

Известия Алтайского государственного университета. 2024. № 1 (135). С. 82–88.  
Izvestiya of Altai State University. 2024. No 1 (135). P. 82–88.

Научная статья

УДК 519.6

DOI:10.14258/izvasu(2024)1-11

### **Численное исследование гемодинамических показателей в персонально-специфической модели сонной артерии**

*Владимир Геральдович Борисов<sup>1</sup>, Юрий Николаевич Захаров<sup>2</sup>,  
Роман Александрович Виноградов<sup>3</sup>, Виктория Павловна Дербилова<sup>4</sup>,  
Элина Эльбрусовна Хетеева<sup>5</sup>, Эльвира Романовна Виноградова<sup>6</sup>*

<sup>1</sup>Кемеровский государственный университет, Кемерово, Россия,  
Федеральный исследовательский центр информационных и вычислительных технологий, Новосибирск, Россия, vborkuzbassnet@gmail.ru

<sup>2</sup>Федеральный исследовательский центр информационных и вычислительных технологий, Новосибирск, Россия, zacharovyn@yandex.ru

<sup>3</sup>НИИ — Краевая клиническая больница №1, Краснодар, Россия, viromal@mail.ru

<sup>4</sup>Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия,  
НИИ — Краевая клиническая больница №1, Краснодар, Россия, 100.100@mail.ru

<sup>5</sup>Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия,  
НИИ — Краевая клиническая больница №1, Краснодар, Россия,  
elina.kheteeva@mail.ru

<sup>6</sup>Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия,  
viromal@mail.ru

Original article

### **Numerical Study of Hemodynamic Indices in a Patient-Specific Model of the Carotid Artery**

*Vladimir G. Borisov<sup>1</sup>, Yuriy N. Zakharov<sup>2</sup>, Roman A. Vinogradov<sup>3</sup>,  
Victoriya P. Derbilova<sup>4</sup>, Elina E. Kheteeva<sup>5</sup>, Elvira R. Vinogradova<sup>6</sup>*

<sup>1</sup>Kemerovo State University, Kemerovo, Russia, Federal Research Center for Information and Computing Technologies, Novosibirsk, Russia, vborkuzbassnet@gmail.ru

<sup>2</sup>Federal Research Center for Information and Computing Technologies, Novosibirsk, Russia, zacharovyn@yandex.ru

<sup>3</sup>Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia, viromal@mail.ru

<sup>4</sup>Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia, Research Institute — Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, 100.100@mail.ru

<sup>5</sup>Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia, Research Institute — Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, elina.kheteeva@mail.ru

<sup>6</sup>Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia, viromal@mail.ru

Описывается метод построения геометрической модели сонной артерии и расчета гемодинамических показателей установившегося периодического кровотока в ней. Модель строится на основании данных компьютерной ангиографии обследуемого, численный расчет кровотока проводится методами вычислительной гидродинамики. Расчет гемодинамических

The paper describes a method for constructing a geometric model of the carotid artery and calculating the hemodynamic indices of a steady periodic blood flow in it. The model is based on the computer angiography data of a subject and the numerical calculation of blood flow performed by the methods of computer fluid dynamics. The hemodynamic indices on the vessel

показателей на стенке сосуда выполняется методом постпроцессинга на основании результатов численных расчетов. Актуальность задачи состоит в том, что критические значения гемодинамических показателей являются маркерами рисков проявления различных патологий, таких как атеросклероз, тромбоз сосудов. По результатам расчетов локализованы зоны превышения показателями критических значений. Расчеты проведены на тетраэдральных сетках с различной детализацией в области критических зон для нескольких периодов сердечного цикла. Исследуются вопросы сеточной независимости расчетов гемодинамических показателей и стабилизации периодических колебаний кровотока. Установлены оптимальные варианты выбора детализации сетки и количества пульсовых периодов расчета с точки зрения достижения приемлемой точности расчетов гемодинамических показателей и минимизации вычислительных затрат.

**Ключевые слова:** моделирование кровотока, вычислительная гидродинамика, гемодинамика, медицинская визуализация, бифуркация сонной артерии

**Финансирование:** исследование выполнено при финансовой поддержке Кубанского научного фонда в рамках научного проекта № НИП-20.1.

**Для цитирования:** Борисов В.Г., Захаров Ю.Н., Виноградов Р.А., Дербилова В.П., Хетеева Э.Э., Виноградова Э.Р. Численное исследование гемодинамических показателей в персонально-специфической модели сонной артерии // Известия Алтайского государственного университета. 2024. № 1 (135). С. 82–88. DOI: 10.14258/izvasu(2024)1-11

## Введение

Гемодинамические показатели, связанные с пристеночным напряжением сдвига WSS (Wall Shear Stress), описывают воздействие кровотока на клетки эндотелия стенки сосуда [1]. Они представляют собой скалярные и векторные поля, распределенные на стенке. Выход показателей за определенные рамки говорит о возможности патологических проявлений в тех или иных областях стенки сосуда. Поэтому анализ гемодинамических показателей на стенках персонально-специфических моделей кровеносных сосудов является актуальной задачей. Численному исследованию гемодинамических показателей в сонной артерии посвящено большое количество работ, использующих различные программные средства [2–5]. Численное моделирование трехмерных нестационарных течений требует больших вычислительных ресурсов, причем измельчение сетки для получения необходимой точности расчетов приводит к резкому увеличению вычислительных затрат. Кроме того, поскольку WSS выражается через тангенциальные производные от скорости

wall are obtained using the post-processing of the previously calculated data. The relevance of the problem is due to the fact that critical values of hemodynamic indices are the risk markers related to the manifestation of various pathologies, such as atherosclerosis and vascular thrombosis. The zones where values of indices exceed the critical values are localized using the calculated data. Calculations are performed using tetrahedral grids with different detail levels of the critical zones for several cardiac cycle periods. The issues under investigations are the grid independence in calculations of hemodynamic indices and the stabilization of periodic fluctuations of blood flow. The optimal options for grid details and number of pulse periods are found to provide acceptable accuracy and minimize the costs of calculations of hemodynamic indices.

**Keywords:** blood flow simulation, computational fluid dynamics, hemodynamics, medical imaging, carotid bifurcation

**Funding:** the research was carried out with the financial support from the Kuban Science Foundation (as part of a scientific project No NIP-20.1).

**For citation:** Borisov V.G., Zakharov Yu.N., Vinogradov R.A., Derbilova V.P., Kheteeva E.E., Vinogradova E.R. Numerical Study of Hemodynamic Indices in a Patient-Specific Model of the Carotid Artery. *Izvestiya of Altai State University*. 2024. No 1 (135). P. 82–88. (In Russ.). DOI: 10.14258/izvasu(2024)1-11

течения, расчет гемодинамических показателей требует более высокой точности, чем расчет скорости. Уменьшение вычислительных затрат может быть достигнуто выявлением на стенке сосуда зон, в которых нарушаются критерии «безопасных» значений гемодинамических показателей (далее «критические зоны»), и измельчением сетки только в их окрестностях. Помимо этого, поскольку течение крови носит установившийся периодический характер, результаты расчетов не должны зависеть от выбранного начального распределения скорости. Это достигается численным расчетом в течение нескольких сердечных циклов до стабилизации значений гемодинамических показателей. Оценка количества необходимых циклов также важна для снижения вычислительных затрат.

В работе описана методика построения геометрической модели сонной артерии и расчета гемодинамических показателей в ней. Исследуется зависимость значений гемодинамических показателей в критических зонах от выбора параметров расчетной сетки и количества сердечных циклов.

**Методы**

**Построение геометрической модели**

Исходными данными для построения геометрической модели сосуда являются данные компьютерной ангиографии конкретного пациента. Геометрическая модель строится с помощью приложения SimVascular [6] в три этапа:

- построение осевых линий сосудов (ОСА, ВСА, НСА),

- построение сегментаций с помощью ортогональных сечений,
- собственно построение модели.

Сокращения ОСА, ВСА и НСА означают: Общая, Внутренняя и Наружная Сонные Артерии. На рисунке 1 а–с изображены этапы построения модели.

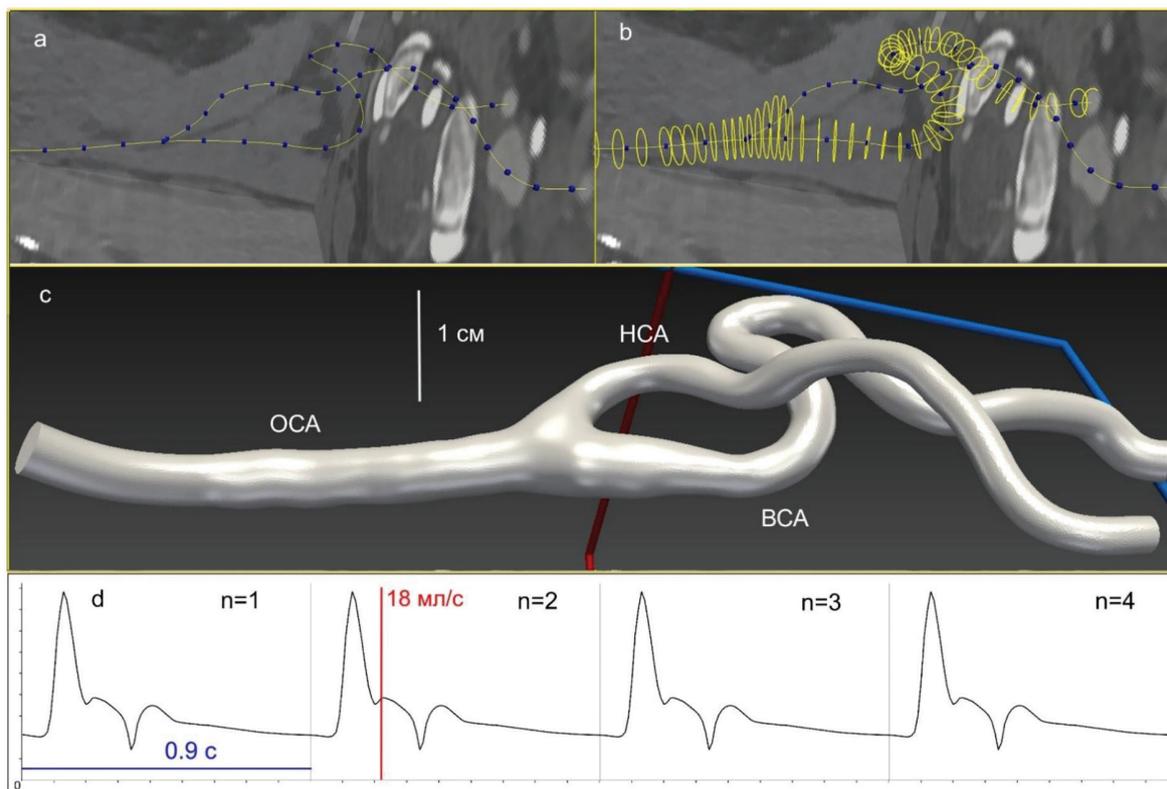


Рис. 1. Этапы построения модели: а) осевые линии сосудов, б) контуры сегментаций, с) геометрическая модель, д) зависимость объемной скорости потока в ОСА от времени

**Численные расчеты**

Кровоток в построенной модели описывается уравнениями Навье-Стокса для вязкой несжимаемой жидкости [3]:

$$\rho(u_t + (u \cdot \nabla)u) = -\nabla p + \nabla \cdot \tau, \nabla u = 0. \quad (1)$$

Здесь  $u$  и  $p$  — скорость и давление соответственно,  $\tau = \mu(\nabla u + \nabla u^T)$  — тензор напряжения сдвига. Динамическая вязкость  $\mu$  равна  $4 \cdot 10^{-3}$  Па·с, плотность  $\rho = 1060$  кг/м<sup>3</sup>. Стенки сосудов считаются жесткими и на них задается условие непротекания. На входном сечении (ОСА) задается периодически изменяющаяся объемная скорость потока в соответствии с графиком, изображенным на рисунке 1д, и со средним объемным расходом, равным  $6.05$  см<sup>3</sup>/с. Период  $T$  сердечного цикла выбран равным  $0.9$  с. На выходных

сечениях задаются условия RCR [3] с параметрами, при которых отношение средних объемных расходов ВСА к НСА близко к 1.8.

В построенной модели генерируются тетраэдральные расчетные сетки со сгущением в местах, представляющих интерес, и на них проводятся численные расчеты методом конечных элементов с помощью приложения SimVascular. В качестве начального условия берется скорость, равная константе, в связи этим на начальном этапе расчетов возникают погранслойные явления. Поэтому расчеты выполняются для нескольких сердечных циклов до стабилизации рассчитываемых показателей.

**Вычисление гемодинамических показателей**

Гемодинамические показатели вычисляются на основании результатов численных расчетов с помощью приложения ParaView [7]. Дальнейший анализ

результатов осуществляется в этом же приложении. Базовый показатель WSS — это тангенциальная составляющая тензора напряжения сдвига ( $\tau_w$ ) на стен-

ке сосуда (1). Через WSS вычисляются показатели TAWSS (Time Averaged WSS), OSI (Oscillatory Shear Index) и RRT (Relative Residence Time):

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

Безразмерный показатель OSI изменяется в интервале [0, 0.5], его малые значения соответствуют малой осцилляторности течения, а значения, близкие к 0.5, — большой. Большие значения показателя RRT отражают одновременно и высокую осцилляторность пристеночного течения, и низкие значения |WSS|. Одновременное воздействие этих двух факторов проявляется в областях рециркуляции потока, которые, как известно, являются зонами риска атерогенеза. Разными авторами [3, 5, 8, 9] предлагаются различные границы критических значений показателей (2). В настоящей работе «безопасными» считаются значения  $|TAWSS| \geq 0.2$  Па·с,  $OSI \leq 0.25$ ,  $RRT \leq 6.25$  Па<sup>-1</sup>. Зоны, где эти критерии нарушаются, называются далее критическими зонами. Эти зоны сначала локализируются по данным расчетов на крупной сетке, затем конфигурации зон уточняются расчетами на сетках со сгущением в их окрестностях. Ниже для критических зон используются наименования в соответствии с наименованиями показателей: Z\_RRT и т.д. Для каждой из зон вычисляются их площади, обо-

значаемые далее RRT\_area и т.д., а также интегральные значения показателей по ним: RRT\_int и т.д. Эти показатели, полученные при расчетах на различных сетках, сравниваются между собой в целях выяснения вопроса о сеточной независимости результатов расчетов. Сравнением значений показателей на различных циклах также решается вопрос о стабилизации периодических колебаний потока (см. рис. 1d).

### Результаты и обсуждение

В качестве основного показателя выбран RRT, а показатели |TAWSS| и OSI выступают как вспомогательные, поскольку RRT представляет собой комбинацию этих двух показателей. Кроме того, известно, что между |TAWSS| и OSI существует сильная отрицательная корреляция [10], что переносится и на показатель RRT. Расчеты проводились на четырех различных сетках  $M_0, \dots, M_3$  (см. табл. 1). Базовая сетка  $M_0$  имеет размер элемента 0.06 см, остальные сетки имеют локальные сгущения до 0.008 см в окрестностях критических зон.

Таблица 1

Характеристики используемых сеток

Наименование	Размер элемента (см)	Кол-во элементов	Кол-во узлов
$M_0$	0.06	$2.2 \cdot 10^5$	$4.2 \cdot 10^4$
$M_1$	0.02-0.06	$7.3 \cdot 10^5$	$1.3 \cdot 10^5$
$M_2$	0.01-0.06	$9.7 \cdot 10^5$	$1.8 \cdot 10^5$
$M_3$	0.008-0.06	$1.4 \cdot 10^6$	$2.4 \cdot 10^5$

Критические зоны изображены на рисунке 2. Как видно из рисунка, зоны состоят из нескольких фрагментов. В работе анализируются данные только по фрагментам зон, лежащим внутри сфер на рисунке 2. Это

связано с тем, что с медицинской точки зрения прочие фрагменты не представляют большого интереса, так как подавляющее большинство случаев атерогенеза связано именно с выделенными фрагментами зон.

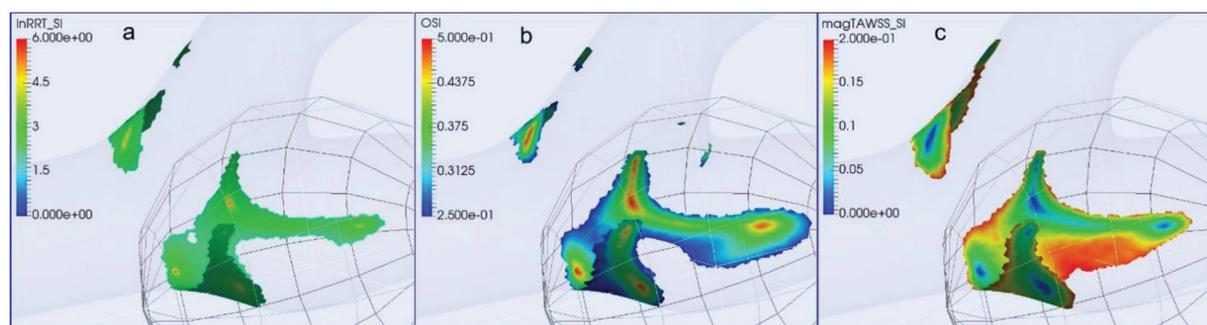


Рис. 2. Критические зоны: а) Z\_RRT, б) Z\_OSI, в) Z\_TAW

Для оценки стабилизации показателей (2) с увеличением номера цикла  $n$  вычислялись их относительные изменения между соседними циклами:  $\Delta_n IND = |IND_{n-1} - IND_n| / IND_n$ ,  $n = 2, 3, 4$ . При этом, поскольку в начале первого цикла присутствует пограничный слой, для него значения показателей вычислялись

по временному интервалу, сдвинутому на 10 процентов:  $[0.1 \cdot T, 1.1 \cdot T]$ . В таблице 2 для каждой сетки  $M_k$ ,  $k=0, \dots, 3$  приведены процентные значения величин  $\Delta_n RRT$ . Показатели OSI и  $|TAWSS|$  ведут себя аналогичным образом.

Таблица 2

Значения  $\Delta_n RRT_{int}$  и  $\Delta_n RRT_{area}$  на сетках  $M_0-M_3$

	$\Delta_n RRT_{int}$ (%)			$\Delta_n RRT_{area}$ (%)		
	n=2	n=3	n=4	n=2	n=3	n=4
$M_0$	10.99	0.10	0.12	1.81	0.00	0.00
$M_1$	1.89	0.10	0.03	2.47	0.08	0.07
$M_2$	2.40	0.25	0.49	7.85	0.10	0.30
$M_3$	2.28	0.74	0.41	8,64	0.47	0.28

Сравнивались также значения показателей на сетках с соседними номерами:  $\Delta_k IND = |IND_{k-1} - IND_k| / IND_k$ ,  $k = 1, 2, 3$ . В таблице 3 для каждого цикла  $n = 1, \dots, 4$

приведены процентные значения величин  $\Delta_k RRT$ ,  $k=1, 2, 3$ . Поведение показателей OSI и  $|TAWSS|$  аналогично.

Таблица 3

Значения  $\Delta_k RRT_{int}$  и  $\Delta_k RRT_{area}$   $k=1, 2, 3$  на циклах  $n=1, \dots, 4$

	$\Delta_k RRT_{int}$ (%)			$\Delta_k RRT_{area}$ (%)		
	k=1	k=2	k=3	k=1	k=2	k=3
n=1	34.4	0.7	0.9	20.7	1.9	1.1
n=2	53.9	0.2	0.8	20.2	3.3	1.8
n=3	53.9	0.1	0.2	20.2	3.4	1.2
n=4	54.0	0.4	0.1	20.2	3.0	1.3

Как видно из таблицы 2, разница значений показателей начиная со второго сердечного цикла (столбцы  $n=3, n=4$ ) для всех сеток отличается на доли процента. Таким образом, можно считать, что показатели стабилизируются уже на втором сердечном цикле. Из таблицы 3 (столбец  $k=1$ ) следует, что базовая сетка  $M_0$  не дает необходимой точности расчетов, разница же значений показателя  $RRT_{int}$  между сетками  $M_1, M_2, M_3$  (столбцы  $k=2, k=3$ ) не превышает 1 %, при этом существенной разницы между сетками  $M_2, M_3$  нет.

Для площади зоны  $RRT_{area}$  есть разница между столбцами  $k=2$  и  $k=3$ , вероятно, это связано с тем, что более мелкая сетка дает лучшую аппроксимацию границы критической зоны. При этом на интегральный показатель —  $RRT_{int}$  изменение площади зоны существенно не влияет, так как вблизи границы значение самого показателя  $RRT$  мало. То же самое касается показателей  $OSI_{int}$ ,  $TAW_{int}$  и площадей зон  $OSI_{area}$ ,  $TAW_{area}$ .

Таким образом, установлено, что для всех сеток с приемлемой точностью стабилизация показателей

достигается уже на втором сердечном цикле. Для расчета интегральных показателей допустимо использование сеток  $M_1$  и  $M_2$ , использование сетки  $M_3$  приведет к неоправданным вычислительным затратам. Для более точного позиционирования критической зоны можно предложить дополнительное измельчение сетки вблизи ее границы.

**Заключение**

В работе описан метод построения геометрической модели бифуркации сонной артерии на основании данных компьютерной ангиографии пациента, и численного моделирования кровотока в ней. Исследовался вопрос стабилизации периодических колебаний кровотока и сеточная независимость гемодинамических показателей, связанных с пристеночным напряжением сдвига. Установлено, что стабилизация показателей достигается уже на втором сердечном цикле. Определены параметры расчетной сетки, позволяющие с приемлемой точностью и оптимальными вычислительными затратами проводить расчеты гемодинамических показателей.

## Библиографический список

1. Morbiducci U., Kok A.M., Kwak B.R., Stone P.H., Steinman D.A., Wentzel J.J. Atherosclerosis at Arterial Bifurcations: Evidence for the Role of Haemodynamics and Geometry // *Thrombosis and Haemostasis*. 2016. Vol. 115. No 3. P. 484–492. DOI: 10.1160/TH15-07-0597
2. Lopes D., Puga H., Teixeira J., Lima R. Blood Flow Simulations in Patient-Specific Geometries of the Carotid Artery: A Systematic Review // *Journal of Biomechanics*. 2020. Vol. 111. No 9. P. 2–17. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.110019
3. Jung H., Kang T., Lee C-H., Woo S-Y., Yang S., Mukherjee D., Kim D-I., Ryu J. Comparison of Haemodynamics in Carotid Endarterectomy: Primary Closure Versus Patch Angioplasty // *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*. 2022. Vol. 16. No 1. P. 1601–1618. DOI: 10.1080/19942060.2022.2102078
4. Xiang Y., Huang X., Mendieta J.B., Wang J., Paritala P.K., Lloyd T., Li Z. The Need to Shift from Morphological to Structural Assessment for Carotid Plaque Vulnerability // *Biomedicines*. 2022. Vol. 12. No 10. P. 2–12. DOI: 10.3390/biomedicines10123038
5. Domanin M., Bissacco D., Le Van D., Vergara C. Computational Fluid Dynamic Comparison Between Patch-Based and Primary Closure Techniques After Carotid Endarterectomy // *Journal of Vascular Surgery*. 2018. Vol. 67. No 3. P. 887–897. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.08.094
6. Updegrove A., Wilson N.M., Merkow J., Lan H., Marsden A.L., Shadden S.C. Simvascular: An Open Source Pipeline For Cardiovascular Simulation // *Annals of Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 45. No 3. P. 525–541. DOI: 10.1007/s10439-016-1762-8
7. Ayachit U., *The ParaView Guide: A Parallel Visualization Application*. Kitware, 2015. 276 p.
8. Борисов В.Г., Захаров Ю.Н., Казанцев А.Н. Шокин Ю.И., Евтущенко А.В., Барбараш Л.С., Онищенко П.С., Клышников К.Ю., Овчаренко Е.А. Компьютерное моделирование заплат различной формы при классической каротидной эндактерэктомии // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2021. Т. 23. № 4. С. 132–142. DOI: 10.15825/25/1995-1191-2021-4-132-142
9. Gallo D., Bijari P.B., Morbiducci U., et.al. Segment-Specific Associations Between Local Haemodynamic and Imaging Markers of Early Atherosclerosis at the Carotid Artery: An in vivo human study // *Journal of the Royal Society International*. 2018. Vol. 147. No 15. P. 1–11. DOI: 10.1098/rsif.2018.0352
10. Lee S.-W., Antiga L., Steinman D.A. Correlations Among Indicators of Disturbed Flow at the Normal Carotid Bifurcation // *Journal of Biomechanics*. 2009. Vol. 131. No 6. P. 1–7. DOI: 10.1115/1.3127252

## References

1. Morbiducci U., Kok A.M., Kwak B.R., Stone P.H., Steinman D.A., Wentzel J.J. Atherosclerosis at Arterial Bifurcations: Evidence for the Role of Haemodynamics and Geometry. *Thrombosis and Haemostasis*. 2016. Vol. 115. No 3. P. 484–492. DOI: 10.1160/TH15-07-0597
2. Lopes D., Puga H., Teixeira J., Lima R. Blood Flow Simulations in Patient-Specific Geometries of the Carotid Artery: A Systematic Review. *Journal of Biomechanics*. 2020. Vol. 111. No 9. P. 2–17. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.110019
3. Jung H., Kang T., Lee C-H., Woo S-Y., Yang S., Mukherjee D., Kim D-I., Ryu J. Comparison of Haemodynamics in Carotid Endarterectomy: Primary Closure Versus Patch Angioplasty. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*. 2022. Vol. 16. No 1. P. 1601–1618. DOI: 10.1080/19942060.2022.2102078
4. Xiang Y., Huang X., Mendieta J.B., Wang J., Paritala P.K., Lloyd T., Li Z. The Need to Shift from Morphological to Structural Assessment for Carotid Plaque Vulnerability. *Biomedicines*. 2022. Vol. 12. No 10. P. 2–12. DOI: 10.3390/biomedicines10123038
5. Domanin M., Bissacco D., Le Van D., Vergara C. Computational Fluid Dynamic Comparison Between Patch-Based and Primary Closure Techniques After Carotid Endarterectomy. *Journal of Vascular Surgery*. 2018. Vol. 67. No 3. P. 887–897. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.08.094
6. Updegrove A., Wilson N.M., Merkow J., Lan H., Marsden A.L., Shadden S.C. Simvascular: An Open Source Pipeline For Cardiovascular Simulation. *Annals of Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 45. No 3. P. 525–541. DOI: 10.1007/s10439-016-1762-8
7. Ayachit U. *The ParaView Guide: A Parallel Visualization Application*. Kitware. 2015. 276 p.
8. Borisov V.G., Zakharov Yu.N., Kazantsev A.N., Shokin Yu.I., Evtushenko A.V., Barbarash L.S., Onishchenko P.S., Klyshnikov K.Yu., Ovcharenko E.A. Computer Modeling of Different Shaped Patches in Classical Carotid Endarterectomy. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2021. Vol. 23 No 4. P. 132–142. (In Russ.) DOI: 10.15825/25/1995-1191-2021-4-132-142
9. Gallo D., Bijari P.B., Morbiducci U., et.al. Segment-Specific Associations Between Local Haemodynamic and Imaging Markers of Early Atherosclerosis at the Carotid Artery: An in vivo human study. *Journal of the Royal Society International*. 2018. Vol. 147. No 15. P. 1–11. DOI: 10.1098/rsif.2018.0352
10. Lee S.-W., Antiga L., Steinman D.A. Correlations Among Indicators of Disturbed Flow at the Normal Carotid Bifurcation. *Journal of Biomechanics*. 2009. Vol. 131. No 6. P. 1–7. DOI: 10.1115/1.3127252

*Информация об авторах*

**В.Г. Борисов**, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры фундаментальной математики, Кемеровский государственный университет, Кемерово, Россия; научный сотрудник, Федеральный исследовательский центр информационных и вычислительных технологий, Новосибирск, Россия;

**Ю.Н. Захаров**, доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник, Федеральный исследовательский центр информационных и вычислительных технологий, Новосибирск, Россия;

**Р.А. Виноградов**, доктор медицинских наук, доцент, хирург НИИ — Краевая клиническая больница № 1 им. проф. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия;

**В.П. Дербилова**, аспирант кафедры хирургии № 1, Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия; сердечно-сосудистый хирург, НИИ — Краевая клиническая больница № 1 им. проф. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия;

**Э.Э. Хетеева**, сердечно-сосудистый хирург, НИИ — Краевая клиническая больница № 1 им. проф. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия; аспирант кафедры хирургии № 1, Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия;

**Э.Р. Виноградова**, студент лечебного факультета, Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия.

*Information about the authors*

**V.G. Borisov**, Candidate of Sciences in Physics and Mathematics, Associate Professor, Fundamental Mathematics Chair, Kemerovo State University, Kemerovo, Russia; Researcher, Federal Research Center for Information and Computational Technologies, Novosibirsk, Russia;

**Yu.N. Zakharov**, Doctor of Sciences in Physics and Mathematics, Senior Researcher, Federal Research Center for Information and Computational Technologies, Novosibirsk, Russia;

**R.A. Vinogradov**, Doctor of Sciences in Medicine, Associate Professor, Surgeon of the Research Institute — Regional Clinical Hospital No 1, Krasnodar, Russia; Professor, Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia;

**V.P. Derbilova**, Postgraduate Student of the Department No1 of Surgery, Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia; Cardiovascular Surgeon, Research Institute — Regional Clinical Hospital No 1, Krasnodar, Russia;

**E.E. Kheteeva**, Cardiovascular Surgeon, Research Institute — Regional Clinical Hospital No 1, Krasnodar, Russia; Postgraduate Student of the Department No1 of Surgery, Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia;

**E.R. Vinogradova**, Undergraduate Student of the Faculty of General Medicine, Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia.