

УДК 51-76, 612.133

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ГИДРОДИНАМИКИ ТРОЙНИКА В МОДЕЛЬНОЙ ЗАДАЧЕ ОБ ОПТИМИЗАЦИИ УГЛА УСТАНОВКИ НИЗКОПОТОЧНОГО СОСУДИСТОГО АНАСТОМОЗА

Ю. О. Куянова^{*,**}, С. С. Пресняков^{**}, А. В. Дубовой^{***},
А. П. Чупахин^{*,**}, Д. В. Паршин^{*,**}

* Институт гидродинамики им. М. А. Лаврентьева СО РАН, 630090 Новосибирск, Россия

** Новосибирский национальный исследовательский государственный университет,
630090 Новосибирск, Россия

*** Федеральный нейрохирургический центр, 630048 Новосибирск, Россия

E-mails: july9696@mail.ru, sier.pr@mail.ru, a_dubovoy@neuronsk.ru,
chupakhin@hydro.nsc.ru, parshin@hydro.nsc.ru

В рамках задачи по определению оптимального угла установки сосудистого анастомоза в ходе нейрохирургической операции исследуется гидродинамика тройника. Рассматриваются четыре возможных угла установки: $\pi/6$, $\pi/4$, $\pi/3$ и $\pi/2$, соответствующие наиболее часто используемым реальным конфигурациям. Задача решается численно в программе ANSYS. В качестве критерия оптимальности используется условие минимальности величины интеграла энергии вязкой диссипации. Показано, что угол установки анастомоза $\pi/3$ является оптимальным, угол $\pi/4$ — наименее выгодным.

Ключевые слова: гидродинамика тройника, гемодинамика, сосудистый анастомоз, угол установки анастомоза, численная задача оптимизации.

DOI: 10.15372/PMTF20190608

Введение. В современной нейрохирургии существует два принципиально различающихся подхода к лечению сосудистых патологий: эндоваскулярный и микрохирургический [1, 2]. При первом подходе операция проводится малоинвазивным способом через прокол в экстракраниальном сосуде или бедренной артерии. При втором подходе выполняется трепанация черепа и проводится открытое вмешательство. Несмотря на большие успехи сосудистой микрохирургии в последние десятилетия, нейрохирурги часто вынуждены проводить деструктивные операции, которые заключаются в перекрытии кровотока перед сосудистой патологией и формировании для него пути в обход патологии [3, 4]. Геометрически подобная конструкция представляет собой тройник из сходящихся потоков. Гемодинамика вновь формируемой системы существенно отличается от исходной. Кроме того, для живых организмов физиологически более естественной конструкцией является расходящийся тройник. Для решения данной задачи необходимо решить следующие оптимизационные задачи:

- 1) выбор оптимального просвета между анастомозом и сосудом-донором;
- 2) определение угла установки анастомоза;

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (грант № 14.W03.31.0002).

© Куянова Ю. О., Пресняков С. С., Дубовой А. В., Чупахин А. П., Паршин Д. В., 2019

3) выбор места установки анастомоза;

4) выбор способа формирования артериометрического окна (отверстия в стенке сосуда, к краям которого пришивается сосудистый графт в виде прямого или эллипсообразного разреза (так называемая fish-mouth-техника)).

Задача 1 позволяет определить уровень кровотока, необходимый для церебральной сосудистой сети “за патологией”. Задача 2 возникает вследствие необходимости оптимизации локальной гидродинамики анастомоза. Задача 3 обусловлена различием величин давления в сосудистой сети в зависимости от места установки сосудистого анастомоза (за счет падения давления в эластичных трубках-сосудах). В задаче 4 выбирается оптимальный вырез окна в реципиенте и соответствующая геометрия кончика артерии-донора. Настоящая работа посвящена решению задачи 2, которая является нетривиальной. При этом используется предположение о низкопоточности анастомоза, что позволяет корректно поставить условие типа INLET на входе в трубу-реципиент (при возникновении проточков более целесообразно задавать условие типа OPENING).

Гидродинамика тройника в настоящее время изучена недостаточно, несмотря на большое количество работ в этой области, что обусловлено в основном инженерными приложениями [5–7]. Точно задача о тройнике до сих пор не решена даже в двумерной постановке. Наибольший интерес в приложениях применительно к тройникам представляют задачи о турбулентном или транскритическом течении [8–10], а также задачи тепломассопереноса [11]. Исследование течений с малыми числами Рейнольдса в стационарной постановке также являются актуальными [12–14]. В трехмерных задачах набор возможных решений существенно зависит от конфигурации тройника. В биомедицинских приложениях исследовалось влияние угла установки на гемодинамические характеристики анастомоза сосудов миокарда [15].

Целью настоящей работы является выбор такой конфигурации тройника, при которой энергия вязкой диссипации потока ньютоновской жидкости минимальна. В ходе оптимизации варьировались соотношение радиусов трубы-донора и трубы-реципиента и соотношение скоростей в них.

Методы исследования. В работе [16] с использованием численного анализа решалась задача гемодинамики при установке стента. В данной работе численно решается трехмерная задача гидродинамики.

Построение геометрии расчетной области и численный расчет выполнялись с использованием промышленного вычислительного пакета ANSYS 17.2 (лицензия коммерческого программного обеспечения принадлежит Институту гидродинамики СО РАН).

Построение геометрии и сетки расчетной области. Геометрия расчетной области построена в модуле SpaceClaim программы ANSYS 17.2. Рассмотренные конфигурации представляли собой сходящийся тройник, в котором ветвь с меньшим диаметром врезается в ветвь большего диаметра под углом $\pi/6$, $\pi/4$, $\pi/3$ или $\pi/2$ между направлениями потока по трубе-донору и трубе-реципиенту (рис. 1,а). Такой набор соответствует хирургическим стандартам и точности, достижимой в нейрохирургии. В области стыковки донорской трубы T_d и реципиента T_r (рис. 1,б) имеется скругление, выполненное с помощью встроенного алгоритма Spline. Это скругление соответствует естественному скруглению сосудов, которое возникает через некоторое время после операции под действием давления потока крови. На данном этапе радиус донорской трубы принимался постоянным и равным $R_d = 10$ мм, радиус трубы-реципиента R_r принимал значения в диапазоне $10,1 \div 14,0$ мм. Нижняя граница этого диапазона ограничена возможностями корректной сплайн-интерполяции программы SpaceClaim.

В расчетной области $\Omega = T_d \cup T_r$ строилась неструктурированная тетраэдрическая сетка с измельчением по кривизне границ области. Вдоль стенок канала задавался слой из

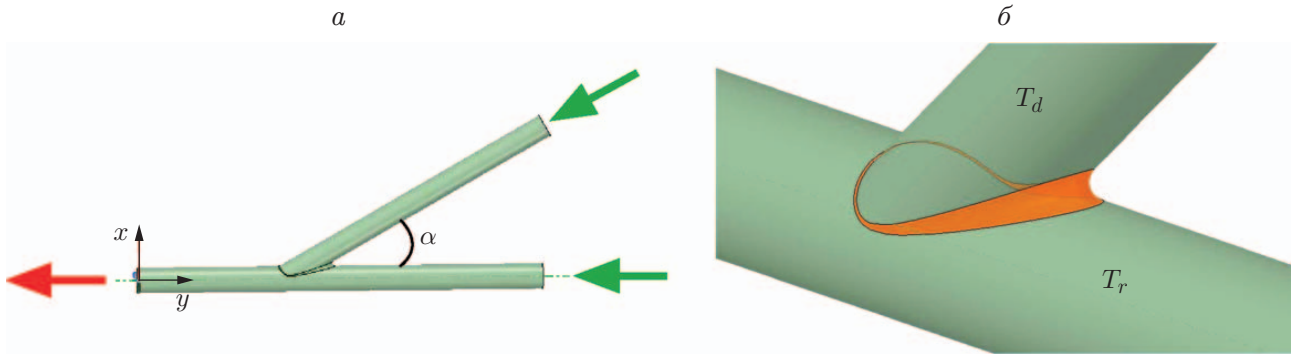


Рис. 1. Схема области течения Ω :

a — оптимизируемый угол врезки трубы-донора, b — зона скругления в области врезки

призматических ячеек, направленных вдоль потока для корректных вычислений в области пограничного слоя. Инфляционный слой состоял из пяти ячеек, отношение толщины призматических слоев задавалось равным 1,2.

Уравнения движения и граничные условия. Поставленная задача решалась численно в стационарной постановке. В качестве уравнений движения рассматривалась система уравнений Навье — Стокса для вязкой несжимаемой жидкости, моделирующей движение крови в крупных сосудах:

$$\rho(\mathbf{u}\nabla\mathbf{u} - \mu\Delta\mathbf{u}) = -\nabla p, \quad \operatorname{div}\mathbf{u} = 0, \quad (1)$$

где $\rho = 997 \text{ кг/м}^3$ — плотность жидкости; $\mu = 0,0032 \text{ кг/мс}$ — вязкость; \mathbf{u} — скорость; p — давление. Влияние внешних сил на систему тройник — жидкость не учитывалось. Поскольку анастомозы выполняются в основном для крупных кровеносных сосудов, течение можно считать ламинарным ($Re \approx 100$) и ньютоновским [17]. Подобная постановка позволяет непосредственно изучать эффекты локальной гидродинамики при установке анастомоза. Рассматривалась абсолютно жесткая конструкция тройника, при которой взаимодействия потока жидкости и стенки не происходит. В подобной постановке диссипации, возникающие в системе тройник — поток, являются исключительно вязкой диссипацией в потоке жидкости.

Для численного решения уравнений (1) использовался решатель ANSYS CFX 17.2, основанный на методе конечных объемов. Принимая, что поток массы через поверхность элемента объема равен $m_\alpha = (\rho u_i \Delta n_i)_\alpha$, уравнения (1) можно записать в дискретной форме [18]

$$\sum_\alpha m_\alpha (\mathbf{u}_j)_\alpha - \sum_\alpha \left(\rho \mu \frac{\partial \mathbf{u}_i}{\partial x_j} \Delta n_i \right)_\alpha = - \sum_\alpha (p \Delta n_j)_\alpha, \quad \sum_\alpha m_\alpha = 0. \quad (2)$$

Для лучшей сходимости итерационного процесса на входах задавались скорости потока жидкости [19], на выходе ставилось условие для давления. Значения скорости и давления выбирались в соответствии с физиологическими параметрами, измеренными в ходе нейрохирургического мониторинга авторами настоящей работы совместно с сотрудниками Новосибирского медицинского исследовательского центра им. Е. Н. Мешалкина [20]. На данном этапе определялся второй параметр задачи: скорость потока в донорской трубе T_d задавалась постоянной (10 см/с), скорость в трубе-реципиенте менялась в диапазоне $6 \div 14 \text{ см/с}$. На стенках тройника задавалось условие прилипания.

Условия оптимальности конфигурации. В рассматриваемой задаче конструкция считается оптимальной, если энергия вязкой диссипации для этой конструкции

$$W = 4\mu \int_{\Omega} |\boldsymbol{\omega}|^2 d\Omega \quad (3)$$

($\boldsymbol{\omega} = \text{rot } \mathbf{u}$) достигает минимума. Формально задача оптимизации ставится следующим образом. Требуется вычислить величины

$$\begin{aligned} W_{\min} &= \min \{W(\alpha, R_r, V_r): \alpha \in \{\pi/6, \pi/4, \pi/3, \pi/2\}, \\ &\quad 10,1 \text{ мм} \leq R_n \leq 14,0 \text{ мм}, 6 \text{ см/с} \leq V_n \leq 14 \text{ см/с}\}, \\ W_{\max} &= \max \{W(\alpha, R_r, V_r): \alpha \in \{\pi/6, \pi/4, \pi/3, \pi/2\}, \\ &\quad 10,1 \text{ мм} \leq R_n \leq 14,0 \text{ мм}, 6 \text{ см/с} \leq V_n \leq 14 \text{ см/с}\} \end{aligned} \quad (4)$$

в указанном диапазоне значений параметров. Потери энергии потока вязкой жидкости в рассматриваемой жесткой конфигурации обусловлены исключительно вязкой диссипацией, т. е. энергией, необходимой для поддержания вихрей в области стыковки труб T_d и T_r , а также вихрей Дина, возникающих в области после стыковки (рис. 2). С точки зрения физиологии положение вихрей в области стыковки труб является потенциально опасным для тромбообразования, а возникающие вихри Дина уменьшают кинетическую энергию потока, вследствие чего формируемый анастомоз становится менее эффективным.

Результаты исследования и их обсуждение. Для поиска оптимального решения использовался пакет программ ANSYS Response Surface. Выполнено 324 численных расчета (81 расчет для каждой конфигурации) для системы (2) и целевой функции (3). На рис. 3 показаны линии тока при изменении угла раствора тройника, что подтверждает необходимость выбора искомого угла. На рис. 4 приведены распределения касательных напряжений τ_s при различных значениях угла раствора тройника. Максимальные значения касательных напряжений для каждой конфигурации приведены в табл. 1. Согласно работе [21] для различных углов установки анастомозов в ходе численного моделирования не выявлено статистически значимой зависимости между значениями касательных напряжений в области анастомоза. В жесткой постановке учет касательных напряжений является некорректным. Зависимость энергии вязкой диссипации W от значений параметров R_r , V_r приведена на рис. 5. Видно, что предположение о монотонной зависимости значения целевой функции от параметров R_r , V_r не выполняется. При всех значениях угла раствора, кроме $\alpha = \pi/4$, на поверхности целевая функция W имеет локальные минимумы и максимумы. При $\alpha = \pi/3$ зависимость функции W от параметров R_r , V_r является монотонной. Были вычислены значения интеграла W для всех конфигураций и всех указанных выше значений параметров, а также решена задача оптимизации (4). Для случаев $\alpha = \pi/3$, $\pi/6$, $\pi/2$ решение задачи (4) достигается на границе области параметров, а для угла $\alpha = \pi/4$ — во внутренней точке этой области. Максимальные значения интеграла W при всех значениях угла α достигаются на границе области изменения параметров. Значения параметров, при которых достигаются наименьшее или наибольшее значение W для каждой конфигурации, указаны в табл. 2. Из данных, приведенных в табл. 2, следует, что оптимальным углом установки анастомоза является угол $\alpha = \pi/3$ (60°), а наименее эффективным — $\alpha = \pi/4$ (45°).

Использование энергии вязкой диссипации в качестве маркера для выделения гемодинамических особенностей патологий реальных пациентов продемонстрировано в работе [22]. Использование подобных интегральных оценок оправданно, поскольку энергетический подход является наиболее общим, несмотря на разнообразие существующих и используемых моделей гемодинамики. Более того, реализация подобного условия минимальности

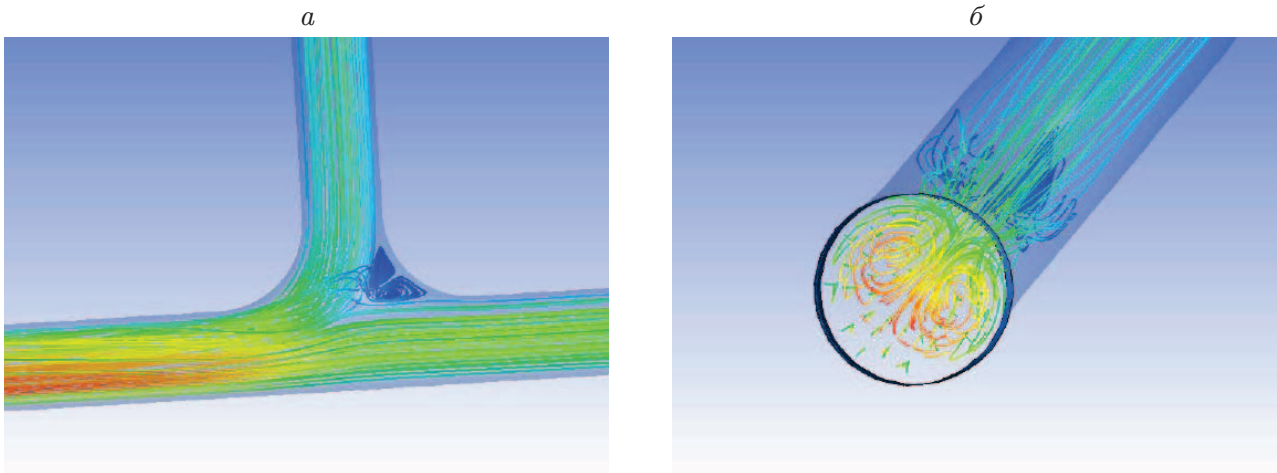


Рис. 2. Течения в области Ω :

a — вихрь, образующийся в зоне слияния потоков, *б* — вихри Дина, образующиеся после слияния потоков

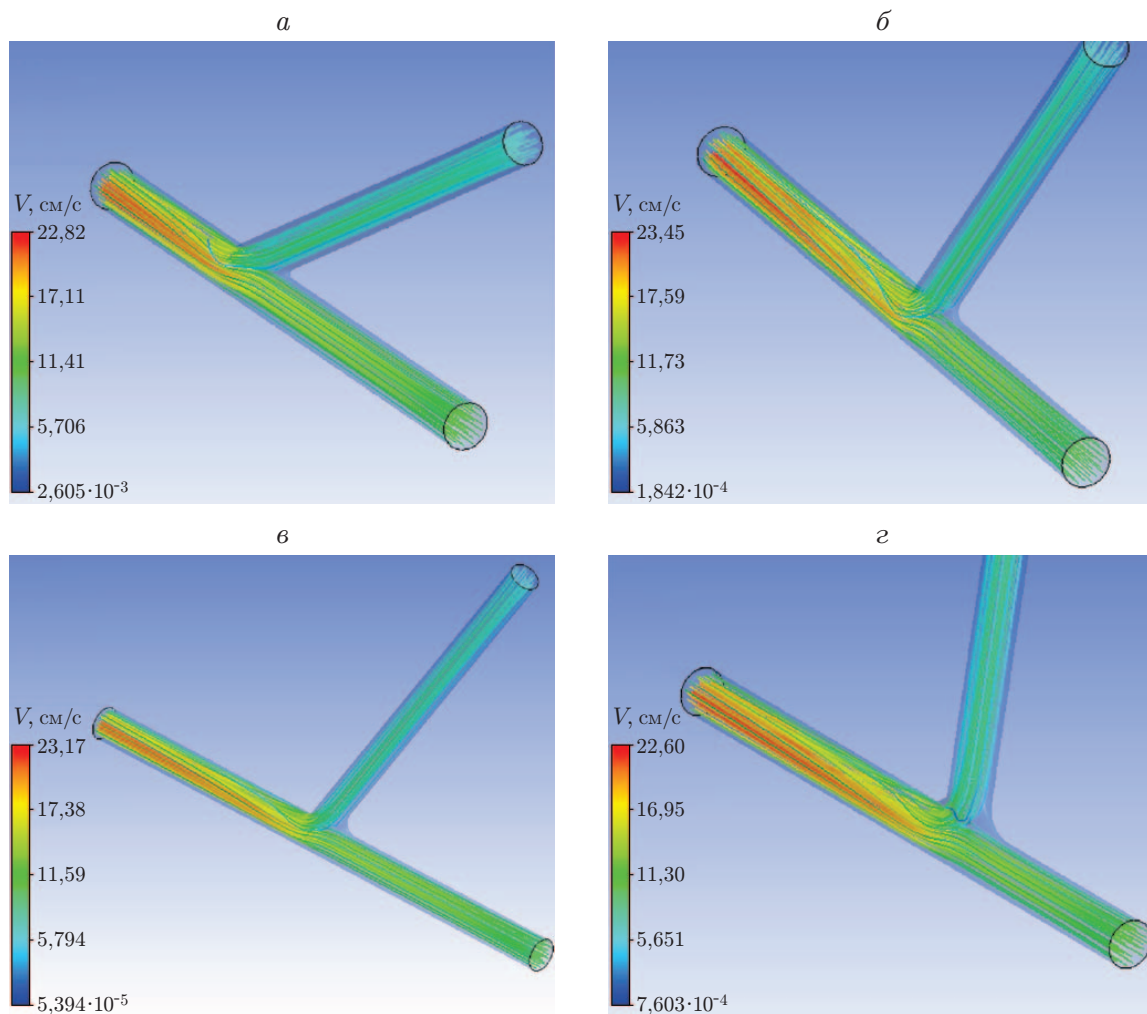


Рис. 3. Линии тока для рассматриваемых конфигураций при $V_r = 0,6$, $R_r = 11$ и различных значениях угла раствора тройника:

a — $\alpha = 30^\circ$, *б* — $\alpha = 45^\circ$, *в* — $\alpha = 60^\circ$, *г* — $\alpha = 90^\circ$

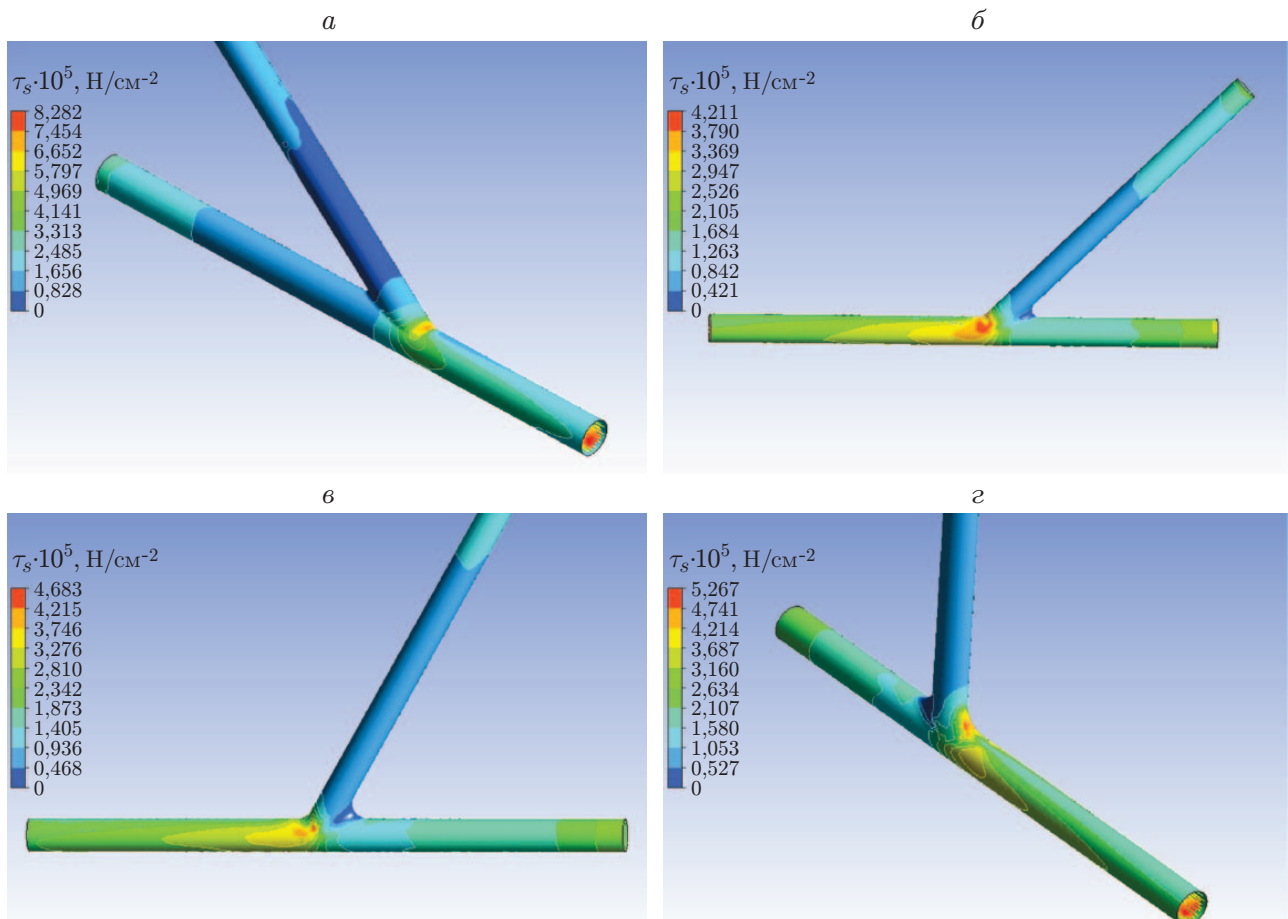


Рис. 4. Значения касательных напряжений для рассматриваемых конфигураций при $V_r = 0,6$, $R_r = 11$ и различных значениях угла раствора тройника:
 $a - \alpha = 30^\circ$, $б - \alpha = 45^\circ$, $в - \alpha = 60^\circ$, $г - \alpha = 90^\circ$

Таблица 1

Максимальные значения касательных напряжений для каждого варианта конструкции в исследуемом диапазоне параметров R_r , V_r

α	τ_s
$\pi/6$	0,828
$\pi/4$	0,421
$\pi/3$	0,468
$\pi/2$	0,527

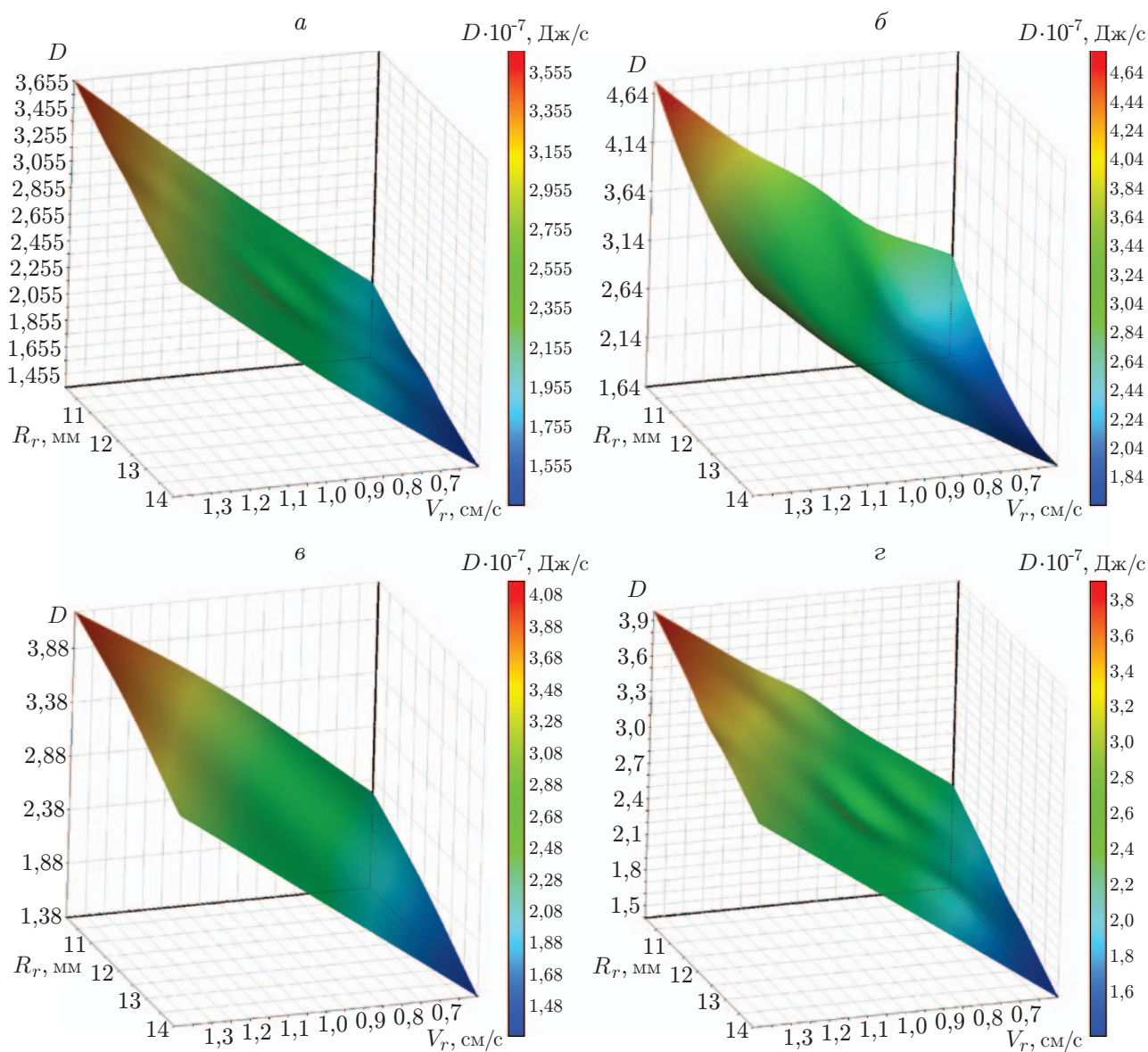


Рис. 5. Зависимость энергии вязкой диссипации D от параметров V_r , R_r при различных значениях угла раствора тройника:
 а — $\alpha = 30^\circ$, б — $\alpha = 45^\circ$, в — $\alpha = 60^\circ$, г — $\alpha = 90^\circ$

Таблица 2

Минимальные и максимальные значения интеграла D
 при различных значениях параметров R_r , V_r и угла раствора тройника

α	$D_{\min} \cdot 10^7$, Дж/с		$D_{\max} \cdot 10^7$, Дж/с
	$V_1 = 0,6, R_1 = 14$	$V_2 = 0,6, R_2 = 13,896$	$V_3 = 1,4, R_3 = 10,1$
$\pi/6$	13 523	14 799	36 734
$\pi/4$	17 192	16 387	48 062
$\pi/3$	13 365	16 246	42 211
$\pi/2$	13 892	15 736	39 886

интеграла энергии вязкой диссипации на конфигурации с жесткими стенками, возможно, позволит сформулировать такие критерии предоперационного моделирования в режиме реального времени, основанные на описанной технике.

Заключение. В работе проведено исследование гемодинамики при вариации угла установки сосудистого анастомоза с помощью численного решения задачи о сходящемся тройнике на основе оптимизации энергетических характеристик потока. Установлено, что при равных значениях отношений радиусов донорской трубы и трубы-реципиента и отношений скоростей на входе в донорскую трубу и в трубу-реципиент оптимальным углом установки является угол, равный $\pi/3$ (60°). Это позволяет адекватно моделировать различные варианты низкопоточных анастомозов для исследуемого диапазона параметров. Показано, что при тех же предположениях угол, равный $\pi/4$ (45°), является наименее предпочтительным.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Wong J. H. Y., Tymianski R., Radovanovic I., Tymianski M.** Minimally invasive microsurgery for cerebral aneurysms // *Stroke*. 2015. V. 46, N 9. P. 2699–2706.
2. **Davies J. M., Lawton M. T.** Advances in open microsurgery for cerebral aneurysms // *Neurosurgery*. 2014. V. 74. P. S7–S16.
3. **Matsukawa H., Tanikawa R., Kamiyama H., et al.** Graft occlusion and graft size changes in complex internal carotid artery aneurysm treated by extracranial to intracranial bypass using high-flow grafts with therapeutic internal carotid artery occlusion // *Neurosurgery*. 2017. V. 81, N 4. P. 672–679.
4. **Ota N., Goehre F., Miyazaki T., et al.** Bypass revascularization applied to the posterior cerebral artery // *World Neurosurgery*. 2016. V. 96. P. 460–472.
5. **Uruba V., Procházka P., Skála V.** Flow in branched channel // *Topical problems of fluid mechanics 2018*. Prague: Inst. Thermomechanics, 2018. P. 299–306. DOI: <https://doi.org/10.14311/TPFM.2018.040>.
6. **Цуренко Ю. И.** Гидромеханика. Гидравлика / Под ред. А. А. Пшеницина. Северодвинск: Севмашвтуз, 2007. [Электрон. ресурс]. Режим доступа: <https://narfu.ru/university/library/books/1758.pdf>.
7. **Идельчик И. Е.** Справочник по гидравлическим сопротивлениям. М.: Машиностроение, 1992.
8. **Aubin J., Fletcher D. F., Xuereb C.** Design of micromixers using CFD modelling // *Chem. Engng Sci.* 2005. V. 60, N 8/9. P. 2503–2516.
9. **Rivière N., Travin G., Perkins R. J.** Transcritical flows in three and four branch open-channel intersections // *J. Hydraulic Engng.* 2014. V. 140, N 4. 04014003.
10. **Кравчук А. С., Кравчук А. И., Михиевич А. П.** Моделирование турбулентного потока вязкой несжимаемой жидкости в фитингах труб // *Международ. журн. прикл. наук и технологий “Integral”*. 2018. Т. 2. С. 285–301. [Электрон. ресурс]. Режим доступа: <https://cyberleninka.ru/article/v/modelirovanieturbulentnogo-potoka-vyazkoyneszzhimaemoy-zhidkosti-v-fitingah-trub>.
11. **Ding X., Yamazaki K.** Constructal design of cooling channel in heat transfer system by utilizing optimality of branch systems in nature // *J. Heat Transfer*. 2007. V. 129, N 3. P. 245–255.
12. **Hawa T., Rusak Z.** The dynamics of a laminar flow in a symmetric channel with a sudden expansion // *J. Fluid Mech.* 2001. V. 436. P. 283–320.
13. **Yamaguchi H., Ito A., Kuribayashi M., et al.** Basic flow characteristics in three-dimensional branching channel with sudden expansion // *Europ. J. Mech. B. Fluids*. 2006. V. 25, N 6. P. 909–922.

14. **Matsumoto D., Fukudome K., Wada H.** Two-dimensional fluid dynamics in a sharply bent channel: Laminar flow, separation bubble, and vortex dynamics // *Phys. Fluids*. 2016. V. 28, N 10. 103602.
15. **Ding J., Liu Y., Wang F.** Influence of bypass angles on extracardiac fontan connections: a numerical study // *Intern. J. Numer. Methods Biomed. Engng.* 2012. V. 29, N 3. P. 351–362.
16. **Паршин Д. В., Куянова Ю. О., Кислицин Д. С. и др.** О влиянии потокперенаправляющего стента на гемодинамику церебральных аневризм // *ПМТФ*. 2018. Т. 59, № 6. С. 5–14.
17. **Handbook** of hemorheology and hemodynamics / Ed. by O. K. Baskurt, M. R. Hardeman, M. W. Rampling, H. J. Meiselman. Amsterdam: IOS Press, 2007. (Ser. Biomed. and health res.; V. 69). [Electron. resource]. Режим доступа: <https://www.iospress.nl/book/handbook-of-hemorheology-and-hemodynamics/>.
18. **Харламов С. Н.** Алгоритмы при моделировании гидродинамических процессов. Томск: Том. политех. ун-т, 2018.
19. **Zarrinkoob L., Ambarki K., Wåhlin A., et al.** Blood flow distribution in cerebral arteries // *J. Cerebral Blood Flow Metabolism*. 2015. V. 35, N 4. P. 648–654.
20. **Хе А. К., Черевко А. А., Чупахин А. П. и др.** Мониторинг гемодинамики сосудов головного мозга // *ПМТФ*. 2017. Т. 58, № 5. С. 7–16.
21. **Sia S. F., Qian Y., Matsuda W., et al.** Evaluation of brain extracranial-to-intracranial (ECIC) bypass treatments by using computational hemodynamic technology // *IFMBE Proc.* 2010. V. 31. P. 1542–1545.
22. **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. Model.* 2015. V. 30, N 5. P. 277–287.

*Поступила в редакцию 27/V 2019 г.,
после доработки — 27/V 2019 г.
Принята к публикации 27/V 2019 г.*
