

## АНАЛИЗ ТЕЧЕНИЯ ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ В ЭЛЕМЕНТАХ МИКРОНАСОСА ДЛЯ СИСТЕМ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

А.И. Хаустов  
Г.Г. Боярский

khaustov.alex@mail.ru  
glebboyarsky@gmail.com

МАИ, Москва, Российская Федерация

---

### Аннотация

Приведены результаты по разработке микронасоса для системы вспомогательного кровообращения. Максимальный диаметр микронасоса равен 6,5 мм, это позволяет вводить его в организм человека через бедренную артерию, что обеспечивает его малоинвазивное применение. Микронасос забирает кровь из левого желудочка сердца и нагнетает ее в аорту за аортальным клапаном. На основании проведенного численного анализа пространственного течения несжимаемой вязкой жидкости (крови) в разработанных элементах микронасоса доказано соответствие его проточной части условиям минимального гемолиза и тромбообразования при нагнетании крови. Разработанный микронасос обеспечивает равномерное распределение давления и скорости крови на выходе, что гарантирует равномерную подачу крови в аорту. По всей проточной части микронасоса отсутствуют зоны застоя крови и вихрей, что понижает тромбообразование в микронасосе. Во всем объеме потока крови даже в периферийном сечении рабочего колеса микронасоса скорости сдвига и касательные напряжения не превышают критических значений, что приводит к минимальному гемолизу крови в разработанных элементах микронасоса. Полученные результаты моделирования течения крови в элементах микронасоса позволили разработать конструкторскую документацию для изготовления и испытания его прототипа на гидравлическом и гемодинамическом стендах

### Ключевые слова

*Микронасос, моделирование пространственного течения, гемолиз крови, тромбообразование, система для вспомогательного кровообращения*

Поступила 29.03.2021

Принята 10.05.2021

© Автор(ы), 2021

---

*Работа выполнена при поддержке ФГБУ Фонда содействия инновациям (договор № 3052ГС1/44987 от 04 июня 2019 г.)*

**Введение.** В современной кардиохирургии находят широкое применение нагнетательные устройства, которые обеспечивают частичную или полную, временную или постоянную замену функции сердца. Такие устройства применяются для компенсации сердечной функции как левого желудочка [1–3], так и для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца\* и имеют диаметр до 30 мм, длину 90 мм, массу до 200 г [4].

Следующим шагом является разработка устройств с меньшими массогабаритными характеристиками [5] для систем вспомогательного кровообращения, чтобы обеспечить их малоинвазивное применение, что позволит вводить эти устройства через бедренную артерию без серьезной хирургической операции.

Основной *целью настоящей работы* является анализ разработанной проточной части (рабочего колеса и спрямляющего аппарата) осевого насоса (диаметр менее 7 мм, общая длина не более 45 мм, масса не более 50 г) из условия минимального гемолиза и тромбообразования при нагнетании крови с подачей 3 л/мин и повышения давления до 80 мм рт. ст.

**Материалы и методы.** Проектирование элементов проточной части насосов в авиационной и космической технике проводится для достижения максимальной эффективности (КПД) насоса, максимальной кавитационной устойчивости, в этом случае минимизируются гидравлические, дисковые, объемные, механические потери [6–8]. При разработке микронасоса для вспомогательного кровообращения необходимо минимизировать травму крови и тромбообразование в его проточной части.

В настоящее время установлено [9, 10], что минимальная травма крови соответствует минимальным скоростям сдвига крови, т.е. допускается наличие в проточных элементах насоса застойных зон, в то время как минимальное тромбообразование не допускает каких-либо застойных зон и требует высоких скоростей течения крови во всех без исключения элементах насоса. Таким образом, проектирование микронасоса для нагнетания крови носит неоднозначный характер и требует анализа течения крови в микронасосе.

На рис. 1 показан микронасос, состоящий из корпуса 1, в котором закрепляются лопатки спрямляющего аппарата 2, изготовленные заодно с втулкой 3. Рабочее колесо 7, установленное на валу 6, передает энергию

---

\* ТУ 32.50.50-000-74110342–2017 «Комплекс универсальный для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца — «СТРИМ КАРДИО».

нагнетаемой крови. Из рабочего колеса кровь поступает на лопатки 2 спрямляющего аппарата (СА), в котором происходит преобразование скоростного напора в потенциальный напор движения крови. Подшипники скольжения 4 и качения 5 воспринимают осевые и радиальные усилия, возникающие при работе насоса.

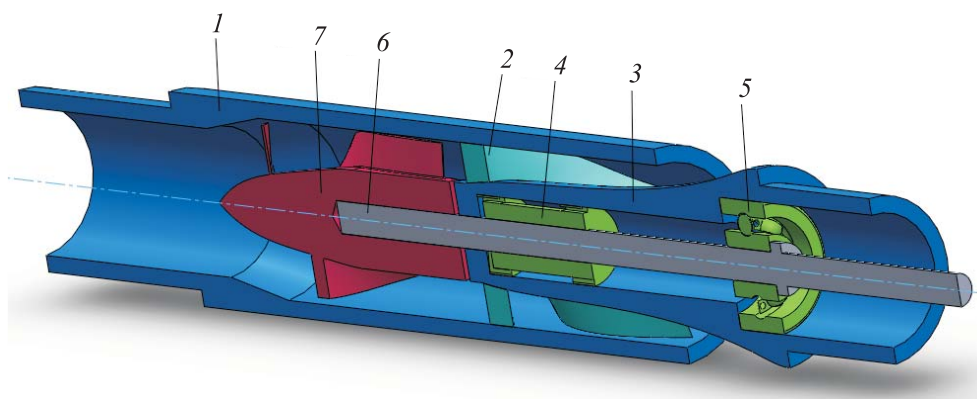
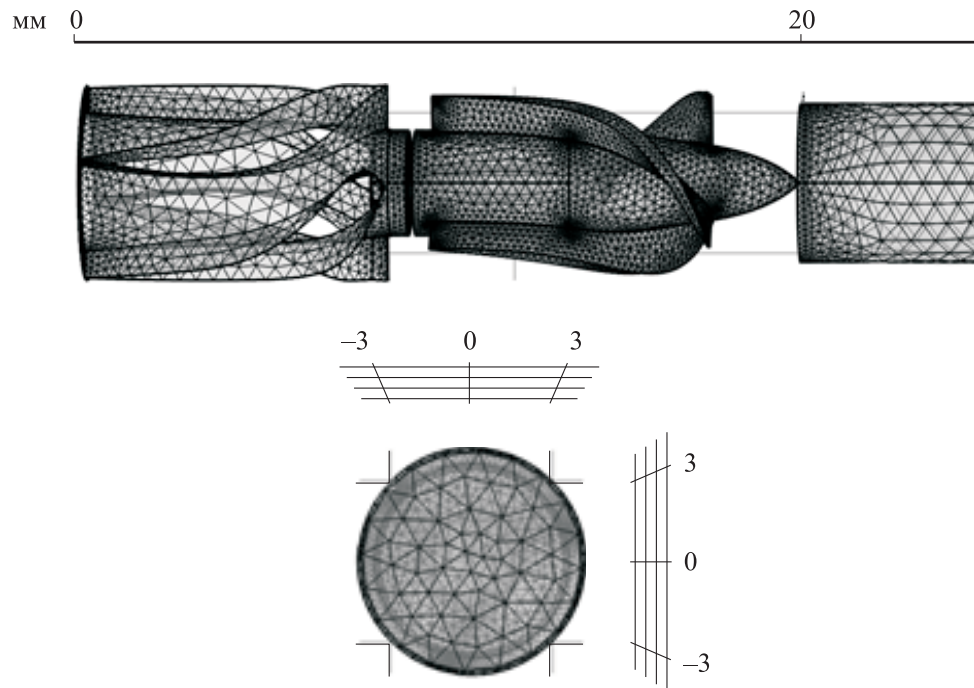


Рис. 1. Схема микронасоса

Моделирование пространственного течения вязкой несжимаемой жидкости основано на решении системы дифференциальных и/или интегральных уравнений, описывающих законы сохранения массы, импульса и энергии этой среды [11, 12]. В настоящей работе использован расчетный модуль вычислительной гидродинамики для насосов *Fluid Flow in Rotating Machinery* в пакете *Comsol* [13].

Проектировочные расчеты, выполненные на первом этапе работы, позволили определить основные геометрические параметры микронасоса (углы установки лопаток рабочего колеса и спрямляющего аппарата, густоту лопаточных решеток и пр.) из условия обеспечения требуемых напорно-расходных параметров.

Для дискретизации области расчета использовался метод конечных объемов [14, 15], в котором значения рассчитываемых физических характеристик определяются для узловых точек каждой ячейки созданной сетки. На рис. 2 показаны расчетные сетки на плоскостях расчетной области в виде тетраэдров в расчетном объеме, созданном граничным условием «стенка». Программа автоматически адаптирует расчетную сетку к решению задачи во время проведения расчета в зависимости от площади расчетных поверхностей, кромок твердых тел и расчетных объемов. Режим работы микронасоса, принимаемый в расчетах, следующий: подача 3 л/ мин, частота вращения 30 000 об/мин, повышение давления, созда-



**Рис. 2.** Расчетная сетка модели микронасоса (корпус микронасоса не показан)

ваемое микронасосом, 80 мм рт. ст. Для крови, как для рабочей среды, задавались следующие параметры: плотность крови  $1060 \text{ кг/м}^3$ , коэффициент динамической вязкости постоянный и равен  $3,5 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ .

**Результаты.** Анализ распределений давления в проточной части (рис. 3) разработанного насоса показывает, что наибольшее давление развивается в периферийном сечении рабочего колеса. При этом распределение давления — неравномерно по радиусу. Однако спрямляющий аппарат разработанной геометрии лопаточной системы выравнивает эпюру давления, и на выходе достигается равномерное распределение давления по всему выходному сечению проточной части насоса.

Во входной области и на выходе можно выделить зоны обратных течений жидкости ( $I$ ) и, что очень важно, отсутствие застойных зон, где скорости равны нулю, что подтверждают рис. 4–6, на которых приведены линии тока и изоповерхности со значениями скорости.

**Обсуждение.** Полученные результаты показали, что существуют выраженные зоны с высокой скоростью течения крови. Они локализованы в пристеночной зоне рабочего колеса и корпуса микронасоса. Потoki крови с наименьшей скоростью локализуются в двух областях: на входе в рабочее колесо микронасоса и на внутренней поверхности лопастей спрям-

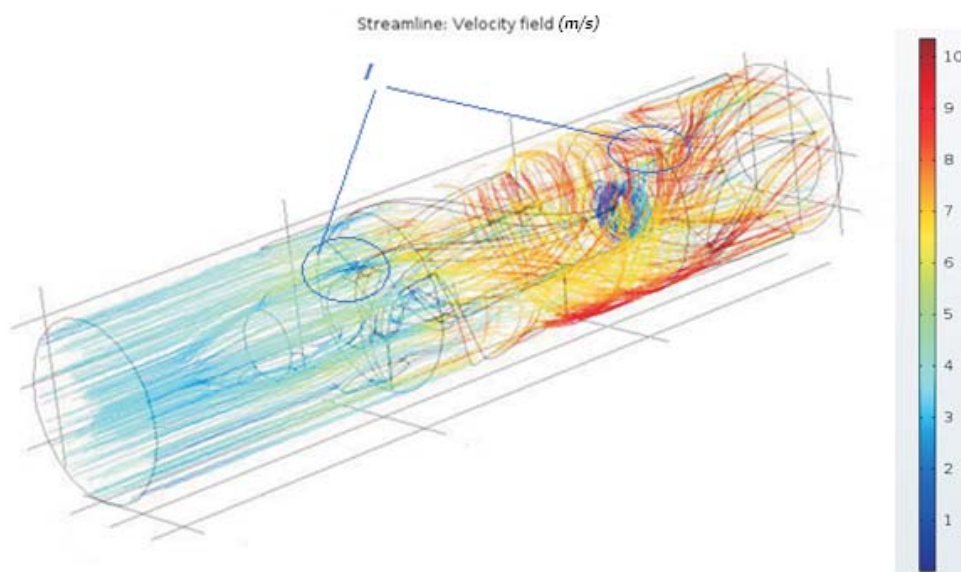


Рис. 3. Распределение давления в проточной части микронасоса

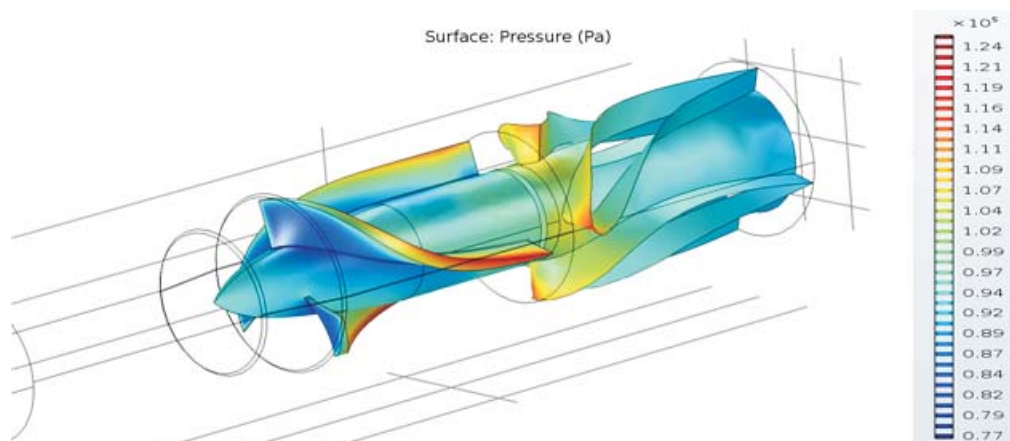


Рис. 4. Линии тока, на которых показаны величины скорости

ляющего аппарата. Ни в одной из областей не образуется зон с нулевой скоростью потока. Минимальная скорость потока составляет 0,1 м/с.

Максимальные скорости 8,3 м/с имеют место на краях рабочего колеса, в то время как в зазоре между ним и корпусом скорость не превышает 8,1 м/с (рис. 6).

Результаты расчета полей скоростей использованы для оценки скоростей сдвига и касательных напряжений, действующих на кровь, поскольку их уровень влияет на разрушение кровяных телец. Касательные напряжения  $\tau$  и скорости сдвига для вязкого течения связаны так:

$$\tau = -\mu(du/dy),$$

где  $\mu$  — коэффициент динамической вязкости крови;  $du/dy$  — градиент скорости или скорость сдвига по оси, перпендикулярной рассматриваемой поверхности.

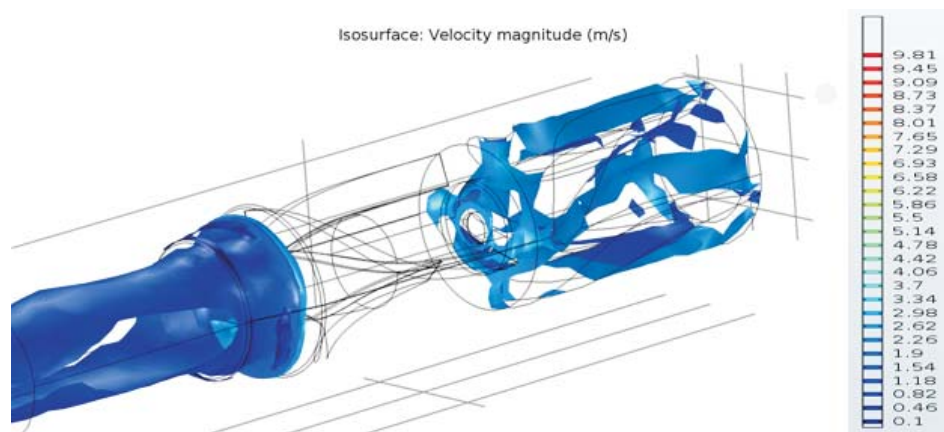


Рис. 5. Изоповерхности скорости течения крови в диапазоне от 0,1 до 2,5 м/с

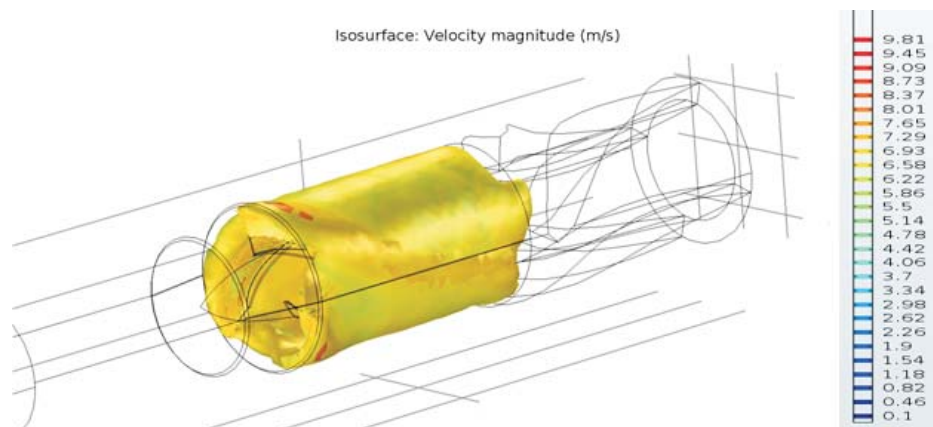


Рис. 6. Изоповерхности скорости течения крови в диапазоне от 5,3 до 8,1 м/с

В расчете рассматривалось течение крови, как несжимаемой ньютоновской жидкости, коэффициент динамической вязкости  $\mu$  которой не зависит от градиента скорости. Анализ величин скоростей сдвига (рис. 7) показал, что даже в периферийной области рабочего колеса в очень ограниченном объеме скорости сдвига не превышают  $220 \text{ c}^{-1}$ .

**Заключение.** Из проведенного численного анализа течения ньютоновской несжимаемой вязкой жидкости (крови) в разработанных трехмерных моделях элементов конструкции микронасоса можно сделать следующие выводы.

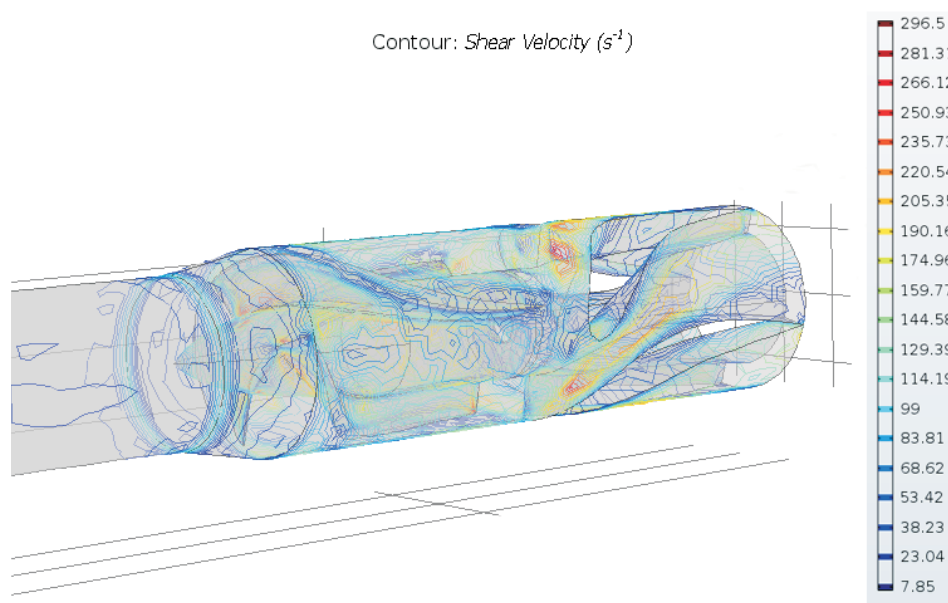


Рис. 7. Распределение скоростей сдвига по изолиниям

На выходе микронасоса достигается равномерное распределение давления и скорости, что гарантирует равномерную подачу крови в аорту.

По всей проточной части микронасоса отсутствуют зоны застоя крови и вихрей, что понижает вероятность тромбообразования в насосе.

Во всем объеме потока жидкости даже локально в периферийном сечении рабочего колеса скорости сдвига не превышают критических значений, что приводит к минимальному гемолизу крови в разработанных элементах микронасоса.

На основании проведенного численного анализа пространственного течения несжимаемой вязкой жидкости (крови) разработана конструкторская документация для изготовления и испытания прототипа микронасоса на гидравлическом и гемодинамическом стендах.

## ЛИТЕРАТУРА

- [1] Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Мелимука И.В. и др. Схемы имплантации лопаточных насосов для вспомогательного кровообращения. *Грудная хирургия*, 1992, № 11-12, с. 3–6.
- [2] Shumakov V.I., Tolpekin V.E., Romanov O.V., et al. Axial-flow micropumped system of assisted circulation. *Biomed. Eng.*, 1994, vol. 28, no. 5, pp. 231–233.  
DOI: <https://doi.org/10.1007/BF00556681>
- [3] Хаустов А.И. Насосы для систем вспомогательного кровообращения. М., Изд-во МАИ, 2008.

- [4] Chernyavskiy A., Fomichev A., Ruzmatov T., et al. Long-term biventricular support following myocardial infarction from anterior descending coronary artery damage due to stabbing: a case report. *J. Card. Surg.*, 2020, vol. 35, no. 9, pp. 2422–2424. DOI: <https://doi.org/10.1111/jocs.14816>
- [5] Giridharan G.A., Lee T.J., Ising M., et al. Miniaturization of mechanical circulatory support systems. *Artif. Organs*, 2012, vol. 36, no. 8, pp. 731–759. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2012.01523.x>
- [6] Боярский Г.Г., Сорокин А.Е., Хаустов А.И. Экспериментальное определение динамических характеристик микронасосов биотехнической системы орбитальной станции. *Вестник МАИ*, 2019, т. 26, № 4. DOI: <https://doi.org/10.34759/vst-2019-4-184-190>
- [7] Хаустов А.И. Теоретическое исследование и испытание насосов нагнетательных систем летательных аппаратов. *Вестник МАИ*, 2008, т. 15, № 1. URL: <http://vestnikmai.ru/publications.php?ID=7664>
- [8] Хаустов А.И., Шашкин И.Н., Киндеев М.И. Проектирование осевых насосов для систем терморегуляции летательных аппаратов. *Труды МАИ*, 2012, № 50. URL: <http://trudymai.ru/published.php?ID=28698>
- [9] Дмитриева О.Ю., Бучнев А.С., Дробышев А.А. и др. Гемолизные исследования имплантируемого осевого насоса для двухэтапной трансплантации сердца у детей. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*, 2017, т. 19, № 1, с. 22–27. DOI: <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2017-1-22-27>
- [10] Wang S., Tan J., Yu Z. Shear stress and hemolysis analysis of blood pump under constant and pulsation speed based on a multiscale coupling model. *Math. Probl. Eng.*, 2020, vol. 2020, art. 8341827. DOI: <https://doi.org/10.1155/2020/8341827>
- [11] Белоцерковский О.М. Численное моделирование в механике сплошных сред. М., ФИЗМАТЛИТ, 1984.
- [12] Андерсон Д., Таннехилл Дж., Плетчер Р. Вычислительная гидромеханика и теплообмен. М., Мир, 1990.
- [13] Красников Г.Е., Нагорнов О.В., Старостин Н.В. Моделирование физических процессов с использованием пакета Comsol Multiphysics. М., НИЯУ МИФИ, 2012.
- [14] Gerasimenko T.N., Kindeeva O.V., Petrov V.A., et al. Modelling and characterization of a pneumatically actuated peristaltic micropump. *Appl. Math. Model.*, 2017, vol. 52, pp. 590–602. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apm.2017.08.008>
- [15] Хаустов А.И., Толпекин В.Е., Гаврилюк В.Н. и др. Моделирование течения вязкой жидкости в пространственных каналах. *Доклады Академии Наук РФ*, 1998, т. 358, № 6, с. 1–4.

**Хаустов Александр Иванович** — д-р техн. наук, профессор кафедры «Экология, системы жизнеобеспечения и безопасность жизнедеятельности» МАИ (Российская Федерация, 125993, Москва, Волоколамское ш., д. 4).



**Боярский Глеб Геннадьевич** — аспирант кафедры «Экология, системы жизнеобеспечения и безопасность жизнедеятельности» МАИ (Российская Федерация, 125993, Москва, Волоколамское ш., д. 4).

**Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:**

Хаустов А.И., Боярский Г.Г. Анализ течения вязкой жидкости в элементах микронасоса для систем вспомогательного кровообращения. *Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Машиностроение*, 2021, № 3 (138), с. 135–145.

DOI: <https://doi.org/10.18698/0236-3941-2021-3-135-145>

**ANALYSIS OF VISCOUS FLUID FLOW  
IN MICROPUMP ELEMENTS  
FOR CIRCULATORY SUPPORT SYSTEMS**

**A.I. Khaustov**

khaustov.alex@mail.ru

**G.G. Boyarskiy**

lebboyarsky@gmail.com

**Moscow Aviation Institute, Moscow, Russian Federation**

---

**Abstract**

The paper presents the results of developing a micropump for the circulatory support system. The maximum diameter of the micropump is 6.5 mm. This allows it to be introduced into the human body through the femoral artery, which ensures its minimally invasive use. The micropump draws blood from the left ventricle of the heart and pumps it into the aorta behind the aortic valve. The numerical analysis of the spatial flow of an incompressible viscous fluid (blood) in the developed elements of the micropump allowed us to prove that its flow path corresponds to the conditions of minimal hemolysis and thrombosis during blood pumping. The developed micropump ensures uniform distribution of pressure and blood flow velocity at the outlet, which guarantees a uniform blood supply to the aorta. There are no zones of stagnation of blood and vortices throughout the flow part of the micropump, which reduces thrombosis in the micropump. In the entire volume of blood flow, even in the peripheral section of the micropump impeller, shear rates and shear stresses do not exceed critical values, which leads to minimal blood hemolysis in the developed elements of the micropump. The obtained results of 3D flow simulation in the elements of the micropump made

**Keywords**

*Micropump, 3D flow simulation, hemolysis, thrombosis, circulatory support system*

---

it possible to develop design documentation for the manufacture and testing of its prototype on hydraulic and hemodynamic stands

Received 29.03.2021

Accepted 10.05.2021

© Author(s), 2021

---

*This work was supported by the Fund for the Promotion of Innovations (contract no. 3052GS1/44987 dated 04.06.2019)*

## REFERENCES

- [1] Shumakov V.I., Tolpekin V.E., Melimuka I.V., et al. Diagrams of spatula pumps implantation for circulatory support. *Grudnaya khirurgiya*, 1992, no. 11-12, pp. 3–6 (in Russ.).
- [2] Shumakov V.I., Tolpekin V.E., Romanov O.V., et al. Axial-flow micropumped system of assisted circulation. *Biomed. Eng.*, 1994, vol. 28, no. 5, pp. 231–233. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF00556681>
- [3] Khaustov A.I. *Nasosy dlya sistem vspomogatel'nogo krovoobrashcheniya* [Pumps for circulatory support systems]. Moscow, MAI Publ., 2008.
- [4] Chernyavskiy A., Fomichev A., Ruzmatov T., et al. Long-term biventricular support following myocardial infarction from anterior descending coronary artery damage due to stabbing: a case report. *J. Card. Surg.*, 2020, vol. 35, no. 9, pp. 2422–2424. DOI: <https://doi.org/10.1111/jocs.14816>
- [5] Giridharan G.A., Lee T.J., Ising M., et al. Miniaturization of mechanical circulatory support systems. *Artif. Organs*, 2012, vol. 36, no. 8, pp. 731–759. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2012.01523.x>
- [6] Boyarskiy G.G., Sorokin A.E., Khaustov A.I. Experimental pressure-flow characteristics determining of micropumps for orbital station biotechnical system. *Vestnik MAI* [Aerospace MAI Journal], 2019, vol. 26, no. 4 (in Russ.). DOI: <https://doi.org/10.34759/vst-2019-4-184-190>
- [7] Khaustov A.I. Theoretical and experimental investigations of pumps for pressure systems of aerospace vehicles. *Vestnik MAI* [Aerospace MAI Journal], 2008, vol. 15, no. 1 (in Russ.). Available at: <http://vestnikmai.ru/publications.php?ID=7664>
- [8] Khaustov A.I., Shashkin I.N., Kindeev M.I. Design of axial flow pumps for thermoregulation systems of aircraft. *Trudy MAI*, 2012, no. 50 (in Russ.). Available at: <http://trudymai.ru/published.php?ID=28698>
- [9] Dmitrieva O.Yu., Buchnev A.S., Drobyshev A.A., et al. Hemolysis research of implantable axial flow pump for two-step heart transplantation in children. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov* [Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs], 2017, vol. 19, no. 1, pp. 22–27 (in Russ.). DOI: <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2017-1-22-27>
- [10] Wang S., Tan J., Yu Z. Shear stress and hemolysis analysis of blood pump under constant and pulsation speed based on a multiscale coupling model. *Math. Probl. Eng.*, 2020, vol. 2020, art. 8341827. DOI: <https://doi.org/10.1155/2020/8341827>

[11] Belotserkovskiy O.M. Chislennoe modelirovanie v mekhanike sploshnykh sred [Numerical modeling in continuum mechanics]. Moscow, FIZMATLIT Publ., 1984.

[12] Anderson D.A., Tannehill J.C., Pletcher R.H. Computational fluid mechanics and heat transfer. McGraw-Hill, 1984.

[13] Krasnikov G.E., Nagornov O.V., Starostin N.V. Modelirovanie fizicheskikh protsessov s ispol'zovaniem paketa Comsol Multiphysics [Modeling physical processes using Comsol Multiphysics package]. Moscow, NIYaU MIFI Publ., 2012.

[14] Gerasimenko T.N., Kindeeva O.V., Petrov V.A., et al. Modelling and characterization of a pneumatically actuated peristaltic micropump. *Appl. Math. Model.*, 2017, vol. 52, pp. 590–602. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apm.2017.08.008>

[15] Khaustov A.I., Tolpekin V.E., Gavrilyuk V.N., et al. Modeling the viscous liquid flow in 3D channels. *Doklady Akademii Nauk RF*, 1998, vol. 358, no. 6, pp. 1–4 (in Russ.).

**Khaustov A.I.** — Dr. Sc. (Eng.), Professor, Department of Ecology, Life Support Systems and Life Safety, Moscow Aviation Institute (Volokolamskoe shosse 4, Moscow, 125080 Russian Federation).

**Boyarskiy G.G.** — Post-Graduate Student, Department of Ecology, Life Support Systems and Life Safety, Moscow Aviation Institute (Volokolamskoe shosse 4, Moscow, 125080 Russian Federation).

**Please cite this article in English as:**

Khaustov A.I., Boyarskiy G.G. Analysis of viscous fluid flow in micropump elements for circulatory support systems. *Herald of the Bauman Moscow State Technical University, Series Mechanical Engineering*, 2021, no. 3 (138), pp. 135–145 (in Russ.).

DOI: <https://doi.org/10.18698/0236-3941-2021-3-135-145>