

## Исследование поля скоростей в аппарате вспомогательного кровообращения «Спутник»

### Аннотация

Представлены исследования по визуализации потока жидкости в прозрачном гидравлическом стенде, позволяющем имитировать поток, создаваемый насосом АВК-Н «Спутник», в номинальном режиме (4,5 л/мин) и в режимах низкого (3 л/мин) и высокого (6 л/мин) расходов. Результаты показывают, что поле скоростей потока жидкости в насосе относительно стабильно в области диффузора. С увеличением скорости вращения уменьшается общая степень возмущения поля потока. Результаты данной работы позволяют оптимизировать работу насоса.

### Введение

Импантируемые роторные насосы (ИРН), используемые в качестве аппаратов вспомогательного кровообращения (АВК), – это способ обеспечить сохранение жизнеспособности организма на длительный срок [1]. Данные устройства могут применяться в различных условиях, например в условиях сердечной недостаточности для поддержки кровообращения в сердечно-сосудистой системе [2]. Несмотря на несколько десятилетий разработки и значительные технологические усовершенствования, АВК имеют опасные для жизни побочные эффекты, такие как тромбоз или нехирургическое кровотечение [3].

Метод цифровой трассерной визуализации – это оптический метод визуализации потока. Он используется для измерения поля мгновенных скоростей и связанных с ним свойств жидкости. Одним из важнейших его преимуществ является отсутствие возмущающего влияния на поток. Данный метод показал эффективность в работе с АВК [4]–[6] и в исследованиях сердечно-сосудистой системы [7]–[9].

В исследовании [10] представлены результаты математического моделирования динамики течения крови через импантируемый роторный насос. Данные результаты были применены в определении режимов работы АВК.

В работе [11] было проведено моделирование условий работы человеческого тела при сердечной недостаточности и ИРН в широком диапазоне скоростей (5 000...10 000 об/мин). Была установлена значительная разгрузка левого желудочка при увеличении скорости до уровня 6 200...6 400 об/мин.

В исследовании [12] было отмечено, что более низкие обороты в минуту, при которых насос может работать при имплантации, могут сделать устройство более восприимчивым к образованию сгустков. Также мы предполагаем, что увеличение мощности устройства приведет к уменьшению или исчезновению зон стагнации и рециркуляции. Таким образом, мы хотим изучить движение жидкости в диффузоре и спрямляющем аппарате АВК-Н «Спутник» (АО «ЗИТЦ», Москва, Россия) не только в рабочих точках, но и в более широком диапазоне состояний.

### Материалы и методы

Для проведения исследования был спроектирован и изготовлен гидравлический стенд (ГС), позволяющий имитировать поток, создаваемый насосом АВК-Н «Спутник». ГС является составной частью установки для проведения трассерной визуализации потока. ГС имитирует геометрию проточной части насоса, образованную корпусом насоса и лопаточными деталями. Для обеспечения визуализации флуоресцентных частиц применялся прозрачный материал для проточной трубки, остальные детали изготавливались из полиамида и сплавов титана. На *рис. 1* показана насосная часть ГС без учета элементов гидравлического контура. Как видно из *рис. 1*, насосная часть состоит из прозрачной проточной трубки, спрямляющего аппарата, импеллера, диффузора, вала импеллера, корпуса основного вала и коннекторов. Основной вал вращается при помощи электромотора. Лопаточные детали изготовлены методом трехмерной печати из фотополимерной смолы, остальные детали – с применением традиционных методов механической обработки материалов.

В работе использовался лабораторный гидравлический контур, состоящий из ГС, открытого резервуара, прозрачных лабораторных трубок «Tygon» («Saint-Gobain Performance Plastics», Акрон, Огайо, США) с внутренним диаметром 12,7 мм, датчиков потока «ME-11PXL Clamp-on Tubing Flowsensors» («Transonic System Inc.», Итака, Нью-Йорк, США) и давления «TruWave disposable pressure transducers» («Edwards Lifesciences Corporation», Олбани, Калифорния, США). На *рис. 2а* представлена схема гидравлического контура.

Для реализации метода цифровой трассерной визуализации требуется использовать прозрачную жидкость. В качестве такого аналога крови подходит водный раствор глицерина (57 % дистиллированной воды и 43 % глицерина по весу). Данный раствор имеет плотность 1 104 кг/м<sup>3</sup>, близкую к плотности крови, и динамическую вязкость 0,0035 Па·с при температуре 25 °С.

Для реализации метода PIV использовался твердотельный лазер с диодной накачкой с длиной волны 532 нм MGL-F-532

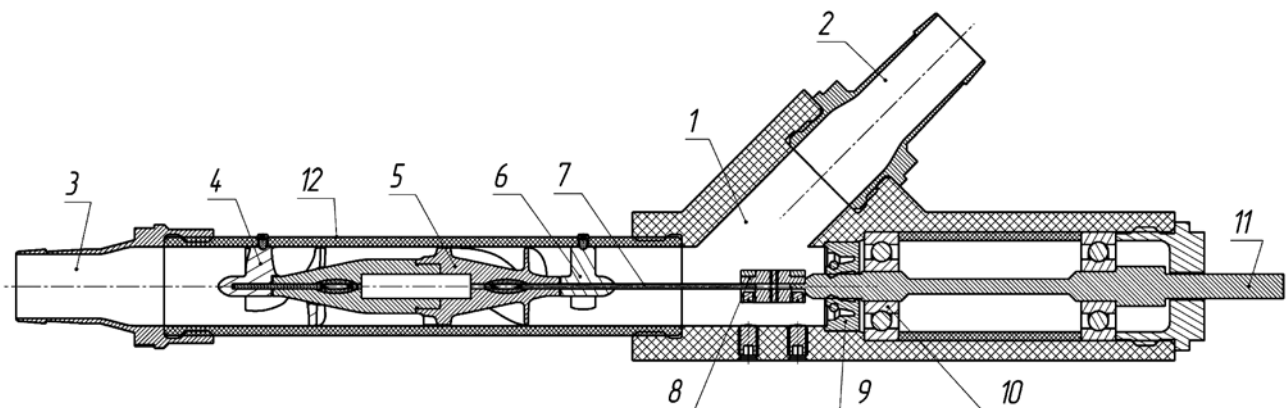


Рис. 1. Стенд гидравлический с продольным разрезом: 1 – корпус подшипников; 2 – входной коннектор; 3 – выходной коннектор; 4 – диффузор; 5 – импеллер; 6 – спрямляющий аппарат; 7 – вал ротора; 8 – муфта; 9 – уплотнение; 10 – подшипники качения

(«Changchun New Industries Optoelectronics Technology Co.», Чанчунь, Китай), светоделительный куб BS031 с соотношением отражение/пропускание 50:50 и покрытием 400...700 нм («Thorlabs Inc», Ньютон, Нью-Джерси, США), две прямые треугольные зеркальные призмы с диэлектрическим покрытием и отражением в диапазоне 400...750 нм MRA20-E02 («Thorlabs Inc», Ньютон, Нью-Джерси, США) и две плосковыпуклые цилиндрические линзы с фокусным расстоянием 25 мм и отражением в диапазоне 350...700 нм LJ1622L1-A («Thorlabs Inc», Ньютон, Нью-Джерси, США). Схема расположения оптических компонентов представлена на рис. 2б.

Видеофиксация происходила на камеру «FASTCAM Mini AX 100» («Photron Limited», Токио, Япония) с макрообъективом «Nikon» («Nikon Corporation», Токио, Япония) с фокусным расстоянием 60 мм и диафрагмой f/2,8G. Камера имеет максимальное разрешение 1 Мпиксель при скорости съемки 4000 кадр/с.

Общий вид экспериментальной установки с установленным гидравлическим стендом представлен на рис. 2в.

Для обработки полученных изображений был использован специализированный набор инструментов «PIVlab» [13] для среды программирования MATLAB («MathWorks», Нэтик, Массачусетс, США). Для анализа данных используется прямая корреляция преобразования Фурье с несколькими проходами и деформирующими окнами. Наибольшее окно составило 64 пикселя, наименьшее – 8 пикселей. Эта процедура обесп-

печивает высокое векторное разрешение, высокое отношение сигнал/шум и широкий динамический диапазон скоростей.

## Результаты и выводы

Для эксперимента были выбраны 3 режима работы ГС с различными объемными потоками и при одинаковом перепаде давлений (80 мм рт. ст.): номинальный (4,5 л/мин), низкий (3 л/мин) и высокий (6 л/мин) расход. Данным режимам соответствуют следующие скорости вращения ротора ГС: 7 800, 8 200 и 8 600 об/мин.

Для каждой рабочей точки и каждой исследуемой области были получены векторные (рис. 3) и амплитудные (рис. 4) поля мгновенных скоростей.

Потоки в соответствующих исследуемых областях демонстрировали значительные расхождения.

На рис. 3 представлены векторные поля скоростей в диффузоре и в спрямляющем аппарате в плоскости визуализации. Движение потока в целом стабильно при высоком расходе. Однако при переходе к другим режимам наблюдается образование торoidalных вихрей между задней кромкой импеллера и передним краем спрямляющего аппарата. Но для номинального режима это образование имеет меньшее значение.

Мы провели количественную оценку областей рециркуляции. Анализ основывался на вычислении площади рециркуляции к общей исследуемой области. Результаты анализа приве-

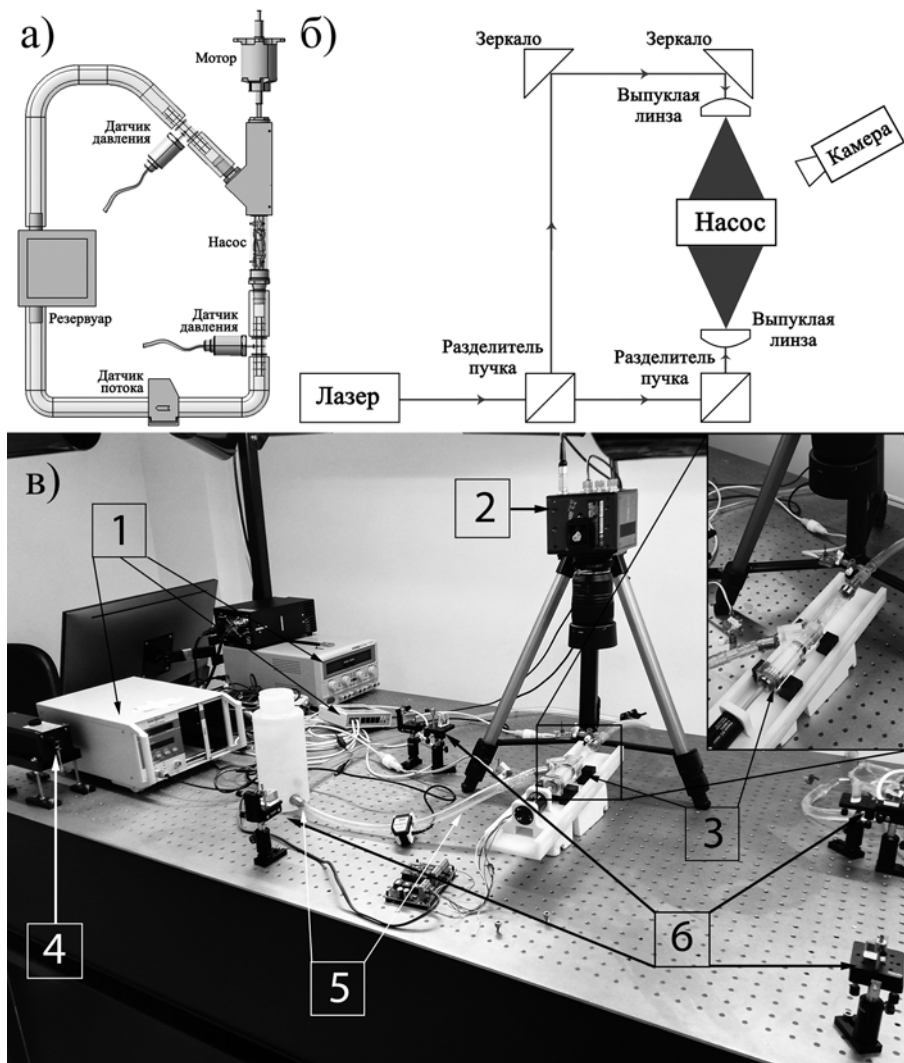


Рис. 2. Экспериментальная установка: а) схема экспериментального гидравлического контура; б) оптическая схема экспериментальной установки; в) внешний вид экспериментальной установки в полной сборке: 1 – контрольно-измерительная аппаратура; 2 – высокоскоростная камера; 3 – гидравлический стенд; 4 – твердотельный лазерный модуль непрерывного действия с диодной накачкой; 5 – гидравлический контур; 6 – оптические элементы

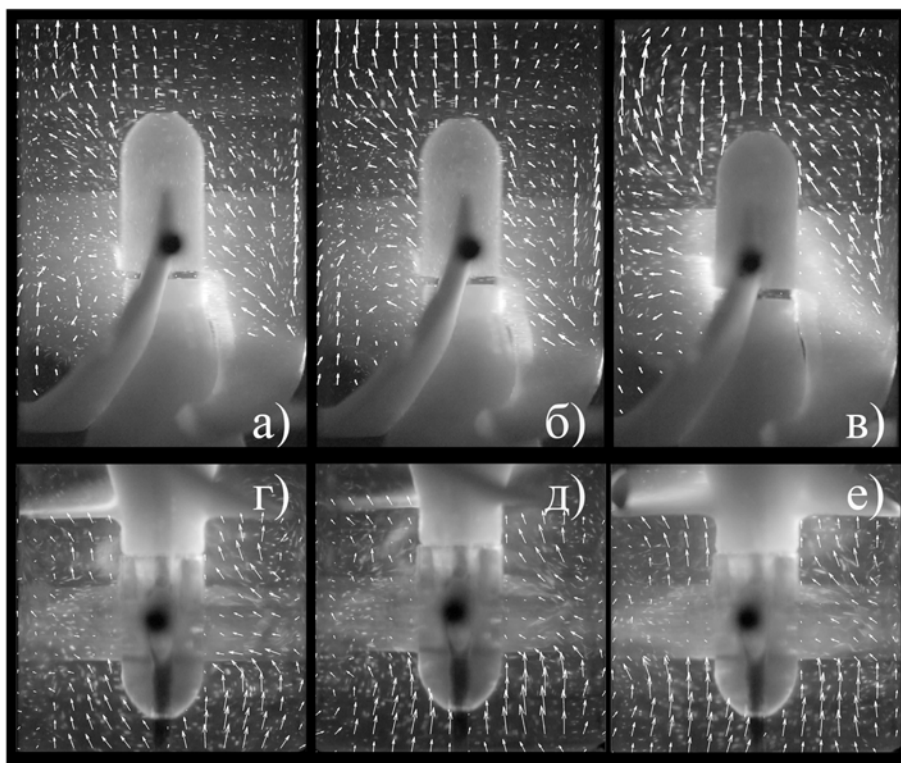


Рис. 3. Векторные поля скоростей в диффузоре (а)-(в) и в спрямляющем аппарате (г)-(е) при 3 л/мин (а), (г), 4,5 л/мин (б), (д) и 6 л/мин (в), (е)

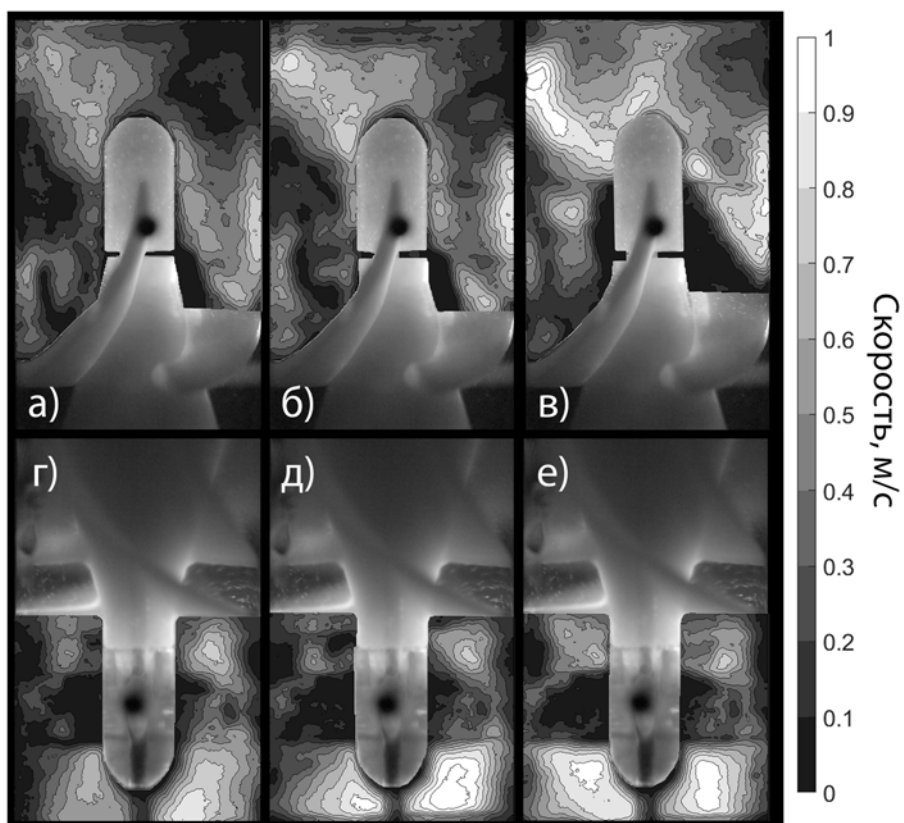


Рис. 4. Поля амплитуд скоростей в диффузоре (а)-(в) и в спрямляющем аппарате (г)-(е) при 3 л/мин (а), (г), 4,5 л/мин (б), (д) и 6 л/мин (в), (е)

дены в табл. 1. Наибольшие показатели наблюдались в области диффузора.

Движение в диффузоре стабильно при номинальном и высоком расходах. При низком расходе наблюдается образование хаотичных вихрей. Вихри связаны с потоком, проходящим по лопасти диффузора, набегающим на стенку трубки и движущимся вдоль этой стенки. Создается область низкого давления между стенкой и передней частью диффузора, где и происходит вихреобразование. При увеличении потока эта область уменьшается.

Таблица 1

**Результаты количественной оценки областей рециркуляции**

Режим работы	Исследуемая область	
	Спрямяющий аппарат	Диффузор
Условие низкого расхода, 3 л/мин	8,5 %	19,0 %
Номинальный режим, 4,5 л/мин	4,0 %	11,0 %
Условие высокого расхода, 6 л/мин	2,5 %	5,0 %

Условие низкого потока показало, что траектория движения частиц носит хаотичный характер. При номинальном режиме и режиме высокого расхода траектории были стабильны. Пути линий в области лопаток диффузора были особенно хаотичны. Высокоскоростная съемка (4 000 кадр/мин) позволила наблюдать траекторию отдельных частиц. Такие результаты лучше оценивать в видеоформате, с которым вы можете ознакомиться в онлайн-ресурсе «ResearchGate» [14]. Было обнаружено, что в условиях низкого расхода частицы, попадая в область рециркуляции, многократно контактируют с диффузором. В номинальном режиме и режиме высокого расхода такие области имеют нестойкий характер.

Аппараты вспомогательного кровообращения хотя и эффективны для восстановления гемодинамики у пациентов с тяжелой сердечной недостаточностью по-прежнему обременены некоторыми постимплантационными осложнениями, такими как отказ, инфекция, гемолиз или тромбообразование [15]-[17]. Гемолиз и тромбообразование происходят прежде всего из-за высоких уровней напряжений сдвига, передаваемых крови при многократном прохождении проточной части ИРН. Известно, что осевые насосы проектируются исходя из условий эксплуатации в определенном рабочем диапазоне перепада давлений, расхода и скорости рабочего колеса. Однако на практике из-за изменчивости гемодинамических параметров сердца, степени сердечной недостаточности, нагрузки и других факторов удержание насоса в рабочем диапазоне достаточно сложно. Тем не менее желательно поддерживать кровоток в устройстве таким образом, чтобы снизить риск тромбообразования.

Проведенное исследование показало зависимость уровня образования зон стагнации и рециркуляции от потока в ИРН; чрезмерно низкий поток является более опасным, чем высокий поток. Таким образом, проведение исследования поля скоростей является важным этапом при проектировании ИРН и позволяет оценить эффективность течения жидкости в выбранных диапазонах.

**Ограничения**

Рис. 4г-е демонстрируют распределения амплитуд скоростей в спрямяющем аппарате ГС. На рисунках наблюдается значительное преобладание потока с правой стороны. Это связано с конструктивной особенностью ГС. Входной коннектор находился слева, и набегающий поток из него напирал на правую стенку ГС. Однако, как видно из рис. 3а-в, 4а-в, это никак не оказывает влияние на выходные характеристики ГС.

*Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 20-49-04404) и DFG (проект № GR 1290/13-1).*

*Список литературы:*

- Gautier S.V., Shevchenko A.O., Itkin G.P., Zakharevich V.M., Poptsov V.N., Drobyshev A.A., Telyshev D.V. Artificial heart in Russia: Past, present, and future // *Artificial Organs*. 2021. Vol. 45. PP. 111-114.
- Saeed O., Jorde U.P. Advances in continuous flow left ventricular assist device support for end-stage heart failure: A therapy in evolution // *Cardiology in Review*. 2017. Vol. 25. Iss. 2. PP. 84-88.
- Petukhov D., Korn L., Walter M., Telyshev D. A Novel Control Method for Rotary Blood Pumps as Left Ventricular Assist Device Utilizing Aortic Valve State Detection // *BioMed. Research International*. 2019. Vol. 2019. Article ID 1732160.
- Su B., Chua L.P., Wang X. Validation of an axial flow blood pump: Computational fluid dynamics results using particle image velocimetry // *Artificial Organs*. 2012. Vol. 36. Iss. 4. PP. 359-367.
- Xiao Z., Tan J., Wang S., Yu Z., Wu W. PIV experimental study on the flow field characteristics of axial flow blood pump under three operating conditions // *The Journal of Engineering*. 2019. Vol. 2019. Iss. 13. PP. 155-158.
- Yang F., Kormos R.L., Antaki J.F. High-speed visualization of disturbed pathlines in axial flow ventricular assist device under pulsatile conditions // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2015. Vol. 150. PP. 938-944.
- Porfiriyev A., Markov A., Galyastov A., Denisov M., Burdukova O., Gerasimenko A.Y., Telyshev D. Fontan Hemodynamics Investigation via Modeling and Experimental Characterization of Idealized Pediatric Total Cavopulmonary Connection // *Applied Sciences*. 2020. Vol. 10. Iss. 19.
- Chopski S.G., Downs E., Haggerty C.M., Yoganathan A.P., Throckmorton A.L. Laser Flow Measurements in an Idealized Total Cavopulmonary Connection with Mechanical Circulatory Assistance // *Artificial Organs*. 2011. Vol. 35. PP. 1052-1064.
- Telyshev D., Denisov M., Markov A., Fresiello L., Verbelen T., Selishchev S. Energetics of blood flow in Fontan circulation under VAD support // *Artificial Organs*. 2020. Vol. 44. PP. 50-57.
- Petukhov D.S., Telyshev D.V. Simulation of Blood Flow Dynamics Changes through Implantable Axial Flow Pump // *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 48. № 6. PP. 336-340.
- Pugovkin A.A., Markov A.G., Selishchev S.V., Korn L., Walter M., Leonhardt S., Bockeria L.A., Bockeria O.L., Telyshev D.V. Advances in Hemodynamic Analysis in Cardiovascular Diseases Investigation of Energetic Characteristics of Adult and Pediatric Sputnik Left Ventricular Assist Devices during Mock Circulation Support // *Cardiology Research and Practice*. 2019. Vol. 2019. Article ID 4593174.
- Morales D.L., Dibardino D.J., McKenzie E.D., Heinle J.S., Chang A.C., Loebe M., Noon G.P., DeBakey M.E., Fraser C.D. Jr. Lessons learned from the first application of the DeBakey VAD Child: An intracorporeal ventricular assist device for children // *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2005. Vol. 24. Iss. 3. PP. 331-337.
- Thielicke W., Stamhuis E.J. PIVlab – Towards User-friendly, Affordable and Accurate Digital Particle Image Velocimetry in MATLAB // *Journal of Open Research Software*. 2014. Vol. 2. Iss. 1.
- Galyastov A., Denisov M., Telyshev D. Study of the velocity field in the Sputnik LVAD. Experimental data [электронный ресурс] / [https://www.researchgate.net/publication/351870389\\_Study\\_of\\_the\\_velocity\\_field\\_in\\_the\\_Sputnik\\_LVAD\\_Experimental\\_data](https://www.researchgate.net/publication/351870389_Study_of_the_velocity_field_in_the_Sputnik_LVAD_Experimental_data).

15. Gregoric I.D. Mechanical circulatory support in acute heart failure // Texas Heart Institute Journal. 2012. Vol. 39. Iss. 6. PP. 854-855.
16. Slaughter M.S., Pagani F.D., Rogers J.G., Miller L.W., Sun B., Russell S.D. et al. Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2010. Vol. 29. Iss. 4. PP. 1-39.
17. Kirklin J.K., Naftel D.C., Kormos R.L., Stevenson L.W., Pagani F.D., Miller M.A. et al. Fifth INTERMACS annual report: Risk factor analysis from more than 6,000 mechanical circulatory support patients // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2013. Vol. 32. Iss. 2. PP. 141-156.

Андрей Андреевич Галыстов,  
 аспирант,  
 Максим Валерьевич Денисов,  
 инженер,  
 Институт биомедицинских систем,  
 ФГАОУ ВО «НИУ «Московский институт  
 электронной техники»,  
 г. Москва, г. Зеленоград,

Томас Грот,  
 д-р наук, профессор,  
 кафедры биомедицинских материалов,  
 Институт фармацевтики,  
 Междисциплинарный центр материаловедения,  
 Галле-Виттенбергский университет  
 имени Мартина Лютера,  
 г. Галле, Германия,  
 Дмитрий Викторович Тельшев,  
 канд. техн. наук, доцент,  
 Институт биомедицинских систем,  
 ФГАОУ ВО «НИУ «Московский  
 институт электронной техники»,  
 г. Москва, г. Зеленоград,  
 e-mail: galyastov@bms.zone

А.И. Сырбу, Г.П. Иткин, А.П. Кулешов, Н.А. Гайдай

## Математическая модель нейрогуморальной регуляции системы кровообращения

### Аннотация

Описана математическая модель большого круга кровообращения, учитывающая барорецепторную и гуморальную регуляцию частоты сердечных сокращений. Модель позволяет воспроизводить изменение основных гемодинамических параметров при моделировании различных физиологических состояний.

### Введение

В последние десятилетия в клинической практике лечения терминальной сердечной недостаточности (ТСН) успешно внедрялась новая технология, основанная на применении экстракорпоральных и имплантируемых систем вспомогательного кровообращения (СВК) как моста к последующей трансплантации сердца. Вместе с тем остались малоизученными вопросы о взаимодействии этих систем с системой кровообращения в диапазоне физических нагрузок. Это касается также оценки взаимодействия донорского сердца с системой кровообращения блокировки нервного управления частотой сердечных сокращений в условиях физической нагрузки.

В настоящей статье построена математическая модель системы кровообращения с анализом фактора физической нагрузки с учетом оценки динамики кислородного долга в условиях нормы и при замене сердца трансплантатом. На следующих этапах планируется использование данной модели для исследования взаимодействия системы кровообращения в условиях ТСН и применения СВК при физической нагрузке для оптимизации режима работы СВК.

**Цель статьи** – построить математическую модель системы кровообращения человека, учитывающую влияние нейрогуморального фактора на ЧСС.

### Материалы и методы

Для построения математической модели нами использовались основные элементы построенных ранее моделей [1]-[3] с введением дополнительных контуров регуляции ЧСС. Модель разработана в среде MATLAB Simulink с применением электрогидравлических аналогов. Модель описывает большой круг кровообращения в виде замкнутого контура, который со-

стоит из девяти модулей: желудочка (ЛЖ), предсердия (ЛП), аортальной (АО), периферической (П) и венозной (В) секций, а также коронарных сосудов (К) и барорецепторной регуляции (Б), контуров регуляции кислородного долга (O<sub>2</sub>) и регуляции ЧСС – и позволяет получать основные гемодинамические параметры как для физиологической нормы, так и при сердечной недостаточности. Учет механизмов регуляции ЧСС возможен при использовании нескольких контуров с обратной связью с различными передаточными функциями. Функциональная схема разработанной модели представлена на рис. 1.

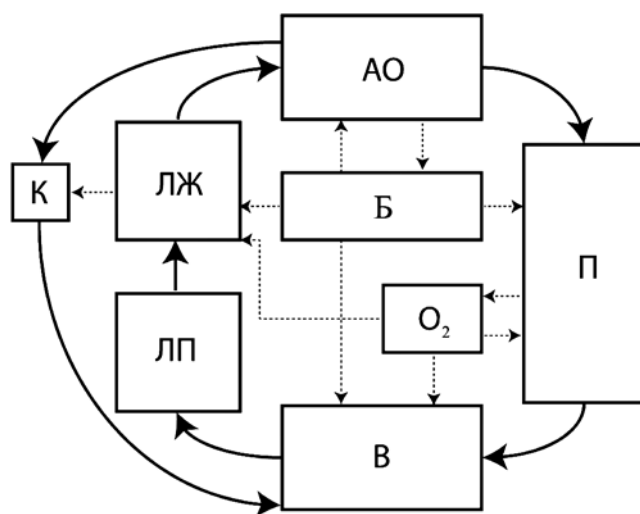


Рис. 1. Структурная схема математической модели, учитывающая механизмы регулирования ЧСС (пояснения – в тексте статьи)