

Разработка микронасосной системы для поддержки кровообращения

А. И. Хаустов, Г. Г. Боярский[✉], К. В. Кротов

Московский авиационный институт (МАИ), Москва, Россия

[✉] glebboyarsky@gmail.com

Аннотация

Введение. В современной кардиохирургии для обеспечения частичной или полной, постоянной или временной замены функции сердца применяются системы поддержки, имеющие размеры, требующие проведения серьезной хирургической операции. Для обеспечения малой инвазивности требуется существенно уменьшить размеры имплантируемой части системы, что позволит вводить эти устройства через бедренную артерию.

Цель работы. Разработка малоинвазивной микронасосной системы для поддержки кровообращения.

Материалы и методы. На основе анализа технологии применения системы поддержки кровообращения (МСПК) разработан ее состав, принцип работы, спроектированы основные ее узлы и элементы. При проектировании микронасоса как узла, определяющего массогабаритные параметры всей системы, используются численные и экспериментальные методы оптимизации его проточной части из условия минимизации травмы крови и тромбообразования. При разработке системы смазки и охлаждения решалась термодинамическая задача по обеспечению отвода тепла. Электронный блок управления разработан на основании накопленного опыта проектирования и эксплуатации блоков управления клинически применяемых систем вспомогательного кровообращения.

Результаты. Спроектирован микронасос диаметром 6,5 мм и длиной 43 мм с требуемыми гемо- и гидродинамическими параметрами, обеспечивающий минимальную травму и тромбообразование. Определены основные параметры и спроектированы узлы и элементы МСПК (электроприводы, система смазки и охлаждения). Разработан состав и принцип работы электронного блока управления (ЭБУ), который представляет собой микропроцессорную систему управления МСПК с обратной связью. Встроенное программное обеспечение ЭБУ позволяет управлять частотой вращения электроприводов микронасоса и насоса подачи охлаждающей жидкости в требуемом диапазоне, измерять, отображать, регистрировать режимные параметры работы МСПК, а также осуществлять контроль их работы в требуемых диапазонах, обмениваться данными между ЭБУ и компьютером.

Заключение. Подготовлена документация на узлы и элементы МСПК, обеспечивающие требуемые гидро- и гемодинамические параметры, необходимые для применения микронасосной малоинвазивной системы, что позволяет перейти к сборке и отладке узлов и элементов МСПК в целом.

Ключевые слова: поддержка кровообращения, проектирование, микронасос, электронный блок управления, система смазки и охлаждения

Для цитирования: Хаустов А. И., Боярский Г. Г., Кротов К. В. Разработка микронасосной системы для поддержки кровообращения // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2022. Т. 25, № 5. С. 104–112. doi: 10.32603/1993-8985-2022-25-5-104-112

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Источник финансирования. Работа выполнена при поддержке ФГБУ "Фонд содействия инновациям" (договор № 3052ГС1/44987 от 04 июня 2019 г.).

Статья поступила в редакцию 09.08.2022; принята к публикации после рецензирования 15.09.2022; опубликована онлайн 29.11.2022

Designing of a Micropump System for Circulatory Support

Alexander I. Khaustov, Gleb G. Boyarsky[✉], Kirill V. Krotov

Moscow Aviation Institute (MAI), Moscow, Russia

✉ glebboyarsky@gmail.com

Abstract

Introduction. Support systems currently used in modern cardiac surgery to provide partial or complete, permanent or temporary replacement of cardiac function are frequently characterized by large dimensions, thus requiring major surgical interventions. Low invasiveness can be ensured by reducing the size of the implanted part of such systems, allowing these devices to be inserted through the femoral artery.

Aim. Development of a minimally invasive micropump system to support blood circulation.

Materials and methods. Based on the analysis of implementation of micropump circulatory support systems (MCSS), the configuration, operational principles and main components of such a system were determined. When designing a micropump, as a unit defining the weight and size parameters of the entire system, numerical and experimental methods were used to optimize its flow path based on the condition of minimizing blood injury and thrombus formation. The lubrication and cooling system was developed by solving the thermodynamic problem of heat removal. The electronic control unit was developed on the basis of accumulated experience in the design and operation of control units for circulatory support systems.

Results. A micropump with a diameter of 6.5 mm and a length of 43 mm with the required hydro- and hemodynamic parameters was designed. The device ensures minimal trauma and thrombus formation. The main MCSS parameters, as well as its main components (electric drives, lubrication and cooling systems), were defined. The configuration and operational principles of the electronic control unit (ECU), consisting in a microprocessor-based control system with feedback, were developed. The ECU built-in software manages the rotational speed of the electric drives of the micropump and coolant supply pump in the required range. In addition, the software is used to measure, display and register the MCSS operational parameters, as well as to monitor their operation in the required ranges and to exchange data between the ECU and the PC.

Conclusion. All the necessary documentation for the MCSS nodes and components was prepared. These nodes and components ensure the hydro- and hemodynamic parameters required for the use of the developed minimally invasive micropump system. Future work will address the stages of MCSS assembly and debugging.

Keywords: circulatory support, design, micropump, electronic control unit, lubrication and cooling system

For citation: Khaustov A. I., Boyarsky G. G., Krotov K. V. Designing of a Micropump System for Circulatory Support. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2022, vol. 25, no. 5, pp. 104–112. doi: 10.32603/1993-8985-2022-25-5-104-112

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest.

Acknowledgment. The work was supported by the FSBI Innovation Promotion Fund (Agreement No. 3052GS1/44987 dated June 04, 2019).

Submitted 09.08.2022; accepted 15.09.2022; published online 29.11.2022

Введение. В современной кардиохирургии находят широкое применение нагнетательные устройства, которые обеспечивают частичную или полную, временную или постоянную замену функции сердца. Такие устройства применяются как для компенсации сердечной функции левого [1–3], так и для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца [4, 5] и имеют диаметр до 30 мм и длину 90 мм массой до 200 г.

Следующим шагом в применении насосов является разработка устройств для систем поддержки кровообращения с меньшими массогабаритными характеристиками [6–10], что позволяет вводить эти устройства через бедренную артерию без серьезной хирургической операции, чтобы обеспечивать их малоинвазивное применение.

Целью работы является разработка малоинвазивной микронасосной системы для поддержки кровообращения.

Методы. На основе технологии применения микронасоса для системы поддержки кровообращения (МСПК) разработан ее состав, принцип работы и спроектированы основные узлы и элементы, обеспечивающие возможность введения насоса в полость левого желудочка посредством стандартной методики катетеризации полостей сердца по Сельдингеру.

На рис. 1 показан состав МСПК. Микронасос (МН) 2 забирает кровь через направляющий катетер 1, размещенный в левом желудочке сердца. Кровь проходит в проточную часть МН и через его спрямляющий аппарат (СА) попадает в аорту. Гибкий вал МН 5, который находится внутри двухпросветного катетера 3, соединен с валом электропривода 4, находящимся в электронном блоке управления (ЭБУ) 7.

При работе МН между вращающимся валом и катетером возникает трение. Для отвода тепла и смазывания их контактной поверхности перистальтическим насосом 10 в соедини-

тельный узел 6, в просвет между тросиком и катетером, закачивается смазывающая и охлаждающая жидкость (СОЖ) из емкости 8, а от туда по внешнему зазору двухпросветного катетера поступает к МН и затем возвращается в приемную емкость 9.

Вся работа МСПК контролируется и управляется ЭБУ.

При проектировании узлов и элементов МСПК использовались современные методы моделирования течения вязкой ньютоновской жидкости (крови и охлаждающей жидкости) [11–13] с экспериментальной апробацией полученных результатов. Для разработки электронного блока управления использовался опыт разработки подобных устройств для систем вспомогательного кровообращения [14–16].

Результаты. На основании метода проектирования [17, 18] разработан микронасос МСПК. На рис. 2 представлен состав и габаритные размеры разработанного МН, где

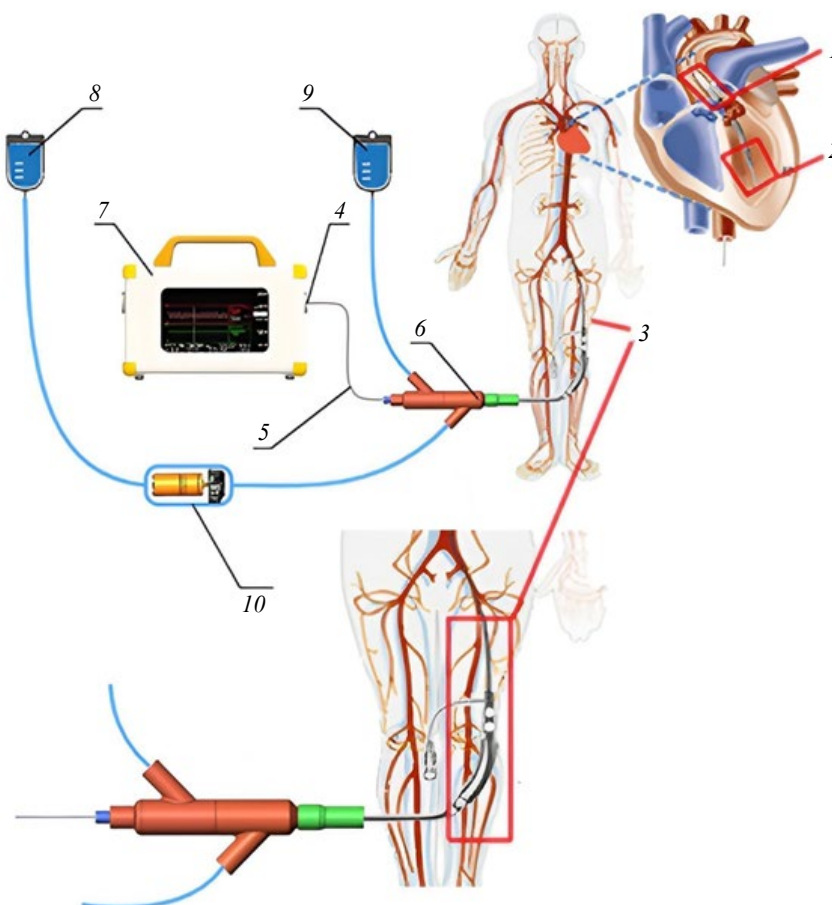


Рис. 1. Состав МСПК

Fig. 1. Micropump circulatory support system (MCSS)

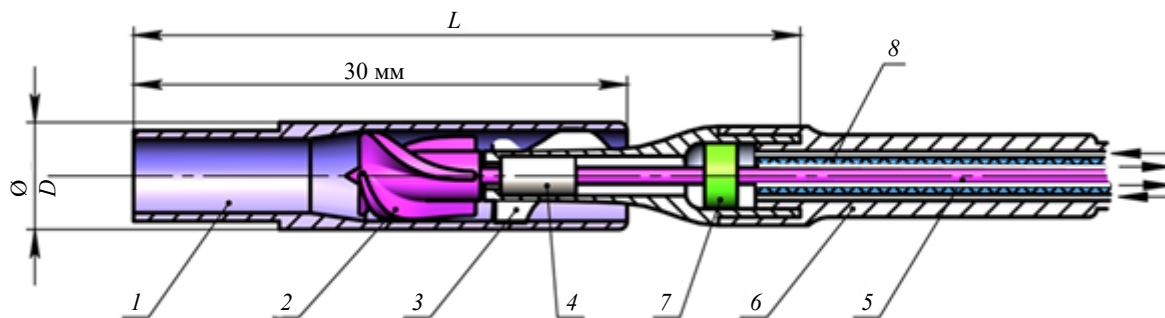


Рис. 2. Микронасос МСПК

Fig. 2. MCSS micropump

$L = 43$ мм; $D = 6.5$ мм. Кровь поступает через входной патрубок 1 в рабочее колесо (РК) 2 МН, который передает энергию крови, а затем кровь поступает на лопатки СА 3, где энергия вращения переходит в энергию напора. РК приводится во вращение от гибкого вала 5, соединенного с электроприводом. Смазывающая и охлаждающая жидкость поступает по внешнему зазору двухпросветного катетера 6 через проточки подшипников 4, 7 в проточную часть МН и через внутренний зазор двухпросветного катетера, образованный внутренним катетером 8 и вращающимся гибким валом, возвращается в приемный резервуар. СОЖ содержит в себе антикоагулирующий препарат, который препятствует образованию тром-

бов в проточной части МН.

Расчетными и экспериментальными исследованиями доказано, что проточная часть разработанного микронасоса МСПК удовлетворяет следующим требованиям:

- обеспечивает подачу крови вязкостью $(4...6)10^{-3}$ Па·с в диапазоне от 0.1 до 4 л/мин и напор не менее 10.2 Дж/кг;

- отсутствуют застойные зоны внутри проточной части микронасоса, что не вызывает тромбообразования; скорость течения крови в любой точке проточной части МН находится в диапазоне от 0.1 до 9 м/с (на рис. 3 в качестве примера показано распределение скоростей в проточной части МН), что гарантирует минимальный уровень гемолиза.

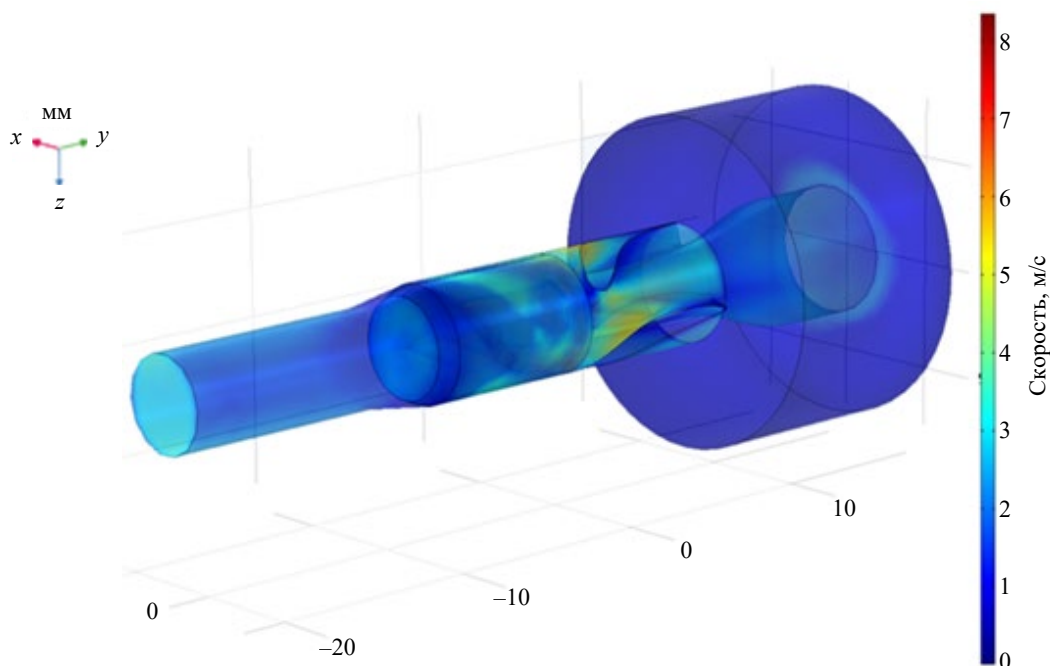


Рис. 3. Скорость течения крови в проточной части МН

Fig. 3. Flow rate in the flow part of the micropump

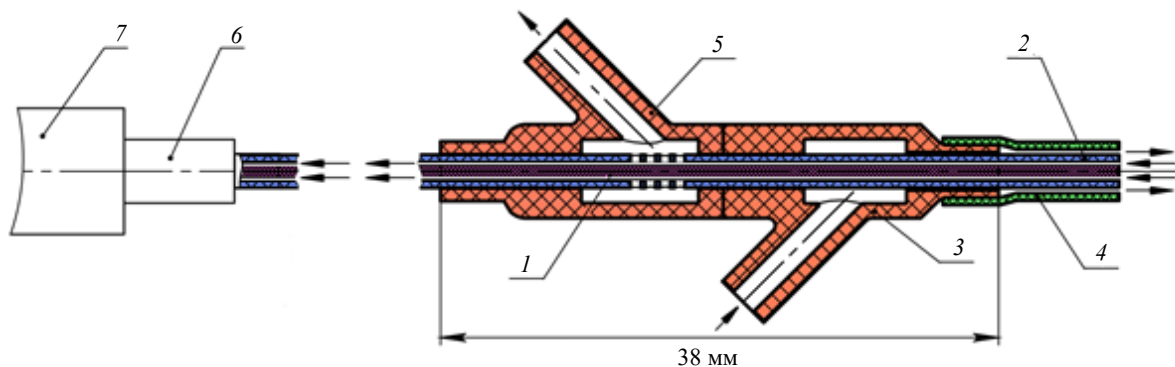


Рис. 4. Коллекторный узел

Fig. 4. Liquid supply and removal collector

В качестве электропривода (ЭП) МН используется бесколлекторный электромотор постоянного тока с регулируемой частотой вращения от 6000 до 50 000 об/мин, которая изменяется регулятором частоты вращения. Расчеты показали, что мощность ЭП равна 50 Вт и учитывает КПД насоса, электромотора и потерю энергии при вращении гибкого вала внутри двухпросветного катетера, которая по оценочным расчетам составляет не менее 30 % от мощности ЭП.

Для обеспечения подачи СОЖ разработан коллекторный узел (рис. 4), позволяющий подводить и отводить жидкость к двухпросветному катетеру и гибкому валу 1, который вращается во внутреннем катетере 2. СОЖ подводится через патрубок 3 из емкости и по зазору между внутренним 2 и внешним 4 катетерами попадает в МН, где охлаждает подшипники и возвращается через патрубок 5 в приемную емкость системы смазки и охлаждения гибкого вала (СОВ). Остатки жидкости поступают в цанговую муфту 6, через которую выполняется

соединение гибкого вала с валом ЭП 7, находящегося в ЭБУ.

Важнейшим элементом, обеспечивающим бесперебойную работу всей системы, является насос СОВ. Для выбора типа насоса СОВ определен его напор, как напор, равный сумме потерь энергии при течении СОЖ по тракту двухпросветного катетера. По этим параметрам выбран перистальтический насос марки Seco серии PPE.

На основе анализа клинического применения разработан состав и принцип работы электронного блока управления (рис. 5, 6), который представляет собой микропроцессорную систему управления МСПК с обратной связью.

К разъемам ЭБУ (рис. 5) подключаются: внешний аккумулятор 1, сетевой адаптер 2, компьютер 3, двухпросветный катетер и гибкий вал МН 4, электропитание насоса СОВ 5. Верхняя панель (рис. 6) включает в себя цифровой индикатор отображения параметров ЭБУ 8; индикатор частоты вращения ЭП МН/насоса СОВ 7; индикатор режима отображения мощ-



Рис. 5. Внешний вид ЭБУ и подключения узлов МСПК

Fig. 5. Appearance and node connection of the electronic control unit (ECU)

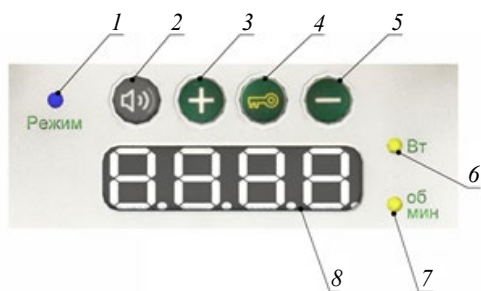


Рис. 6. Верхняя панель ЭБУ

Fig. 6. Upper panel of electronic control unit (ECU)

ности, потребляемой МН/насосом СОВ 6; кнопки корректировки режима работы 3 и 5; кнопка ключ "К" 4, блокирующая остальные кнопки; индикатор контроля режимов 1; кнопка звукового сигнала контроля режимов работы системы 2.

Встроенное программное обеспечение ЭБУ выполняет следующие функции:

1. Управление частотой вращения ЭП МН в требуемом диапазоне:

1.1. Изменяет и отображает на индикаторе верхней панели (рис. 6, 8) частоту вращения МН.

1.2. Измеряет силу тока, напряжение и отображает на передней панели электрическую мощность ЭП МН.

1.3. Контролирует частоту вращения ЭП МН и выдает индикаторную и звуковую команды при уменьшении или увеличении текущей частоты вращения ЭП МН (рис. 6, 7) относительно заданной на 500 об/мин.

1.4. Контролирует мощность ЭП МН и выдает индикаторную и звуковую команды (рис. 6, 6), если ее превышение составляет более 15 % от допустимых значений мощности при заданной частоте вращения ЭП.

2. Управление частотой вращения ЭП насоса СОВ в заданном диапазоне:

2.1. Измеряет и отображает на передней панели (рис. 5) частоту вращения насоса СОВ.

2.2. Измеряет силу тока, напряжение и отображает на передней панели потребляемую электрическую мощность насоса СОВ.

2.3. Контролирует частоту вращения насоса СОВ и выдает индикаторную и звуковую команды при уменьшении или увеличении текущей частоты вращения насоса СОВ относительно заданной на 100 об/мин.

2.4. Контролирует мощность насоса системы подачи и удаления охлаждающей жидкости (СПУЖ) и выдает индикаторную команду на передней панели (рис. 5) и звуковую команду, если превышение составляет более 15 % допустимых значений мощности при заданной частоте вращения ЭП.

3. Обмен информацией между ЭБУ и компьютером (передача параметров функционирования электроприводов МН и насоса СОВ).

ЭБУ может быть подключен к компьютеру, что позволяет пользователю (врачу или специалисту технической поддержки) выполнять следующие действия:

– записывать в память компьютера рекомендуемый врачом для данного пациента режим работы МСПК и передавать измеряемые параметры узлов и элементов МСПК;

– длительное время осуществлять мониторинг параметров работы МСПК в течение лечения пациента;

– периодически передавать параметры МСПК в ходе выполнения клинических или амбулаторных исследований;

– записывать и хранить во встроенной памяти основные данные пациента (Ф.И.О., возраст, диагноз), ассоциированные с его регистрационной картой;

– получать от ЭБУ и отображать на мониторе компьютера информацию о текущем состоянии аппарата в виде цифровых значений: заданной и реальной частоты вращения ЭП МН и насоса СОВ, потребляемой электрической мощности и напряжения питания.

Заключение. На основании накопленного опыта проектирования систем для вспомогательного кровообращения, методов проектирования МН и ЭБУ разработаны основные специальные, нестандартные узлы и элементы малоинвазивной системы поддержки кровообращения (микронасос диаметром 6.5 мм и длиной 43 мм). Подготовлена конструкторская документация на микронасос, элементы системы смазки и охлаждения, электронный блок управления, что позволяет перейти к сборке и отладке всей малоинвазивной системы поддержки кровообращения.

Список литературы

1. Иткин Г. П. Механическая поддержка кровообращения: проблемы, решения и новые технологии // Вестн. трансплантологии и искусственных органов. 2014. Т. 16, № 3. С. 76–84. doi: 10.15825/1995-1191-2014-3-76-84
2. Acute Cardiovascular Care Association position statement for the diagnosis and treatment of patients with acute myocardial infarction complicated by cardiogenic shock: A document of the Acute Cardiovascular Care Association of the European Society of Cardiology / U. Zeymer, H. Bueno, C. B. Granger, J. Hochman, K. Huber, M. Lettino, S. Price, F. Schiele, M. Tubaro, P. Vranckx, D. Zahger, H. Thiele // Eur. Heart J. Acute Cardiovasc. Care. 2020. Vol. 9, iss. 2. P. 183–197. doi: 10.1177/2048872619894254
3. The History of Durable Left Ventricular Assist Devices and Comparison of Outcomes: HeartWare, HeartMate II, HeartMate 3, and the Future of Mechanical Circulatory Support / C. Berardi, C. A. Bravo, S. Li, M. Khorsandi, J. E. Keenan, J. Auld, S. Rockom, J. A. Beckman, C. Mahr // J. of Clinical Medicine. 2022. Vol. 11, iss. 7. P. 20–22. doi: 10.3390/jcm11072022
4. Long-term biventricular support following myocardial infarction from anterior descending coronary artery damage due to stabbing: A case report / A. Chernyavskiy, A. Fomichev, T. Ruzmatov, A. Khaustov // J. of Cardiac Surgery. 2020. Vol. 35, iss. 9. P. 222–242. doi: 10.1111/jocs.14816
5. Первый опыт использования системы механической поддержки левого желудочка "АВК-Н" в кардиохирургической клинике / А. М. Чернявский, Д. В. Доронин, А. В. Фомичев, А. М. Караськов // Патология кровообращения и кардиохирургия. 2019. Т. 23, № 1. P. 26–32. doi: 10.21688/1681-3472-2019-1-26-32
6. Miniaturization of mechanical circulatory support systems / G. A. Giridharan, T. J. Lee, M. Ising, M. A. Sobieski, S. C. Koenig, L. A. Gray, M. S. Slaughter // Artificial Organs. 2012. Vol. 36, № 8. P. 731–758. doi: 10.1111/j.1525-1594.2012.01523.x
7. Use of impella ventricular assist device in patients with severe coronary artery disease presenting with cardiac arrest / V. K. Mukku, Q. Cai, S. Gilani, K. Fujise, A. Barbagelata // The Intern. j. of angiology: official publication of the Intern. College of Angiology. 2012. Vol. 21, iss. 3. P. 163–166. doi: 10.1055/s-0032-1324736
8. Successful use of the Impella Recover LP 5.0 device for circulatory support during off-pump coronary artery bypass grafting / P. Pepino, G. Coronella, P. Oliviero, M. Monaco, V. Schiavone, F. Finizio, G. Biondi-Zoccai, G. Frati, A. Giordano // Intern. J. of Surgery. 2014. Vol. 5, iss. 11. P. 803–805. doi: 10.1016/j.ijscr.2014.07.013
9. 2011 ACCF/AHA/SCAI guideline for percutaneous coronary intervention: A report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association task force on practice guidelines and the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions / G. N. Levine, E. R. Bates, J. C. Blankenship, S. R. Bailey, J. A. Bittl, B. Cercek, C. E. Chambers, S. G. Ellis, R. A. Guyton, S. M. Hollenberg, U. N. Khot, R. A. Lange, L. Mauri, R. Mehran, I. D. Moussa, D. Mukherjee, B. K. Nallamothu, H. H. Ting // Circulation. 2011. Vol. 124, № 23. P. e574–e651. doi: 10.1161/CIR.0b013e31823ba622
10. First-in-human experience with Aortix intraaortic pump / A. N. Vora, J. W. Schuyler, A. D. DeVore, A. Ebner, W. Clifton, M. R. Patel // Catheter Cardiovasc Interv. 2019. Vol. 93, iss. 3. P. 428–433. doi: 10.1002/ccd.27857
11. Улюмджиева Г. В., Гельманова М. О. CFD как альтернатива экспериментальному моделированию. Достоинства и недостатки // Intern. Scientific Review. 2016. № 18 (28). С. 51–52.
12. Морозов Д. Программы для численного решения задач обтекания и теплообмена // Наука и инновации. 2017. № 167. С. 29–32.
13. Лукьянов И. И. Современные подходы к моделированию турбулентных течений // Символ науки. 2016. № 12-1. С. 12–14.
14. An Optimal H-Infinity Controller for Left Ventricular Assist Devices Based on a Starling-like Controller: A Simulation Study / M. Bakouri, A. Alassaf, K. Alshareef, S. Abdelsalam, H. F. Ismail, A. Ganoun, A.-H. Alomari // Mathematics. 2022. Vol. 10, iss. 5. P. 731. doi: 10.3390/math10050731
15. Разработка носимого блока управления имплантируемым осевым насосом системы вспомогательного кровообращения / А. В. Адашкин, К. Н. Дозоров, А. Н. Стищенко, И. А. Филатов, Г. П. Иткин, Е. Г. Коньшева, С. В. Селищев, Г. С. Кузьмин, А. Н. Гусев // Биотехносфера. 2011. № 4 (16). С. 24–27.
16. Peripheral Ventricular Assist Devices in Interventional Cardiology: The Impella® Micro-Axial Pump / T. Becher, S. Baumann, F. Eder, C. Fastner, M. Behnes, D. Lossnitzer, C. Doesch, M. Borggreffe // Interventional Cardiology. IntechOpen, 2017. doi: 10.5772/67883
17. Боярский Г. Г., Хаустов А. И. Анализ течения вязкой жидкости в элементах микронасоса для систем вспомогательного кровообращения // Вестн. МГТУ им. Н. Э. Баумана. Сер. Машиностроение. 2021. № 3 (138). С. 135–145. doi: 10.18698/0236-3941-2021-3-135-145
18. Boyarsky G. G., Nevzorov A. M., Khaustov A. I. A Micropump for Left Ventricular Support // Biomedical Engineering. 2021. Vol. 55. P. 153–156.

Информация об авторах

Хаустов Александр Иванович – доктор технических наук (1999), профессор (2000), профессор кафедры "Экология, системы жизнеобеспечения и безопасность жизнедеятельности" Московского авиационного института (МАИ). Автор более 80 научных работ. Сфера научных интересов – численное моделирование; гидродинамика; теплопередача; разработка систем авиационного и космического назначения, систем вспомогательного кровообращения.

Адрес: Московский авиационный институт (МАИ), Волоколамское ш., д. 4, Москва, 125080, Россия

E-mail: sinna286@mail.ru

<https://orcid.org/0000-0003-2131-751X>

Боярский Глеб Геннадьевич – магистр по специальности "Биотехнические системы и технологии" (Московский авиационный институт (МАИ), 2018), аспирант кафедры "Экология, системы жизнеобеспечения и безопасность жизнедеятельности" Московского авиационного института (МАИ). Автор 6 научных работ. Сфера научных интересов – системное проектирование; конструирование; численное моделирование; биотехнические системы.

Адрес: Московский авиационный институт (МАИ), Волоколамское ш., д. 4, Москва, 125080, Россия

E-mail: glebboyarsky@gmail.com

Кротов Кирилл Владимирович – бакалавр по специальности "Биотехнические системы и технологии" (Московский авиационный институт (МАИ), 2021), инженер Московского авиационного института (МАИ). Сфера научных интересов – численные методы; гидравлические машины; постановка и проведение численных экспериментов.

Адрес: Московский авиационный институт (МАИ), Волоколамское ш., д. 4, Москва, 125080, Россия

E-mail: krotovkv@mai.ru

References

1. Itkin G. P. Mechanical Circulatory Support: Problems, Solutions and New Directions. *Russian J. of Transplantology and Artificial Organs*. 2014, vol. 16, no. 3, pp. 76–84. (In Russ.) doi: 10.15825/1995-1191-2014-3-76-84
2. Zeymer U., Bueno H., Granger C. B., Hochman J., Huber K., Lettino M., Price S., Schiele F., Tubaro M., Vranckx P., Zahger D., Thiele H. Acute Cardiovascular Care Association Position Statement for the Diagnosis and Treatment of Patients with Acute Myocardial Infarction Complicated by Cardiogenic Shock: A Document of the Acute Cardiovascular Care Association of the European Society of Cardiology. *Eur. Heart J. Acute Cardiovasc. Care*. 2020, vol. 9, iss. 2, pp. 183–197. doi: 10.1177/2048872619894254
3. Berardi C., Bravo C. A., Li S., Khorsandi M., Keenan J. E., Auld J., Rockom S., Beckman J. A., Mahr C. The History of Durable Left Ventricular Assist Devices and Comparison of Outcomes: HeartWare, HeartMate II, HeartMate 3, and the Future of Mechanical Circulatory Support. *J. of Clinical Medicine*. 2022, vol. 11, iss. 7, pp. 20–22. doi: 10.3390/jcm11072022
4. Chernyavskiy A., Fomichev A., Ruzmatov T., Khaustov A. Long-Term Biventricular Support Following Myocardial Infarction from Anterior Descending Coronary Artery Damage Due to Stabbing: A Case Report. *J. of Cardiac Surgery*. 2020, vol. 35, iss. 9, pp. 222–242. doi: 10.1111/jocs.14816
5. Chernyavskii A. M., Doronin D. V., Fomichev A. V., Karas'kov A. M. The Initial Experience of Implantation of the Left Ventricular Assist Device "Sputnik" at a Cardiac Surgery Center. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya [Circulatory Pathology and Cardiac Surgery]*. 2019, vol. 23, no. 1, pp. 26–32. (In Russ.) doi: 10.21688/1681-3472-2019-1-26-32
6. Giridharan G. A., Lee T. J., Ising M., Sobieski M. A., Koenig S. C., Gray L. A., Slaughter M. S. Miniaturization of Mechanical Circulatory Support Systems. *Artificial Organs*. 2012, vol. 36, no. 8, pp. 731–758. doi: 10.1111/j.1525-1594.2012.01523.x
7. Mukku V. K., Cai Q., Gilani S., Fujise K., Barbagelata A. Use of Impella Ventricular Assist Device in Patients with Severe Coronary Artery Disease Presenting with Cardiac Arrest. *The Intern. J. of Angiology: official publication of the Intern. College of Angiology*. 2012, vol. 21, iss. 3, pp. 163–166. doi: 10.1055/s-0032-1324736
8. Pepino P., Coronella G., Oliviero P., Monaco M., Schiavone V., Finizio F., Biondi-Zoccai G., Frati G., Giordano A. Successful Use of the Impella Recover LP 5.0 Device For Circulatory Support During Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting. *Intern. J. of Surgery*. 2014, vol. 5, iss. 11, pp. 803–805. doi: 10.1016/j.ijscr.2014.07.013
9. Levine G. N., Bates E. R., Blankenship J. C., Bailey S. R., Bittl J. A., Cercek B., Chambers C. E., Ellis S. G., Guyton R. A., Hollenberg S. M., Khot U. N., Lange R. A., Mauri L., Mehran R., Moussa I. D., Mukherjee D., Nallamothu B. K., Ting H. H. 2011 ACCF/AHA/SCAI Guideline for Percutaneous Coro-

nary Intervention: A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions. *Circulation*. 2011, vol. 124, no. 23, pp. e574–e651. doi: 10.1161/CIR.0b013e31823ba622

10. Vora A. N., Schuyler J. W., DeVore A. D., Ebner A., Clifton W., Patel M. R. First-in-Human Experience with Aortic Intraaortic Pump. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2019, vol. 93, iss. 3, pp. 428–433. doi:10.1002/ccd.27857

11. Uljumdzhieva G. V., Gel'manova M. O. *CFD kak al'ternativa jeksperimental'nomu modelirovaniyu. Dostoinstva i nedostatki* [CFD as an Alternative To Experimental Modeling. Advantages and Disadvantages]. *International Scientific Review*. 2016, no. 18 (28), pp. 51–52. (In Russ.)

12. Morozov D. *Programmy dlja chislenogo reshenija zadach obtekanija i teploobmena* [Programs for Numerical Solution of Flow and Heat Transfer Problems]. *Nauka i innovacii* [Science and innovation]. 2017, no. 167, pp. 29–32. (In Russ.)

13. Luk'janov I. I. *Sovremennye podhody k modelirovaniyu turbulentnyh techenij* [Modern Approaches to Modeling Turbulent Flows]. *Simvol nauki* [Science Symbol]. 2016, no. 12-1, pp. 12–14. (In Russ.)

14. Bakouri M., Alassaf A., Alshareef K., Abdelsalam S., Ismail H. F., Ganoun A., Alomari A.-H. An Optimal H-Infinity Controller for Left Ventricular

Assist Devices Based on a Starling-like Controller: A Simulation Study. *Mathematics*. 2022, vol. 10, iss. 5, p. 731. doi: 10.3390/math10050731

15. Adaskin A. V., Dozorov K. N., Stitsenko A. N., Filatov I. A., Itkin G. P., Konysheva E. G., Selishchev S. V., Kuz'min G. S., Gusev A. N. *Razrabotka nosimogo bloka upravleniya implantiruемым ose-vym nasosom sistemy vspomogatel'nogo krovoobrashcheniya* [Development of a Wearable Control Unit for an Implantable Axial Pump of the Circulatory Assist System] *Biotekhnosfera* [Biotechnosphere]. 2011, no. 4 (16), pp. 24–27. (In Russ.)

16. Becher T., Baumann S., Eder F., Fastner C., Behnes M., Lossnitzer D., Doesch C., Borggreffe M. Peripheral Ventricular Assist Devices in Interventional Cardiology: The Impella® Micro-Axial Pump. *Interventional Cardiology*. IntechOpen, 2017. doi: 10.5772/67883

17. Khaustov A.I., Boyarskii 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: 10.18698/0236-3941-2021-3-135-145

18. Boyarsky G. G., Nevzorov A. M., Khaustov A. I. A Micropump for Left Ventricular Support. *Biomedical Engineering*. 2021, vol. 55, pp. 153–156.

Information about the author

Alexander I. Khaustov, Dr Sci. (Eng.) (1999), Professor (2000) Professor of the Department of Ecology, life support systems and life safety of Moscow Aviation Institute (MAI). The author of more than 80 scientific publications. Area of expertise: numerical simulation; hydrodynamics; heat transfer; development of aviation and space systems, auxiliary circulatory system.

Address: Moscow Aviation Institute (MAI), 4, Volokolamsk Highway, Moscow 125080, Russia

E-mail: sinna286@mail.ru

<https://orcid.org/0000-0003-2131-751X>

Gleb G. Boyarsky, Master in "Biotechnical Systems and Technologies" (2018), Postgraduate Student of the Department of Ecology, life support systems and life safety of Moscow Aviation Institute (MAI). Area of expertise: system design; design; numerical simulation; biotechnical systems.

Address: Moscow Aviation Institute (MAI), 4, Volokolamsk Highway, Moscow 125080, Russia

E-mail: glebboyarsky@gmail.com, SPIN-код: 7815-7674.

Kirill V. Krotov, Bachelor in "Biotechnical Systems and Technologies" (Moscow Aviation Institute (MAI), 2021), Engineer of the Moscow Aviation Institute (MAI). Area of expertise: numerical methods; hydraulic machinery; setting up and carrying out numerical experiments.

Address: Moscow Aviation Institute (MAI), 4, Volokolamsk Highway, Moscow 125080, Russia

E-mail: krotovkv@mai.ru