

DOI: 10.15825/1995-1191-2021-4-132-142

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЗАПЛАТ РАЗЛИЧНОЙ ФОРМЫ ПРИ КЛАССИЧЕСКОЙ КАРОТИДНОЙ ЭНДАРТЕРЭКТОМИИ

В.Г. Борисов^{1, 2}, Ю.Н. Захаров^{1, 2}, А.Н. Казанцев³, Ю.И. Шокин², А.В. Евтушенко⁴, Л.С. Барбараш⁴, П.С. Онищенко^{2, 4}, К.Ю. Клышников⁴, Е.А. Овчаренко⁴

¹ Кемеровский государственный университет, Кемерово, Российская Федерация

² Институт вычислительных технологий, Новосибирск, Российская Федерация

³ ГБУЗ «Городская Александровская больница», Санкт-Петербург, Российская Федерация

⁴ ФГБНУ «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация

Цель исследования: описание метода построения геометрических моделей бифуркации сонной артерии с помощью компьютерного моделирования операций каротидной эндартерэктомии (КЭА) с заплатами различной конфигурации. **Материалы и методы.** Метод использует реконструированные модели здорового сосуда, полученные с помощью предоперационного компьютерного томографического исследования пораженного сосуда конкретного пациента. Течение в сосуде моделируется методом вычислительной гидродинамики с использованием данных ультразвуковой доплеровской велосиметрии пациента. Факторы риска оцениваются по гемодинамическим показателям на стенке сосуда, связанным с WSS. **Результаты.** В работе с помощью предложенного метода исследованы гемодинамические результаты 10 виртуальных операций КЭА с заплатами различной формы на примере реконструированной здоровой артерии конкретного пациента. Смысл имплантации заплаты состоит в том, чтобы в результате операции просвет сосуда не был сужен, поскольку закрытие разреза без заплаты может уменьшить длину окружности просвета сосуда на 4–5 мм, что неблагоприятно сказывается на кровотоке. С другой стороны, слишком широкая заплата создает аневризмоморфную деформацию устья внутренней сонной артерии (ВСА), что не является оптимальным ввиду формирования большой зоны рециркуляции. В рассматриваемом случае установлено, что ширина имплантированной заплаты, приблизительно равная 3 мм, обеспечивает оптимальный гемодинамический результат. Отклонения от этого медианного значения как в большую, так и в меньшую сторону ухудшают гемодинамику, а отсутствие заплаты дает наихудший из рассмотренных результатов. **Заключение.** Предложенная методика компьютерного моделирования способна обеспечить персонализированный подбор заплаты для классической КЭА с низким риском развития рестеноза в отдаленном периоде наблюдения.

Ключевые слова: каротидная эндартерэктомия, классическая каротидная эндартерэктомия, заплата, компьютерное моделирование, заплата.

Для корреспонденции: Казанцев Антон Николаевич. Адрес: 193312, Санкт-Петербург, проспект Солидарности, д. 4. Тел. (908) 947-47-57. E-mail: dr.antonio.kazantsev@mail.ru

Corresponding author: Anton Kazantsev. Address: 4, Solidarity Avenue, St. Petersburg, 193312, Russian Federation. Phone: (908) 947-47-57. E-mail: dr.antonio.kazantsev@mail.ru

COMPUTER MODELING OF DIFFERENT SHAPED PATCHES IN CLASSICAL CAROTID ENDARTERECTOMY

V.G. Borisov^{1, 2}, Yu.N. Zakharov^{1, 2}, A.N. Kazantsev³, Yu.I. Shokin^{1, 2}, A.V. Evtushenko⁴, L.S. Barbarash⁴, P.S. Onishchenko^{2, 4}, K.Yu. Klyshnikov⁴, E.A. Ovcharenko⁴

¹ Kemerovo State University, Kemerovo, Russian Federation

² Federal Research Center for Information and Computational Technologies, Novosibirsk, Russian Federation

³ City Alexandrovskaya Hospital, St. Petersburg, Russian Federation

⁴ Research Institute for Complex Problems of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, Russian Federation

Objective: to construct geometric models of carotid bifurcation and build a computer modeling for carotid endarterectomy (CEA) operations with patches of various configurations. **Materials and methods.** The method uses reconstructed models of a healthy blood vessel obtained from a preoperative computed tomography (CT) study of the affected blood vessel of a particular patient. Flow in the vessel is simulated by computational fluid dynamics using data from the patient's ultrasonic Doppler velocimetry and CT angiography. Risk factors are assessed by hemodynamic indices at the vessel wall associated with Wall Shear Stress (WSS). **Results.** We used the proposed method to study the hemodynamic results of 10 virtual CEA operations with patches of various shapes on a reconstructed healthy artery of a particular patient. The reason for patch implantation was to ensure that the vessel lumen is not narrowed as a result of the surgery, since closing the incision without a patch can reduce the vessel lumen circumference by 4–5 mm, which adversely affects blood flow. On the other hand, too wide a patch creates aneurysmorphic deformation of the internal carotid artery (ICA) mouth, which is not optimal due to formation of a large recirculation zone. In this case, it was found that the implanted patch width of about 3 mm provides an optimal hemodynamic outcome. Deviations from this median value, both upward and downward, impair hemodynamics. The absence of a patch gives the worst of the results considered. **Conclusion:** The proposed computer modeling technique is able to provide a personalized patch selection for classical CEA with low risk of restenosis in the long-term follow-up.

Keywords: classical carotid endarterectomy, computer modeling, patch.

ВВЕДЕНИЕ

Согласно статистике, острое нарушение мозгового кровообращения из-за развития гемодинамически значимого стеноза внутренней сонной артерии (ВСА) является одной из основных причин летальных исходов и длительной инвалидности [1, 2].

Классическая каротидная эндартерэктомия (КЭА) является одним из наиболее распространенных методов лечения этих больных [1, 2].

Однако в результате имплантации заплаты во время данного вмешательства может возникать локальная деформация сосуда, приводящая к изменению гемодинамики потока. Изучение гемодинамических характеристик кровотока на стенке сосуда крайне затруднено *in vitro*, а тем более *in vivo*.

Поэтому вычислительные методы гидродинамики широко используются для оценки гемодинамических эффектов в сосудах персонально-специфической формы [3, 4].

Целью работы является выявление зон наибольшего риска рестеноза в построенных компьютерных моделях при классической КЭА.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исходные данные для математического моделирования

Исходная геометрическая модель сосуда была реконструирована на основе предоперационной компьютерной томографии (КТ) пораженной левой каротидной бифуркации конкретного пациента. На рис. 1, а, представлена пораженная часть области течения сосуда (сонная артерия находится на переднем плане). Сегмент кривой показывает предполагаемое положение стенки сосуда под атеросклеротической бляшкой. Пунктирной линией отмечена внутренняя поверхность бляшки в изображенной проекции.

Исходными данными для моделирования течения являются результаты послеоперационной ультразвуковой доплеровской velocиметрии (УДВ) пациента. Зависимость скорости входного потока от времени построена на основании данных УДВ-исследования общей сонной артерии (ОСА). Соотношение расходов через внутреннюю (ВСА) и наружную (НСА) сонную артерию рассчитывалось с использованием площадей их поперечного сечения и TAPV (усред-

ненная по времени пиковая скорость), которые также были получены по данным УДВ.

Построение геометрических моделей

Реконструированная трехмерная модель здорового сосуда была построена с использованием программного обеспечения SimVascular Updegrove (2016) и Salome Salome (2007). SimVascular использовался для построения сегментов сосудов (рис. 1, б-г). Эти сегменты с помощью скрипта Python нашей собственной разработки были затем импортированы в Salome для построения геометрической модели и

сеток. Реконструированная трехмерная модель сосуда изображена на рис. 1, д. Далее эта модель называется базовой и обозначается через m_0 . Черная линия на стенке сосуда указывает линию разреза для последующей имитации имплантации заплаты.

Упомянутый скрипт также использовался для визуального моделирования результата операции КЭА. С его помощью можно визуально построить линию разреза и контуры заплаты на контурах сегментации сосуда (рис. 2). Информация о нарисованных линиях экспортируется скриптом в файл данных в виде списка значений ширины заплаты на ее пересечениях

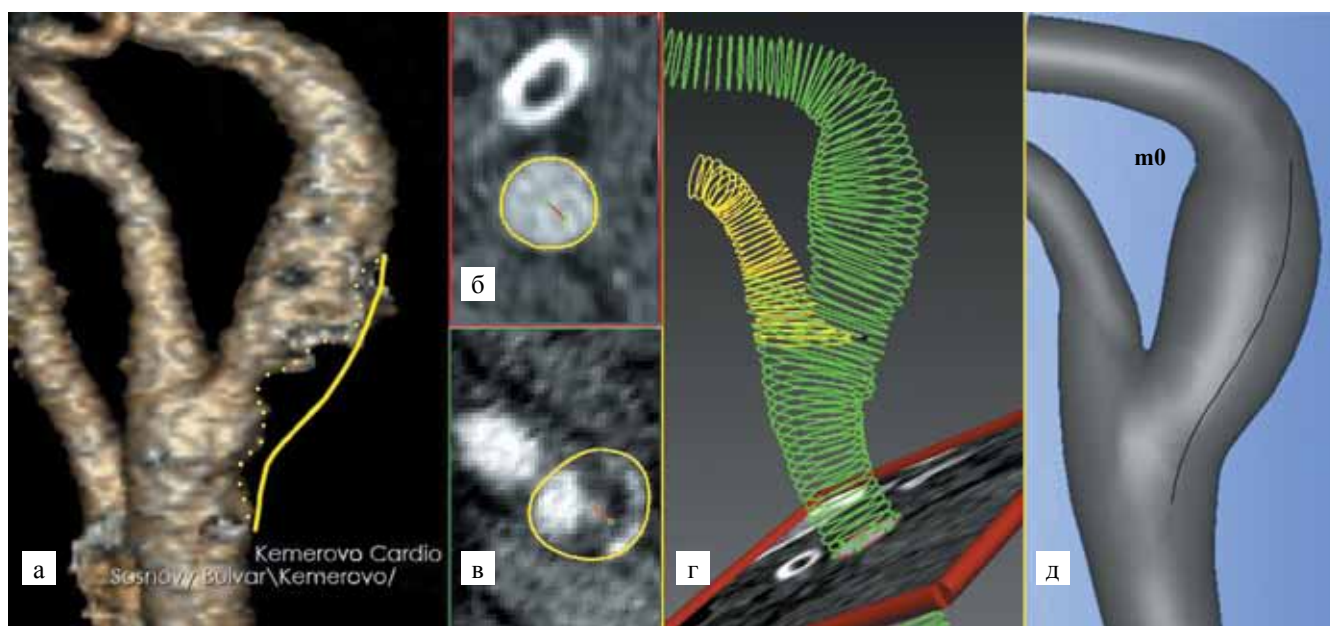


Рис. 1. Компьютерная томография с ангиографией предоперационной области течения в сонных артериях: а – сосуд на переднем плане; б – контур сегментации в здоровой части ОСА; в – контур сегментации в пораженной части ВСА вблизи бифуркации; г – сегментации ОСА-ВСА и НСА; д – геометрическая форма базовой модели m_0 с линией разреза

CTA image of the preoperative flow area in the carotid arteries: а – vessel in the foreground; б – segmentation contour in the healthy part of the CCA; в – segmentation contour in the affected part of the ICA near the bifurcation; г – segmentation of OCA-BCA and HCA; д – geometric shape of the base model m_0 with a cut line

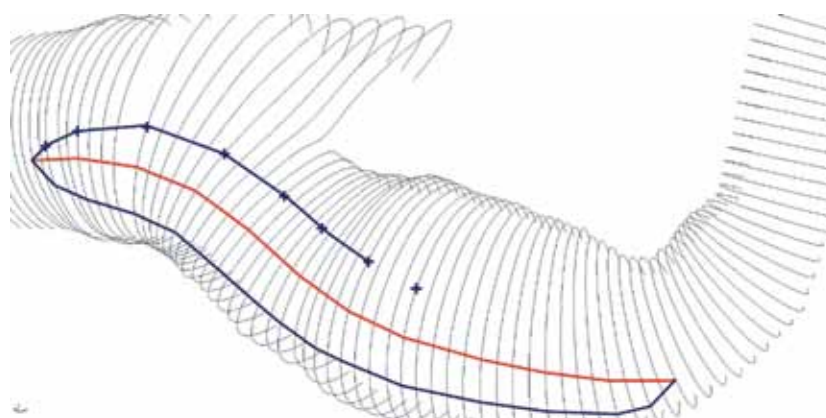


Рис. 2. Процесс визуального построения формы заплаты на контурах сегментации ОСА-ВСА

Fig. 2. The process of visual construction of the patch shape on the OCA-ICA segmentation contours

с контурами сегментации. Затем скрипт использует эти данные для изменения геометрической формы базовой модели, имитируя результат имплантации заплаты.

Модифицированные модели, являющиеся результатами виртуальной КЭА, строились путем увеличения (или уменьшения) периметров всех сегментов модели m_0 , пересекающихся с линией разреза. Это позволяет имитировать любую форму заплаты или закрытие разреза без заплаты. Изменение периметров достигалось путем масштабирования сегментов относительно их геометрических центров в соответствии со значениями, записанными в файле данных. Коэффициент растяжения по умолчанию полагается равным величине относительного приращения периметра, хранящейся в файле, деленной на 2π . Для сегментов, близких по форме к эллипсам с небольшим эксцентриситетом, такой выбор является достаточно точным. При желании для сегментов неправильной формы коэффициент масштабирования может быть откорректирован вручную. Вследствие масштабирования верхние (на рис. 2) части проксимальных контуров ВСА смещались вверх и начинали пересекаться с проксимальными контурами НСА. Для корректировки этого выполнялось небольшое параллельное смещение всех контуров НСА вдоль большей оси дистального контура ОСА. После этого строились геометрическая модель сосуда и расчетные сетки на ней. Сетки затем экспортировались в OpenFoam для численных расчетов.

Для сравнительного анализа описанным выше способом были построены геометрические модели m_1 – m_{10} . Модели m_1 – m_9 имитируют результаты операции КЭА на модели m_0 с имплантацией заплат p_1 – p_9 соответственно (рис. 3). Модель m_{10} (не изоб-

раженная на рис. 3) имитирует закрытие разреза без имплантации заплаты.

Данные по формам заплат приведены в табл. 1, которая содержит значения ширины заплат в их поперечных сечениях вдоль линии разреза. Точка 0 колонки «Расстояние...» таблицы соответствует проксимальному концу линии разреза, точка 3,9 – дистальному. Линия разреза, изображенная на рис. 1, е, одинакова для всех моделей. Как ее длина 3,9 см, так и расположение соответствуют фактическому разрезу, сделанному во время классической КЭА. Модель m_{10} была построена путем уменьшения окружности просвета сосуда вдоль линии разреза. На это указывают отрицательные значения ширины виртуальной заплаты p_{10} в табл. 1.

Заметим, что в табл. 1 приведены приращения периметра сосуда после имплантации, ширина же самой заплаты до имплантации должна быть несколько большей.

Моделирование течения

Скорость течения U и давление p в построенных геометрических моделях описывались с помощью трехмерных нестационарных уравнений Навье–Стокса для вязкой несжимаемой жидкости:

$$\rho \left(\frac{\partial U}{\partial t} + (U \cdot \nabla)U \right) = -\nabla p + \nabla \tau, \quad (1)$$

$$\nabla U = 0,$$

с постоянной плотностью $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$ и динамической вязкостью $\mu = 3,675 \times 10^{-3} \text{ Па}\cdot\text{с}$, где τ – тензор напряжений сдвига. Граничное условие непротекания было задано для U на боковой поверхности области течения, а условия параллельного течения – на

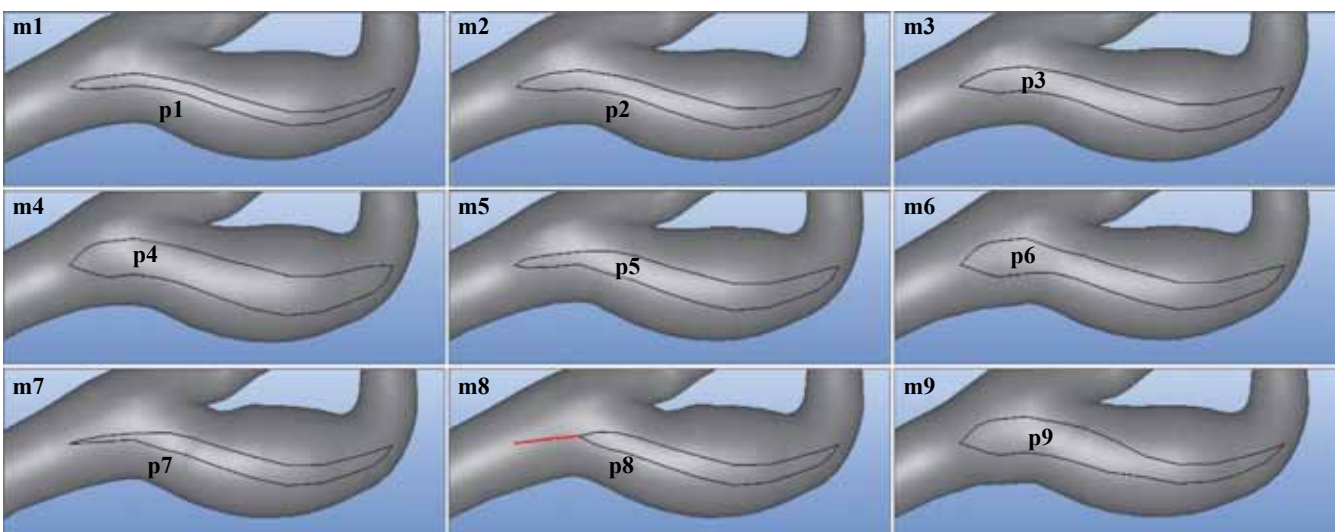


Рис. 3. Формы заплат и сосудов после виртуальной каротидной эндартерэктомии

Fig. 3. Shapes of patches and vessels after virtual carotid endarterectomy

входе и выходах. Границы области течения считались жесткими. Начальное значение скорости выбралось равным константе 0,15 м/с. В качестве граничных условий для p на входе и выходах устанавливалась периодически меняющаяся разность давления, которая создавала периодическое течение, соответствующее постоперационным данным УДВ пациента:

- $T = 1,06$ с – период кардицикла;
- $Q = 6,9$ мл/с – объемный расход через ОСА;
- $r = 1,72$ – отношение объемного расхода через ВСА к объемному расходу через НСА.

Метод построения граничных условий заключался в следующем. Сначала был проведен численный расчет, при котором на обоих выходах устанавливалось нулевое давление, а на входе шаг за шагом с интервалом по времени 10 мс строилась подходящая кривая давления. В ходе этого расчета приращения давления на каждом временном шаге выбирались вручную таким образом, чтобы результирующая кривая скорости на входе (рис. 4, а) соответствовала огибающей спектра УДВ в ОСА пациента. По результатам этого расчета было вычислено значение величины r , которое оказалось отличным от целевого значения 1,72. Далее, для корректировки значения r , на выходах вместо нулевого задавалось переменное давление. А именно на выходе НСА задавалась такая же кривая давления, что и для ОСА, только уменьшенная по амплитуде с коэффициентом $k = 0,1$ и с небольшим отставанием по фазе. На выходе ВСА задавалась такая же кривая давления, что и на НСА, только инвертированная относительно оси абсцисс. Тем самым расход через НСА уменьшался, а через ВСА – увеличивался, при этом расход через ОСА практически не менялся. После этого с помощью еще одной серии вспомогательных расчетов значение параметра k (и форма кривой давления, если необходимо) было скорректировано таким образом,

что величины Q и r стали близки к своим целевым значениям.

Численные расчеты и постпроцессинг

Численные расчеты проводились в OpenFoam методом конечных объемов с использованием алгоритма PISO, который наряду с коммерческим программным обеспечением, таким как Ansys Fluent, OpenFoam, является распространенным инструментом для выполнения гидродинамических расчетов и моделирования течения в кровеносных сосудах [4]. В описанных предварительных численных расчетах, выполненных для получения течения, соответствующего данным УДВ, использовались грубые расчетные сетки. После получения удовлетворительных результатов предварительных расчетов были проведены окончательные расчеты на мелких сетках. В результате расчетов были получены динамические поля давления, скорости и градиента скорости в области течения для нескольких сердечных циклов с дискретизацией времени с шагом 10^{-2} с. Информация о параметрах течения и его производных характеристиках извлекалась из результатов расчетов путем постпроцессинга, выполненного в ParaView Ayachit.

Для верификации этих результатов было проведено исследование их независимости от шага сетки. Было установлено, что результаты существенно не изменяются при использовании сеток с числом узлов более 5×10^5 . Размер ячейки сетки на боковой поверхности был установлен равным половине размера ячейки внутри вычислительной области. Это было сделано для повышения точности расчета гемодинамических показателей, которые выражаются через градиент скорости на стенке сосуда. Изучалась также стабилизация периодических колебаний. Как оказалось, процесс пульсовых колебаний можно считать установившимся начиная со второго сердечного цикла [5]. В связи с этим далее предполагается, что

Таблица 1

Значения ширины заплат $p1-p10$ вдоль линии разреза
Values of the width of patches $p1-p10$ along the cut line

Расстояние вдоль разреза (см)	$p1$	$p2$	$p3$	$p4$	$p5$	$p6$	$p7$	$p8$	$p9$	$p10$
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,29	0,12	0,16	0,19	0,34	0,13	0,35	0,05	-0,10	0,34	-0,26
0,72	0,14	0,21	0,28	0,42	0,14	0,42	0,07	0,00	0,42	-0,22
1,16	0,13	0,20	0,27	0,39	0,25	0,29	0,18	0,19	0,39	-0,22
1,59	0,14	0,20	0,27	0,40	0,27	0,27	0,20	0,20	0,38	-0,22
2,02	0,15	0,22	0,29	0,43	0,29	0,29	0,22	0,22	0,33	-0,24
2,46	0,16	0,24	0,33	0,47	0,33	0,33	0,24	0,24	0,24	-0,26
2,89	0,15	0,23	0,32	0,45	0,32	0,32	0,23	0,23	0,23	-0,26
3,32	0,13	0,20	0,27	0,39	0,27	0,27	0,20	0,20	0,20	-0,22
3,61	0,12	0,17	0,23	0,34	0,23	0,23	0,17	0,17	0,15	-0,14
3,90	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

время $t = 0$ соответствует началу систолического нарастания скорости течения во втором кардиоцикле.

Пристеночное напряжение сдвига и гемодинамические показатели

Показатель Wall Shear Stress (WSS) рассчитывался как тангенциальная составляющая t_w тензора сдвиговых напряжений τ на стенке сосуда. Показатели Time Average WSS (TAWSS), Oscillatory Shear Stress Index (OSI) и RRT (относительное время пребывания) рассчитывались по формулам (2) через усредненное значение t_w за один сердечный цикл [24]:

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

$$RRT = \frac{T}{(1 - 2 \cdot OSI) \cdot \int_0^T |\tau_w| dt}. \quad (2)$$

Здесь T – длительность сердечного цикла, а $|\tau_w|$ – евклидова норма вектора t_w . Для количественного сравнения показателей в некоторой зоне σ на стенке сосуда рассчитывались их средние значения по формулам:

$$RRT_\sigma = \frac{1}{S_\sigma} \int_\sigma RRT d\sigma, \quad OSI_\sigma = \frac{1}{S_\sigma} \int_\sigma OSI d\sigma,$$

$$TAWSS_\sigma = \frac{1}{S_\sigma} \int_\sigma |TAWSS| d\sigma, \quad (3)$$

где S – площадь зоны σ . Использовались также безразмерные среднее – I_RRT и логарифмическое максимальное – M_RRT значения показателя RRT для зоны σ , которые вычислялись по формулам:

$$I_RRT = TAWSS_{CCA} \cdot RRT_\sigma,$$

$$M_RRT = \max_\sigma (\ln(RRT \cdot TAWSS_{CCA} + 1)). \quad (4)$$

Здесь $TAWSS_{CCA}$ – усредненное значение TAWSS в цилиндрической части ОСА на расстоянии трех радиусов ОСА от точки разветвления сосуда [24].

Для оценки патологических значений показателя RRT использовались неравенства $TAWSS < 0,4$ Па и $OSI > 0,3$, приведенные в исследовании Harrison (2014) [6]. В этом случае формула (2) дает соответствующее критическое значение $RRT = 6,25$ Па⁻¹. Далее значения RRT, превышающие критическое, будут считать патологическими.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты по течению в базовой модели

Проведен анализ результатов расчетов поля скоростей и гемодинамических показателей для базовой модели $m0$. На рис. 4 изображены некоторые визуализации для следующих значений параметров: $T = 1,06$ с, $Q = 6,9$ мл/с, $r = 1,72$. На рис. 4, а, приведен график модуля вектора скорости в центре проксимального поперечного сечения ОСА.

На рис. 4, б–г, изображены линии тока в моменты времени 0,06; 0,14; 0,6 с соответственно, которые от-

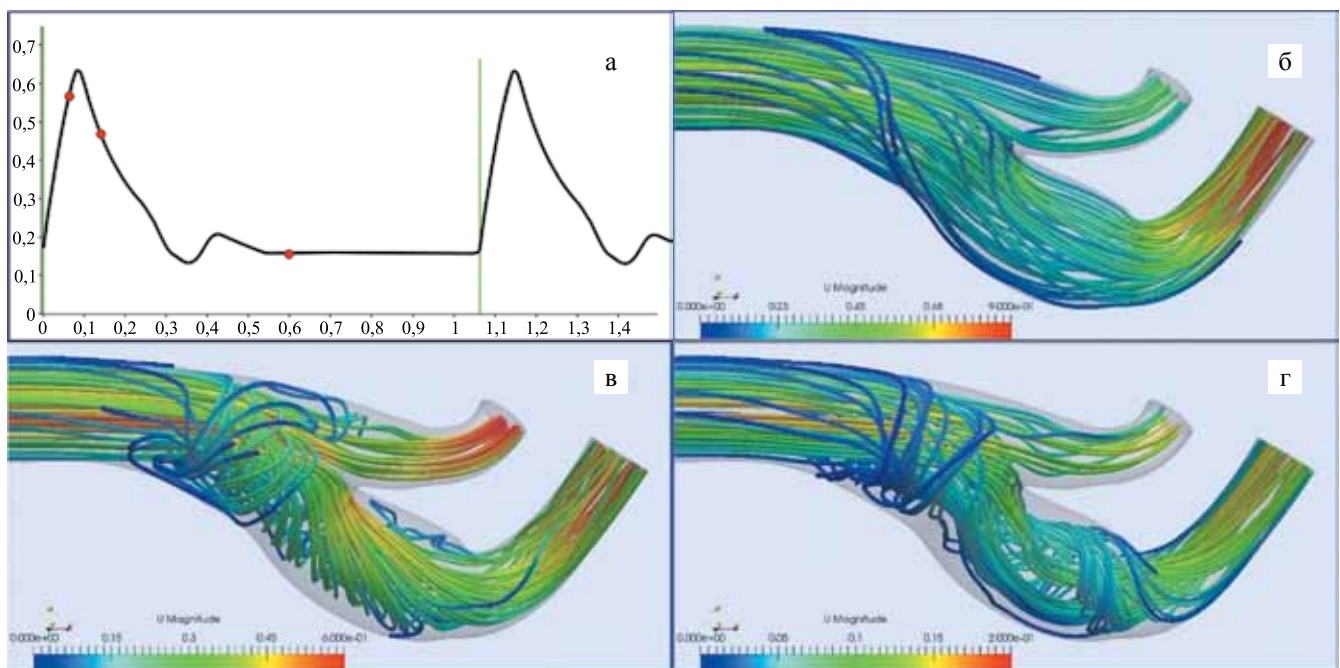


Рис. 4. График скорости в ОСА (а). Линии тока при $t = 0,06$ с (б), $t = 0,14$ с (в), $t = 0,6$ с (г)

Fig. 4. Graph of speed in OCA (a). Streamlines at $t = 0.06$ s (б), $t = 0.14$ s (в), $t = 0.6$ s (г)

мечены точками на рис. 4, а. Изменения цвета вдоль линии тока отражают скорость движения частиц крови в соответствии с предоставленной шкалой.

Также изучалось влияние частоты и амплитуды пульса на распределение гемодинамических показателей на стенке сосуда в зоне его атеросклеротического поражения. В табл. 2 приведены значения T , Q и r для четырех вариантов расчета, обозначенных буквами а–г.

Таблица 2

Параметры течения T (с), Q (мл/с), r (безразмерное) в расчетах а–г

Flow parameters T (s), Q (ml/s), r (dimensionless) in calculations а–г

	T	Q	r
а	1,06	6,90	1,72
б	1,06	6,00	1,78
в	0,7	7,76	1,77
г	0,8	10,65	1,72

Таблица 3

Средние значения индексов в зонах σ_1 – σ_3

Average values of indices in zones σ_1 – σ_3

	RRT_{σ} (Pa^{-1})	$\ln(RRT_{\sigma} + 1)$	OSI_{σ}	$TAWSS_{\sigma}$ (Па)
σ_1	287	5,66	0,409	0,047
σ_2	739	6,61	0,428	0,049
σ_3	974	6,88	0,453	0,031

На рис. 5, а–г, изображены линии уровня RRT на выбранном участке стенки сосуда, соответствующие одноименным наборам параметров из табл. 2. Линии уровня 0 соответствуют критическому значению $RRT = 6,25 \text{ Pa}^{-1}$. Линии уровня 1–3 соответствуют значениям RRT в 2, 4 и 8 раз большим соответственно, чем критическое значение. Цветом отображается значение $\ln(RRT + 1)$ между 0 и 8 в соответствии с прилагаемой шкалой. На рис. 7 показано расположение выбранного участка на стенке сосуда. Рис. 5 демонстрирует, что сколь-нибудь существенного изменения в распределении показателя RRT при вариации параметров течения, приведенных в табл. 2, не происходит.

На рис. 6 изображена в несколько увеличенном виде зона локальных максимумов индекса RRT из рис. 5, а, в сочетании с фазовым портретом векторного поля TAWSS.

Стрелки на рисунке указывают локальное направление поля TAWSS, цвет отражает значение $\ln(RRT + 1)$ в диапазоне $[0, 8]$. Черные точки – это неподвижные точки поля TAWSS, жирные линии – это сепаратрисы двух седловых точек 2 и 4, тонкие линии представляют собой регулярные траектории.

Три зоны σ_1 – σ_3 (рис. 6) с равными площадями S были выбраны для сравнительной количественной оценки интегральных значений RRT. Центрами этих зон являются стационарные точки 1–3 поля TAWSS. Средние значения индексов, рассчитанных для каждой зоны по формулам (3), приведены в табл. 3.

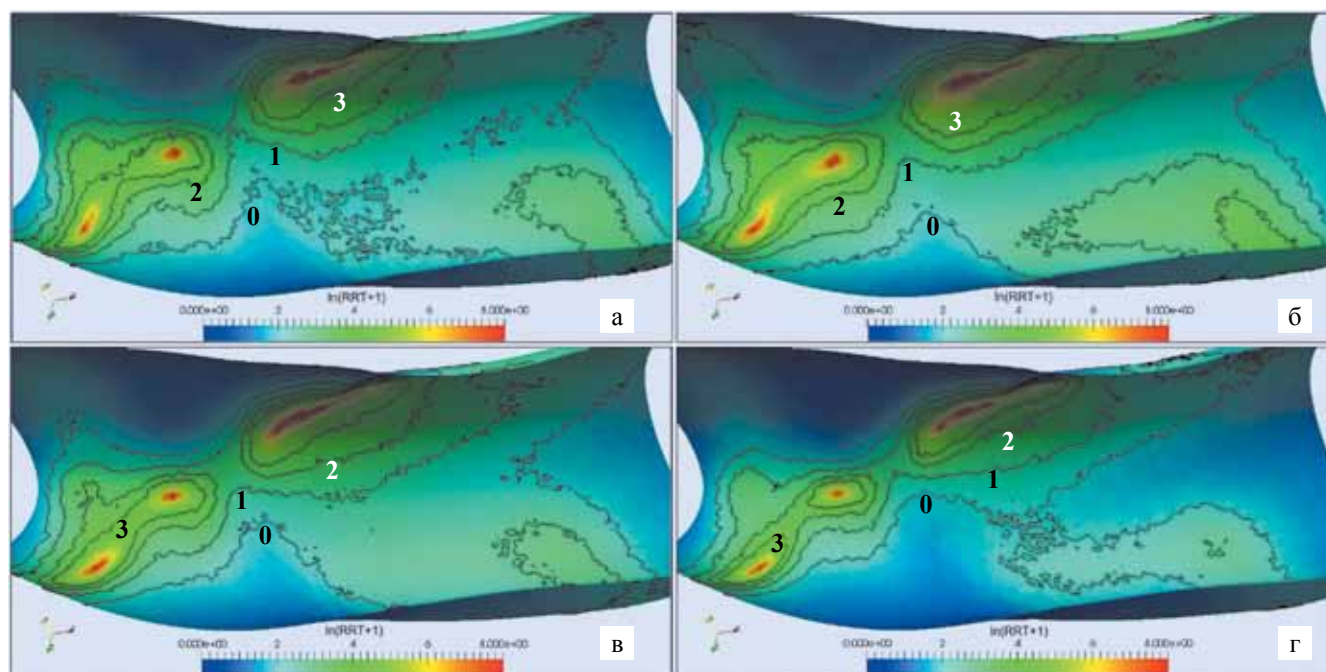


Рис. 5. Линии уровня RRT (Pa^{-1}) и распределение $\ln(RRT + 1)$ для наборов параметров а–г в табл. 2

Fig. 5. RRT level lines (Pa^{-1}) and \ln distribution ($RRT + 1$) for parameter sets а–г in Table 2

Гемодинамические показатели для моделей m0–m10

Результаты численных расчетов с параметрами течения Q и γ , отличающимися не более чем на 0,7% от результата расчета «а» для базовой модели (см. табл. 2), были получены для моделей m1–m10. Изменения геометрической формы сосуда, вызванные имплантацией виртуальной заплатки, приводят к изменению (в пределах 10%) расчетных значений Q и γ при неизменных граничных условиях. В силу этого для каждой из моделей m1–m10 проводились вспомогательные расчеты для корректировки коэффициента k , чтобы уложиться в интервал $[-0,7\%; 0,7\%]$ изменения параметров Q и γ .

Для получения сравнительных количественных характеристик гемодинамических показателей в каждой модели были выбраны области, где одновременно удовлетворялись оба критерия $TAWSS < 0,4$ Па и $OSI > 0,3$. Эти области для всех моделей состоят из двух зон z_1 и z_2 , первая из которых содержит ста-

ционарные точки 1, 2, вторая – стационарные точки 3, 4 поля TAWSS. На рис. 7 изображены эти зоны для базовой модели. Значения показателей I_{RRT} и M_{RRT} в зонах z_1 и z_2 , рассчитанные по формулам (4) для каждой модели, приведены в табл. 4. В строках таблицы приведены значения I_{RRT} и M_{RRT} для моделей m0–m10 в процентах к соответствующим значениям для базовой модели m0.

ОБСУЖДЕНИЕ

Построение геометрических моделей

Наша задача состояла в реконструкции сегментации исходного здорового сосуда по компьютерной томографии с ангиографией пораженного сосуда. На неповрежденных участках сосуда (рис. 1, б) границы просвета совпадают с его внутренней стенкой, и сегментация в SimVascular может быть выполнена в автоматическом режиме. Однако в зонах атеросклеротического поражения (рис. 1, в) такого совпадения нет, поэтому каждый контур строился с использо-

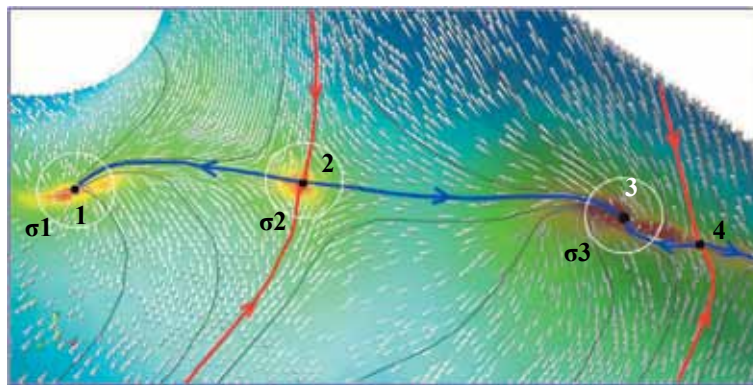


Рис. 6. Топологическая структура поля TAWSS в окрестности его точек покоя (точки 1–4)

Fig. 6. Topological structure of the TAWSS field in the vicinity of its rest points (points 1–4)

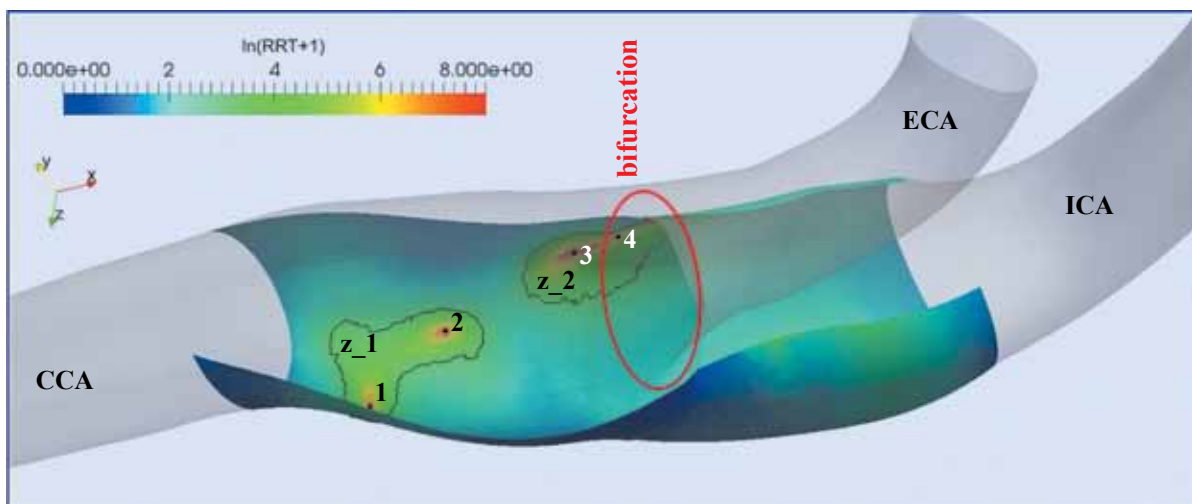


Рис. 7. Зоны z_1 и z_2 и стационарные точки 1–4 поля TAWSS для базовой модели

Fig. 7. Zones z_1 and z_2 and stationary points 1–4 of the TAWSS field for the base model

Таблица 4
**Сравнение показателей I_RRT и M_RRT
 для моделей m0–m10, %**
**Comparison of I_RRT and M_RRT indicators
 for m0–m10 models, %**

	I_RRT ₁	I_RRT ₂	M_RRT ₁	M_RRT ₂
m0	100	100	100	100
m1	88,8	97,8	78,7	98,7
m2	78,6	94,7	75,9	95,8
m3	71,8	92,9	70,0	96,1
m4	76,1	96,5	74,3	96,8
m5	76,3	96,8	75,2	98,3
m6	75,4	98,1	82,5	97,3
m7	75,9	97,3	74,9	99,8
m8	75,7	97,0	74,2	99,9
m9	77,0	95,7	74,6	98,3
m10	82,0	110,0	81,9	105,9

ванием ручной корректировки с последующим Фурье-сглаживанием. Например, на рис. 1, в, правая часть контура строилась по внешней границе рентгеноконтрастной кальцинированной бляшки. Кроме того, в силу ограниченной разрешающей способности оборудования граница просвета сосуда размыта, следовательно, при ее распознавании присутствует некоторая неопределенность масштабирования. Поэтому площади некоторых распознанных поперечных сечений сравнивались с площадями тех же поперечных сечений, полученных средствами УДВ, вычислялся поправочный коэффициент, а затем все контуры масштабировались в соответствии с этим коэффициентом. В итоге были получены сегментации ОСА-ВСА и НСА (рис. 1, г), по которым строилась базовая модель m0 (рис. 1, д).

Моделирование течения

Моделирование течения выполнялось в предположении, что кровь – это ньютоновская жидкость. Давно установлено, что неньютоновская реология проявляется в основном в сосудах малого диаметра и капиллярах. Поэтому для моделирования течения в сонной артерии, как правило, используется ньютоновская реология [7].

Предположение о жесткой стенке сосуда было принято в данной работе по ряду причин. Во-первых, здоровая сонная артерия располагается в ложе из эластичных и податливых структур из соединительной и жировой ткани, внутри которых и происходит перемещение ее стенки. С появлением кальцинированной атеросклеротической бляшки пульсовые движения стенки сосуда в ее зоне прекращаются из-за отсутствия гибкости. Удаление же бляшки с последующей имплантацией заплатки, тем не менее, не восстанавливает гибкость стенки сосуда в полной

мере, так как податливые окружающие структуры вследствие операционной травмы замещаются ригидной соединительной тканью. Заметим, что отсутствие перемещений сосудистой стенки в ответ на изменение давления внутри сосуда с медицинской точки зрения – это самый неблагоприятный гемодинамический вариант, который и был выбран в работе в качестве модели с наихудшим прогнозом. Во-вторых, исследуемые участки сосуда значительно короче длины пульсовой волны давления, поэтому в случае упругой стенки можно предположить, что они расширяются и сужаются почти синхронно. Поэтому если оценивать амплитуду пульсаций диаметра сосуда в 5%, то амплитуда колебаний пикового значения WSS не будет превышать 15% [8]. Однако для интегральных показателей (2) это пиковое систолическое значение усредняется по всему периоду кардиоцикла, и его влияние на показатели будет кратно меньше. Наконец, введение в модель дополнительных исходных данных, необходимых для расчетов с деформируемой стенкой, таких как ее механические свойства, толщина, требует их точной оценки. В противном случае предполагаемые погрешности в этих данных могут внести неконтролируемую неопределенность в результаты расчетов [8]. По этим причинам предположение о жесткости стенки довольно распространено для сонной артерии.

Анализ результатов для модели m0

Известно, что течение в каротидной бифуркации имеет сложную структуру, оно всегда содержит изменяющиеся во времени зоны рециркуляции и застоя [9]. В нашем случае качественное поведение линий тока, изображенное на рис. 4, б–г, соответствует опубликованным результатам.

Для определения вероятного положения зон инициации атеросклеротических бляшек и их зависимости от параметров кровотока были получены распределения гемодинамических показателей (рис. 5) для четырех вариантов расчета (табл. 2). Из рис. 5 видно, что расположение зон с высокими значениями RRT практически не зависит от изменения параметров T и Q.

На рис. 6 изображен фазовый портрет векторного поля TAWSS, соответствующий набору параметров «а» из табл. 2. В рассматриваемой области поле TAWSS имеет четыре стационарные точки, отмеченные на рис. 6 номерами 1–4. Точки 1 и 3 являются устойчивыми узлами, точки 2 и 4 – седловыми точками (неустойчивыми). Стрелки на рис. 6 соответствуют направлению действия напряжения сдвига на клетки эндотелия. Фазовые траектории поля TAWSS соответствуют путям переноса компонентов крови и химических веществ вдоль стенки сосуда. Расчеты, проведенные также и для наборов параметров б–г

из табл. 2, показали, что топологическая структура векторного поля TAWSS в рассматриваемой области идентична для всех четырех вариантов а–г. Этот факт вместе с результатами, приведенными на рис. 5, позволяет сделать вывод о том, что изменение параметров течения оказывает меньшее влияние на конфигурацию зон риска по сравнению с изменениями геометрической формы сосуда.

Из табл. 3 видно, что с точки зрения ухудшения значений гемодинамических показателей зоны σ_1 – σ_3 расположены в порядке возрастания их нумерации. Заметим, что расположение реальной атеросклеротической бляшки на рис. 1, а, коррелирует с расположением рискованных зон σ_1 – σ_3 на рис. 6. Возникновение бляшки меняет локальную гемодинамику, что приводит к распространению патологических областей и дальнейшему ее росту. Таким образом, можно предположить, что формирование бляшки в здоровом сосуде m_0 начиналось с особых точек поля TAWSS. Наибольшая вероятность возникновения патологических явлений, согласно табл. 3, при прочих равных условиях относится к окрестности σ_3 .

Сравнительный анализ результатов для моделей m_0 – m_{10}

Сравнительные результаты расчетов показателей I_{RRT} и M_{RRT} в зонах z_1 и z_2 для всех моделей приведены в табл. 4. Зоны z_1 и z_2 – это зоны наиболее вероятного возникновения атеросклеротических явлений, большие значения показателей в них означают больший риск рестеноза. В соответствии с табл. 1 заплаты p_1 – p_4 имеют приблизительно постоянную ширину по всей длине, за исключением концов. Заплаты такой формы наиболее часто применяются практикующими хирургами, при этом вопрос о выборе ширины заплаты остается за ними. В мировой литературе не обнаружено каких-либо правил выбора ширины заплаты в том или ином конкретном случае. Однако обсуждается также вопрос о выборе между имплантацией заплаты и закрытием разреза без имплантации заплаты [10]. Данные табл. 4 позволяют сделать вывод, что с точки зрения риска возникновения рестеноза в обеих зонах z_1 и z_2 среди заплат p_1 – p_4 предпочтительнее использовать p_3 . Предпочтительность использования заплаты перед непосредственным закрытием разреза в нашем случае подтверждается данными табл. 4 для модели m_{10} , имитирующей такой вариант операции.

В настоящей работе в отличие от упомянутых выше исследовались также и заплаты неравномерной ширины. Как видно из табл. 1, заплаты p_5 и p_6 были получены из заплаты p_3 путем сужения и расширения ее соответственно в проксимальной части. Оба варианта приводят к ухудшению значений показателей в табл. 4.

Заплаты p_7 и p_8 были получены из p_2 . Заплата p_7 – это p_2 , суженная в своей проксимальной части. Заплата p_8 представляет собой укороченную на 0,7 см p_2 , имплантированную в разрез, с непосредственным закрытием разреза в проксимальной части с уменьшением окружности просвета сосуда на 0,1 см. В обоих случаях наблюдается небольшое улучшение показателей в зоне z_1 и ухудшение в зоне z_2 по сравнению с заплатой p_2 .

Заплата p_9 получена из p_4 сужением ее в дистальной части, и это не приводит к сколь-нибудь существенным изменениям значений показателей в табл. 4.

Таким образом, в нашем случае лучшие результаты демонстрируют заплаты средней ширины без сужений и расширений на концах. Наилучшим вариантом является выбор заплаты p_3 , а наихудшим – закрытие разреза без заплаты.

Обобщая результаты настоящей статьи, следует заметить высокую перспективу представленного метода компьютерного моделирования в персонализированном подборе оптимальной заплаты для имплантации в артериотомное отверстие. Как показали предыдущие исследования, данный способ позволяет не только рассчитать деформацию гемодинамических показателей в каротидной бифуркации, но и предсказать вероятность развития рестеноза в той или иной зоне [11–13]. Продемонстрированный метод в будущем сможет стать основой для индивидуального подхода в выборе размеров и формы заплаты, что сократит число неблагоприятных сердечно-сосудистых событий за счет профилактики потери просвета сосуда и повторных инсультов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рассматриваемом случае установлено, что ширина имплантированной заплаты, приблизительно равная 3 мм, обеспечивает оптимальный гемодинамический результат. Отклонения от этого медианного значения как в большую, так и в меньшую стороны ухудшают гемодинамику, а отсутствие заплаты дает наихудший из рассмотренных результатов. Предложенная методика может помочь в экспериментальном подборе заплаты.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

The authors declare no conflict of interest.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Казанцев АН, Тарасов РС, Бурков НН, Шаббаев АР, Лидер РЮ, Миронов АВ. Каротидная эндартерэктомия: трехлетние результаты наблюдения в рамках одноцентрового регистра. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2018; 24 (3): 101–108. Kazantsev AN, Tarasov RS, Burkov NN, Shabaev AR, Leader RYu, Mironov AV. Carotid endarterectomy: three-year follow-up in

- a single-center registry. *Angiology and vascular surgery*. 2018; 24 (3): 101–108. [In Russ, English abstract].
2. Казанцев АН, Тарасов РС, Бурков НН, Волков АН, Грачев КИ, Яхнис ЕЯ и др. Госпитальные результаты чрескожного коронарного вмешательства и каротидной эндартерэктомии в гибридном и поэтапном режимах. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2019; 25 (1): 101–107. Kazantsev AN, Tarasov RS, Burkov NN, Volkov AN, Grachev KI, Yakhnis EYa et al. Hospital results of percutaneous coronary intervention and carotid endarterectomy in hybrid and phased modes. *Angiology and vascular surgery*. 2019; 25 (1): 101–107. [In Russ, English abstract]. doi: 10.33529/angio2019114.
 3. Zhong L, Zhang JM, Su B et al. Application of Patient-Specific Computational Fluid Dynamics in Coronary and Intra-Cardiac Flow Simulations: Challenges and Opportunities. *Front Physiol*. 2018; 9: 742. doi: 10.3389/fphys.2018.00742.
 4. Gijssen F, Katagiri Y, Barlis P et al. Expert recommendations on the assessment of wall shear stress in human coronary arteries: existing methodologies, technical considerations, and clinical applications. *Eur Heart J*. 2019; 40 (41): 3421–3433. doi: 10.1093/eurheartj/ehz551.
 5. Borisov VG, Zakharov YN, Shokin YI et al. Numerical Method for Predicting Hemodynamic Effects in Vascular Prostheses. *Numer Analys*. 2019; 12: 326–337. doi: 10.1134/S1995423919040025.
 6. Harrison GJ, How TV, Poole RJ, Brennan JA, Naik JB, Vallabhaneni SR, Fisher RK. Closure technique after carotid endarterectomy influences local hemodynamics. *J Vasc Surg*. 2014; 60 (2): 418–427. doi: 10.1016/j.jvs.2014.01.069.
 7. Geers AJ, Morales HG, Larrabide I, Butakoff C, Bijlenga P, Frangi AF. Wall shear stress at the initiation site of cerebral aneurysms. *Biomech Model Mechanobiol*. 2017; 16 (1): 97–115. doi: 10.1007/s10237-016-0804-3.
 8. Steinman DA. Image-based computational fluid dynamics modeling in realistic arterial geometries. *Ann Biomed Eng*. 2002; 30 (4): 483–497. doi: 10.1114/1.1467679.
 9. Hoskins PR, Hardman D. Three-dimensional imaging and computational modelling for estimation of wall stresses in arteries. *Br J Radiol*. 2009 Jan; 82 Spec No 1: S3–17. doi: 10.1259/bjr/96847348.
 10. Avrahami I, Raz D, Bash O. Biomechanical Aspects of Closing Approaches in Postcarotid Endarterectomy. *Comput Math Methods Med*. 2018; 2018: 4517652. doi: 10.1155/2018/4517652.
 11. Казанцев АН, Бурков НН, Захаров ЮН, Борисов ВГ, Лидер РЮ, Баяндин МС, Ануфриев АИ. Персонализируемая реваскуляризация головного мозга: метод компьютерного моделирования зоны реконструкции для проведения каротидной эндартерэктомии. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*. 2020; (6): 71–75. Kazantsev AN, Burkov NN, Zakharov YuN, Borisov VG, Lider RYu, Bayandin MS, Anufriev AI. Personalized brain revascularization: a method of computer modeling of the reconstruction area for carotid endarterectomy. *Surgery*. 2020; (6): 71–75. [In Russ, English abstract]. doi: 10.17116/hirurgia202006171.
 12. Казанцев АН, Бурков НН, Борисов ВГ, Захаров ЮН, Сергеева ТЮ, Шабаев АР и др. Компьютерное моделирование гемодинамических показателей в бифуркации сонных артерий после каротидной эндартерэктомии. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2019; 25 (3): 107–112. Kazantsev AN, Burkov NN, Borisov VG, Zakharov YN, Sergeeva Tyu, Shabaev AR et al. Computer modeling of hemodynamic parameters in the bifurcation of the carotid arteries after carotid endarterectomy. *Angiology and Vascular Surgery*. 2019; 25 (3): 107–112. [In Russ, English abstract]. doi: 10.33529/ANGIO2019311.
 13. Казанцев АН, Виноградов РА, Захаров ЮН, Борисов ВГ, Чернявский МА, Кравчук ВН и др. Прогнозирование рестеноза после каротидной эндартерэктомии методом компьютерного моделирования. *Неотложная медицинская помощь. Журнал им. Н.В. Склифосовского*. 2021; 10 (2): 401–407. Kazantsev AN, Vinogradov RA, Zakharov YN, Borisov VG, Chernyavsky MA, Kravchuk VN et al. Prediction of restenosis after carotid endarterectomy by computer simulation. *Emergency medical care. Journal them. N.V. Sklifosovsky*. 2021; 10 (2): 401–407. doi: 10.23934/2223-9022-2021-10-2-401-407.

Статья поступила в редакцию 25.05.2020 г.
The article was submitted to the journal on 25.05.2020