modelling in a cerebral aneurysm of a blood vessel // *Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling.* 2014. V. 29, N 5. P. 307–317. DOI: 10.1515/rnam-2014-0025.
18. **Cebral J. R., Mut F., Weir J., Putman C.** Quantitative characterization of the hemodynamic environment in ruptured and unruptured brain aneurysms // *Amer. J. Neuroradiol.* 2011. V. 32, N 1. P. 145–151. DOI: 10.3174/ajnr.A2419.
19. **Zarrinkoob L., Ambarki Kh., Wahlin A., et al.** Blood flow distribution in cerebral arteries // *J. Cerebral Blood Flow Metabolism.* 2015. V. 35, N 4. P. 648–654. DOI: 10.1038/jcbfm.2014.241.
20. **Robertson A. M., Duan X., Aziz K. M., et al.** Diversity in the strength and structure of unruptured aneurysms // *Ann. Biomed. Engng.* 2015. V. 43, N 7. P. 1502–1515. DOI: 10.1007/s10439-015-1252-4.
21. **Liang X., Peng F., Yao Y., et al.** Aneurysm wall enhancement, hemodynamics, and morphology of intracranial fusiform aneurysms // *Frontiers Aging Neurosci.* 2023. V. 15. 1145542. DOI: 10.3389/fnagi.2023.1145542.
22. **Seshaiyer P., Hsu F. P. K., Shah A. D., et al.** Multiaxial mechanical behavior of human saccular aneurysms // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engng.* 2001. V. 4, N 3. P. 281–289. DOI: 10.1080/10255840108908009.
23. **Valencia A., Contente A., Ignat M., et al.** Mechanical test of human cerebral aneurysm specimens obtained from surgical clipping // *J. Mech. Med. Biology.* 2015. V. 15. 1550075. DOI: 10.1142/S021951941550075X.
24. **Sherif C., Herbich E., Plasenzotti R., et al.** Very large and giant microsurgical bifurcation aneurysms in rabbits: Proof of feasibility and comparability using computational fluid dynamics and biomechanical testing // *J. Neurosci. Methods.* 2016. V. 268. P. 7–13. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2016.04.020.
25. **Laurence D., Homburg H., Yan F., et al.** A pilot study on biaxial mechanical, collagen microstructural, and morphological characterizations of a resected human intracranial aneurysm tissue // *Sci. Rep.* 2021. V. 11. 3525. DOI: 10.1038/s41598-021-82991-x.
26. **Guevorkian K., Colbert M. J., Durth M., et al.** Aspiration of biological viscoelastic drops // *Phys. Rev. Lett.* 2010. V. 104. 218101. DOI: 10.1103/PhysRevLett.104.218101.
27. **Suzuki T., Takao H., Suzuki T., et al.** Proposal of hematocrit-based non-Newtonian viscosity model and its significance in intracranial aneurysm blood flow simulation // *J. Non-Newtonian Fluid Mech.* 2021. V. 290. 104511. DOI: 10.1016/j.jnnfm.2021.104511.
28. **Friesen J., Bergner J., Khan M. I. A., et al.** Comparison of existing aneurysm models and their path forward // *Comput. Methods Programs Biomed. Update.* 2021. V. 1. 100019. DOI: 10.1016/j.cmpbup.2021.100019.
29. **Saqr K. M., Rashad Sh., Tupin S., et al.** What does computational fluid dynamics tell us about intracranial aneurysms? A meta-analysis and critical review // *J. Cerebral Blood Flow Metabolism.* 2020. V. 40, N 5. P. 1021–1039. DOI: 10.1177/0271678X19854640.
30. **Neyazi B., Swiatek V. M., Skalej M., et al.** Rupture risk assessment for multiple intracranial aneurysms: why there is no need for dozens of clinical, morphological and hemodynamic parameters // *Therapeut. Adv. Neurolog. Disorders.* 2020. V. 13. P. 1–11. DOI: 10.1177/17562864209661.

31. **Kim J. J., Yang H., Kim Y. B., et al.** The quantitative comparison between high wall shear stress and high strain in the formation of paraclinoid aneurysms // Sci. Rep. 2021. V. 11. 7947. DOI: 10.1038/s41598-021-87126-w.
32. **Backes D., Vergouwen M., Groenestege A., et al.** PHASES score for prediction of intracranial aneurysm growth // Stroke. 2015. V. 46, N 1. P. 1221–1226. DOI: 10.1161/STROKEAHA.114.008198.
33. **Tagiltsev I. I., Shutov A. V.** Geometrically nonlinear modelling of pre-stressed viscoelastic fibre-reinforced composites with application to arteries // Biomech. Model. Mechanobiology. 2021. V. 20. P. 323–337.
34. **Yalcin O., Jani P. V., Johnson P. C., Cabrales P.** Implications enzymatic degradation of the endothelial glycocalyx on the microvascular hemodynamics and the arteriolar red cell free layer of the rat cremaster muscle // Frontiers Physiology. 2018. V. 9. 168. DOI: 10.3389/fphys.2018.00168.
35. **Sazonov I., Khir A. W., Hacham W. S., et al.** A novel method for non-invasively detecting the severity and location of aortic aneurysms // Biomech. Model. Mechanobiology. 2017. V. 16, N 4. P. 1225–1242. DOI: 10.1007/s10237-017-0884-8.
36. **Khatib N. El., Kafi O., Sequeira A., et al.** Mathematical modelling of atherosclerosis // Math. Modell. Natur. Phenomena. 2019. V. 14, N 6. 603.
37. **Berg P., Voß S., Janiga G., et al.** Multiple Aneurysms AnaTomy CHallenge 2018 (MATCH). 2. Rupture risk assessment // Intern. J. Comput. Assist. Radiology Surgery. 2019. V. 14, iss. 10. P. 1795–1804. DOI: 10.1007/s11548-019-01986-2.
38. **Ren Y., Chen G. Z., Liu Z., et al.** Reproducibility of image-based computational models of intracranial aneurysm: a comparison between 3D rotational angiography, CT angiography and MR angiography // Biomed. Engng Online. 2016. V. 15. 50. DOI: 10.1186/s12938-016-0163-4.
39. **Yushkevich P. A., Piven J., Hazlett H. C., et al.** User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability // Neuroimage. 2006. V. 31, N 1. P. 1116–1128. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.01.015.
40. **ANSYS documentation.** ANSYS CFX theory guide. S. 1.: ANSYS, Inc., 2020. <http://www.ansys.com/>.

Поступила в редакцию 4/VI 2024 г.,

после доработки — 22/VII 2024 г.

Принята к публикации 29/VII 2024 г.