

5. Денисов М.В., Селищев С.В., Тельшев Д.В., Фролова Е.А. Разработка медико-технических требований и моделирование расходно-напорных характеристик педиатрического роторного насоса крови «Спутник» // Медицинская техника. 2016. № 5. С. 5-8.
6. ASTM Standards F1830 Standard Practice for Selection of Blood for in vitro Evaluation of Blood Pumps.
7. Nose Y. Design and Development Strategy for Rotary Blood Pump // Artificial Organs. 1997. Vol. 22. № 6. PP. 438-446.

Лео Антонович Бокерия,  
академик РАН,  
директор,  
ФГБУ «НЦССХ им. А.Н. Бакулева» МЗ РФ,  
Ольга Леонидовна Бокерия,  
д-р мед. наук, профессор,  
зам. заведующего по лечебной  
и научной работе,  
отделение хирургического лечения  
интерактивной патологии,  
ФГБУ «НЦССХ им. А.Н. Бакулева» МЗ РФ,  
г. Москва,

Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор,  
зав. кафедрой,  
Дмитрий Викторович Тельшев,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
Татьяна Георгиевна Ле,  
мл. научный сотрудник,  
Анна Сергеевна Сатюкова,  
мл. научный сотрудник,  
Владимир Александрович Шварц,  
канд. мед. наук, мл. научный сотрудник,  
Людмила Александровна Глушко,  
канд. мед. наук, мл. научный сотрудник,  
отделение хирургического лечения  
интерактивной патологии,  
ФГБУ «НЦССХ им. А.Н. Бакулева» МЗ РФ,  
г. Москва,  
e-mail: tanya\_co@mail.ru

*Д.В. Тельшев, М.В. Денисов, С.В. Селищев*

## Влияние геометрии ротора на расходно-напорные характеристики имплантируемого педиатрического насоса крови «Спутник»

### Аннотация

В данной статье приведены результаты исследования влияния геометрии ротора на расходно-напорные характеристики на примере имплантируемого педиатрического роторного насоса крови «Спутник» (ИПРНК «Спутник»). Были проведены расчеты чувствительности к нагрузке ИПРНК «Спутник» в зависимости от изменения входных углов лопаток импеллера и диффузора. Получены параметры гидравлического КПД для каждой из выбранных конструкций. Рассчитаны касательные напряжения для каждой из выбранных конструкций.

Проведенные исследования показали, что изменение входных углов лопаток импеллера и диффузора оказывает значительное влияние на чувствительность насоса к нагрузке; так, в ходе проведенных исследований удалось добиться почти двукратного увеличения данного параметра (от 0,03420 до 0,05957 л·мин<sup>-1</sup>·мм рт. ст.<sup>-1</sup>).

### Введение

Сердечная недостаточность является одной из основных причин смертности, как в России, так и за рубежом. Ежегодно в мире диагностируется около 1 млн новых случаев сердечной недостаточности [1]. При развитии острой формы сердечной недостаточности требуется пересадка донорского сердца, поскольку медикаментозное лечение не приносит должного результата.

Ежегодно в мире пересаживают около 3000 донорских сердец, данная цифра остается неизменной на протяжении последних нескольких лет. Так, в США ежегодно пересаживают около 2000 донорских сердец, в России эта цифра достигает 100 трансплантаций ежегодно [2]. Поскольку увеличение количества донорских сердец не представляется возможным в краткосрочной перспективе, широкое распространение в последнее десятилетие получили системы вспомогательного кровообращения (СВК), призванные заместить механическую функцию сердца по перекачиванию крови [3], [4]. Выживаемость пациентов с использованием СВК достигла 70 % в течение первых двух лет после имплантации [5].

Развитие современных технологий, методов проектирования и прототипирования позволило значительно уменьшить массогабаритные параметры современных СВК [1], [6]. Миниатюризация СВК позволяет снизить инвазивность процедуры имплантации и расширяет возможности применения СВК для пациентов с площадью грудной клетки менее 1,5 м<sup>2</sup>.

Использование СВК в педиатрической кардиохирургии позволит значительно повысить выживаемость пациентов с острой сердечной недостаточностью, особенно это актуально в России, где практически отсутствует детская трансплантация сердца. Результаты, представленные в данной статье, направлены на оптимизацию проточной части ИПРНК «Спутник» с целью увеличения чувствительности СВК к нагрузке.

### Материалы и методы

Теоретическое выражение для статической расходной характеристики осевых насосов записывается, согласно [7], в следующем виде:

$$H_e = \frac{u}{g} \left( u - \frac{Q_e}{A_2} \cdot \cot \beta^2 \right) \quad (1)$$

где  $H_e$  – эйлеров гидростатический напор;  $Q_e$  – поток через насос;  $u$  – периферическая скорость ротора;  $A_2$  – эффективная площадь выходного отверстия;  $\beta^2$  – угол лопатки на выходе насоса.

Из данного выражения следует, что расходно-напорная характеристика, выражающаяся в зависимости гидравлического напора  $H$  от потока через насос  $Q$ , определяется геометрией насоса, что подтверждается в [8]. Форма расходно-напорной характеристики оказывает непосредственное влияние на пред- и постнагрузку [9]-[11]. Увеличение чувствительности к преднагрузке у СВК может играть важную роль в разгрузке

желудочка сердца. Чем больше чувствительность СВК к преднагрузке, тем более эффективно осуществляется снижение расхода крови при уменьшении давления в желудочке, что, в свою очередь, снижает риск возникновения коллапса желудочка сердца [7], [9], [11], [12]. Чувствительность к пред- и постнагрузке определяется градиентом  $H/Q$ : чем больше данное значение, тем ниже чувствительность насоса к пред- и постнагрузке, а соответственно выше риск коллапса желудочка сердца.

С целью снижения риска коллапса левого желудочка было проведено исследование влияния изменений в геометрии ИПРНК «Спутник» на форму расходно-напорной характеристики.

Основываясь на предыдущих работах [13], [14], был разработан ИПРНК «Спутник». Основные элементы конструкции ИПРНК «Спутник» представлены на рис. 1.

Согласно рис. 1а, принципиальная конструктивная схема состоит из следующих элементов: неподвижная проточная трубка, в которой размещаются основные узлы ИПРНК «Спутник»; неподвижный спрямляющий аппарат на входе; импеллер с расположенным внутри магнитом, вращающийся со скоростью несколько тысяч оборотов в минуту; неподвижный диффузор на выходе.

На рис. 1б представлен внешний вид спрямляющего аппарата, импеллера и диффузора ИПРНК «Спутник». Спрямляющий аппарат имеет три лопатки, расположенные под углом  $120^\circ$  относительно друг друга. Основное предназначение спрямляющего аппарата заключается в направлении потока на лопатки импеллера с целью минимизации его завихрений до входа на импеллер. Импеллер с тремя лопатками направляет поток на три стационарные лопатки диффузора, закрученные в противоположную сторону. Спрямляющий аппарат и диффузор также являются подшипниками, между которыми крепится единственная вращающаяся часть насоса – импеллер.

ИПРНК «Спутник» обладает следующими геометрическими размерами: длина проточной части – 51,5 мм; диаметр проточной части – 10 мм; предполагаемый внешний диаметр – 23 мм; предполагаемая масса – не более 120 г.

В представленной работе было предложено вносить изменения только во входные углы лопаток импеллера и диффузора с целью минимизировать влияние других факторов на результат исследования.

В табл. 1 приведены рассматриваемые варианты конструкции ИПРНК «Спутник». В ходе проведения исследования было рассмотрено 6 вариантов геометрии насоса, входной угол лопаток импеллера менялся в диапазоне от  $5^\circ$  до  $15^\circ$ , входной угол лопаток диффузора менялся от  $5^\circ$  до  $20^\circ$ . Диаметр проточной части оставался неизменным и равным 10 мм. Скорость вращения ротора во всех случаях равнялась 15000 об/мин.

На следующем этапе было осуществлено численное моделирование течения жидкости в ИПРНК «Спутник», выполненное в комплексе вычислительной гидродинамики «Fluent ANSYS 16.2».

### Построение сетки

Подготовка расчетной области осуществлялась в специализированном генераторе сеток «ANSYS V16.0 MESHING» на базе высококачественных твердотельных моделей, построенных при помощи программного обеспечения «Solid Works Premium 2010 SP5.0». Была получена высококачественная неструктурированная сетка с общим количеством ячеек порядка 3 млн., образованная семейством гексаэдров с характерным размером от 0,01 до 1 мм по объему расчетной области с учетом локальных сгущений, где величина размера ячеек находится в диапазоне 1...150 нм. Общий вид сетки с продольным разрезом для насоса исполнения V6 представлен на рис. 2. Количество узлов сетки – около 3 млн., а количество элементов – почти 10 млн.

### Постановка задачи

Моделирование течения жидкости в осевом насосе осуществлялось методом конечных объемов при использовании академического пакета «FLUENT 16.2» («Ansys Inc.»). Расчет проходил на решателе, основанном на распределении поля давления, а именно PRESSURE-BASED, так как в насосе предпола-

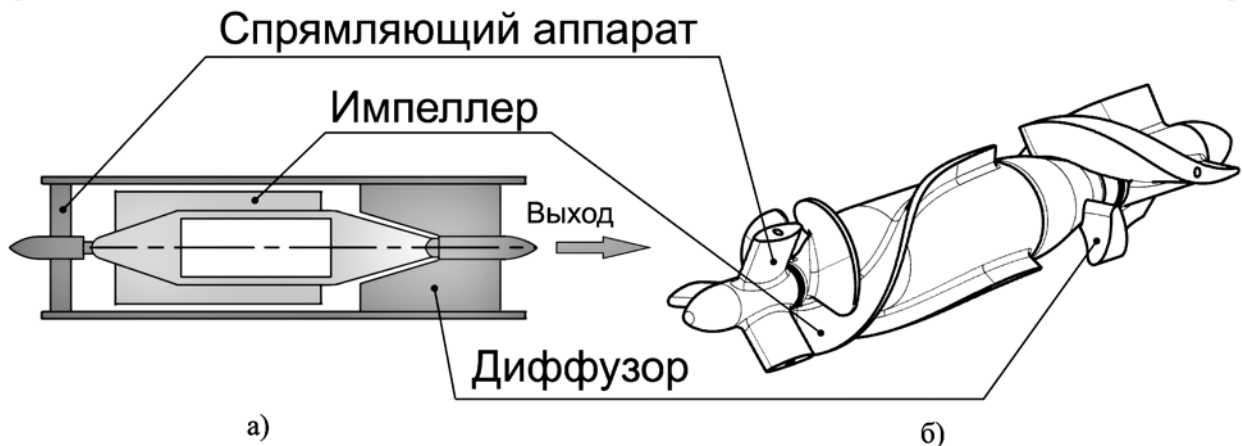


Рис. 1. Схематичное представление ИПРНК «Спутник» (а); спрямляющий аппарат, импеллер и диффузор ИПРНК «Спутник» (б)

Таблица 1

Параметры геометрии ИПРНК «Спутник»

Исполнение	Входной угол лопаток	
	импеллера, А	диффузора, В
V1	$5^\circ$	$5^\circ$
V2	$5^\circ$	$10^\circ$
V3	$5^\circ$	$15^\circ$
V4	$5^\circ$	$20^\circ$
V5	$10^\circ$	$20^\circ$
V6	$15^\circ$	$20^\circ$

гается дозвуковое течение несжимаемой жидкости. Тип расчета выбран как стационарный. Стационарный тип расчета является осредненным по физическим параметрам жидкости во времени. Для оценки расходно-напорных характеристик насоса, а также для общего понимания картины течения такой подход является наиболее оптимальным. В качестве материала расчетной среды использовалась несжимаемая жидкость плотностью  $1000 \text{ кг/м}^3$  и вязкостью  $0,0001003 \text{ Па}\cdot\text{с}$ . На этапе построения сетки учитывалось, что одна зона будет вращаться, а именно зона расположения импеллера, поэтому для нее строилась отдельная сеточная зона, к которой применялся метод вращающихся рамок в решателе. Число Рейнольдса для рабочей точки  $2,4 \text{ л/мин}$  при угловой скорости вращения  $15000 \text{ об/мин}$  на входе в насос вычислялось по формуле

$$\text{Re} = \frac{V \cdot D \cdot \rho}{\mu} = 1460, \quad (2)$$

где  $V$  – скорость потока;  $D$  – диаметр проходного сечения;  $\rho$  – плотность среды;  $\mu$  – динамическая вязкость среды.

Число Рейнольдса для области импеллера вычислялось по формуле

$$\text{Re} = \frac{2 \cdot r^2 \cdot \omega \cdot \rho}{\mu} = 17231, \quad (3)$$

где  $r$  – радиус импеллера;  $\omega$  – скорость вращения ротора, рад/с.

Это означает, что режим течения меняется от ламинарного на входе до турбулентного, с переходом через зону смешанного течения в области вращения импеллера. В связи с этим была применена модель течения  $k$ - $\omega$  SST [15], так как она дает наиболее точное решение для большинства задач, связанных с течением в лопаточных насосах.

Расчет велся с учетом второго порядка дискретизации значений параметров. Конвергенцию решения оценивали по величинам давления на входе, расхода на выходе, максимальной скорости во всем объеме и максимальным касательным напряжениям; при этом значения невязок для указанных величин равнялись  $0,001$ . В качестве граничных условий принимали статическое давление на выходном сечении насоса и массовый расход на входе. Турбулентность на границах расчетной области, т. е. на входе и выходе, принималась при использовании турбулентности интенсивностью  $5\%$  и коэффициента тур-

булентной вязкости, равного  $10$  [16]. Для всех расчетов использовались одинаковые физические модели и граничные условия, а также одни и те же параметры схождения в итеративном процессе расчета. Для построения расходно-напорной характеристики была проведена серия расчетов для заданного количества точек с определенным шагом по параметру расхода.

Расчеты проводились на процессорах «Intel(R) Xeon(R)» с тактовой частотой  $2,7 \text{ ГГц}$  и оперативной памятью  $64 \text{ Гб}$ . Каждый расчет запускался в параллельном режиме на  $12$  ядрах и занимал порядка  $6 \text{ ч}$  на расчетную точку.

## Результаты и выводы

В ходе проведения расчетов было принято решение ограничиться величиной потока через насос, равной  $4,5 \text{ л/мин}$ , что соответствует максимально возможному потоку при механической поддержке кровообращения в педиатрической кардиохирургии. На *рис. 3* представлены расходно-напорные характеристики ИПРНК «Спутник». Согласно [8], были проведены расчеты средней чувствительности к нагрузке разных вариантов конструкции ИПРНК «Спутник» (*рис. 4*). Наибольшей средней чувствительностью к нагрузке ( $0,05957 \text{ л}\cdot\text{мин}^{-1}\cdot\text{мм рт. ст.}^{-1}$ ) обладает версия  $V6$  ИПРНК «Спутник». Как можно видеть из результатов, представленных на *рис. 3* и *4*, изменение входного угла импеллера оказывает более существенный вклад в изменение расходно-напорной характеристики и чувствительности насоса к нагрузке по сравнению с изменением входного угла лопаток диффузора.

На *рис. 5* представлены численные расчеты гидравлического КПД для соответствующих значений расхода и перепада давлений *рис. 3*; расчет гидравлического КПД осуществлялся согласно формуле

$$\eta = \frac{H \cdot Q}{\omega \cdot T}, \quad (5)$$

где  $T$  – крутящий момент.

Из представленных на *рис. 5* данных можно сделать вывод, что с увеличением входного угла лопаток импеллера и диффузора гидравлический КПД ИПРНК «Спутник» растет; при этом более заметное влияние оказывает изменение входного угла импеллера, что позволяет добиться значительного преимущества в области потоков, превышающих  $3 \text{ л/мин}$ .

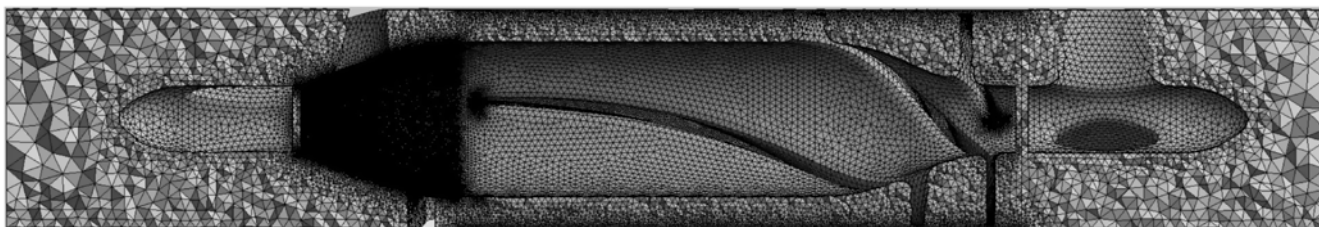


Рис. 2. Общий вид сетки с продольным разрезом для насоса исполнения V6

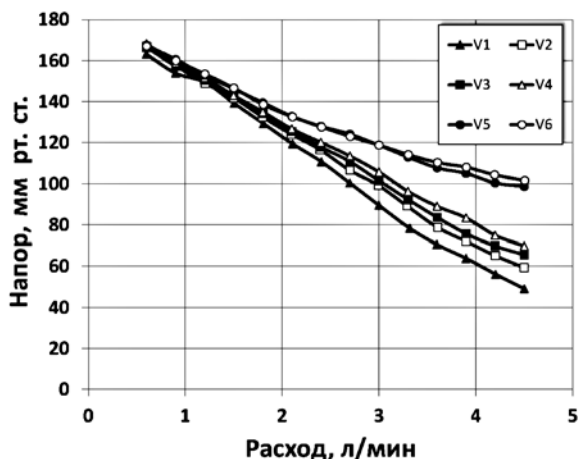


Рис. 3. Расходно-напорные характеристики ИПРНК «Спутник»

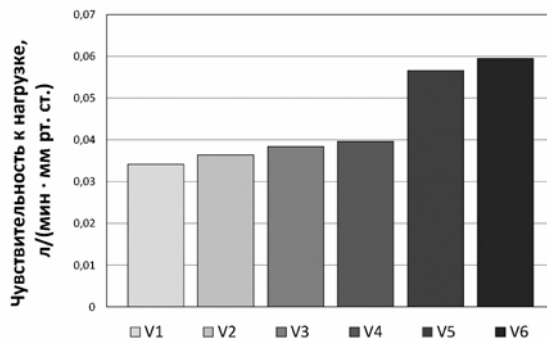


Рис. 4. Чувствительности к нагрузке ИПРНК «Спутник»

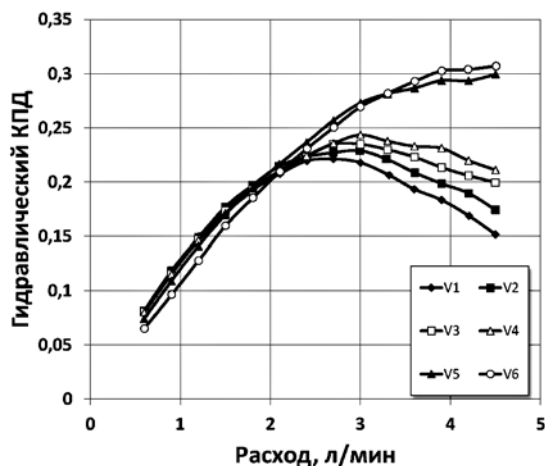


Рис. 5. Гидравлический КПД ИПРНК «Спутник»

Поскольку напряжение сдвига является одним из основных параметров, приводящих к повреждению форменных элементов крови [17], в ходе исследований оценивалось объемное распределение напряжения сдвига вдоль всего насоса. Оценивалось влияние изменения в конструкции на изменение пороговых значений напряжений. Рассматривались три пороговых уровня напряжений: 9 Па – повреждение гликопротеина плазмы крови (фактор фон Виллебранда); 50 Па – уровень активации тромбоцитов; 150 Па – уровень гемолиза [18]. Как можно видеть из данных, представленных на рис. 6, проводимые конструктивные изменения не оказывали значительного влияния на характеристику распределения напряжений вдоль ИПРНК «Спутник».

#### Заключение

Полученные в ходе исследования результаты показывают, что незначительные изменения в конструкции входных углов лопаток импеллера и диффузора оказывают значительное влияние на расходно-напорные характеристики СВК. Изменение конструкции входных лопаток импеллера вносит более существенный вклад в чувствительность СВК к нагрузке и гидравлическую эффективность насоса по сравнению с изменением конструкции входных лопаток диффузора. Эти изменения незначительно сказываются на объемном распределении напряжений в СВК. Как результат, потенциальное воздействие СВК на форменные элементы крови не зависит от внесенных изменений.

Полученные в ходе выполнения результаты будут использованы для дальнейших исследований по разработке, изготовлению, проведению испытаний *in vitro* и *in vivo* ИПРНК «Спутник» с целью обеспечения педиатрической кардиохирургии эффективным средством борьбы с острыми формами сердечной недостаточности.

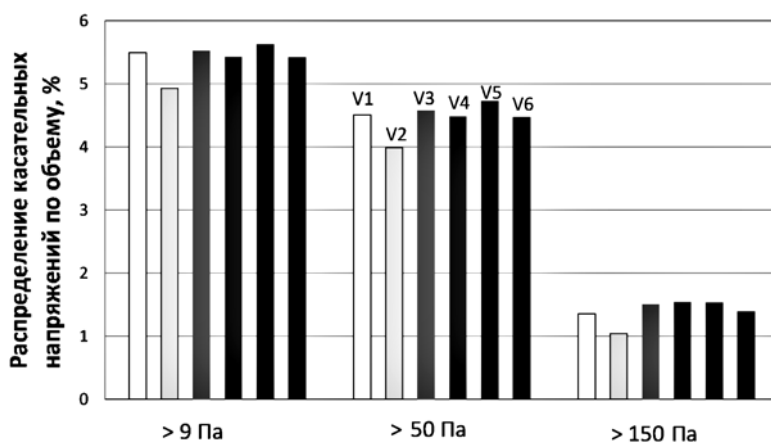


Рис. 6. Распределение касательных напряжений по объему ИПРНК «Спутник»

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы»); соглашение № 14.581.21.0014 от 22 сентября 2015 г.; уникальный идентификатор проекта RFMEFI58115X0014.

#### Список литературы:

- Giridharan G.A., Lee T.J., Ising M. et al. Miniaturization of mechanical circulatory support systems // *Artificial Organs*. 2012. Vol. 36. № 8. PP. 731-758.
- Петухов Д.С., Селищев С.В., Тельшиев Д.В. Развитие аппаратов вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца как наиболее эффективный способ лечения острой сердечной недостаточности // *Медицинская техника*. 2014. № 6. С. 37-39.
- Kyo S. *Ventricular Assist Devices in Advanced-Stage Heart Failure*. – Springer Japan, 2014. 145 p.
- Rose E.A., Gelijns A.C., Moskowitz A.J. et al. Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart failure // *The New England Journal of Medicine*. 2001. Vol. 345. № 20. PP. 1435-1443.
- Kirklin J.K., Naftel D.C., Pagani F.D. et al. Sixth INTERMACS annual report: A 10,000-patient database // *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2014. Vol. 33. № 6. PP. 555-564.
- Cheung A., Chorpenning K., Tamez D. et al. Design concepts and preclinical results of a miniaturized HeartWare platform // *Innovations (Philadelphia, Pa.)*. 2015. Vol. 10. № 3. PP. 151-156.
- Stepanoff A.J. *Centrifugal and axial flow pumps*. – J. Wiley, 1948. 428 p.
- Frazier O., Khalil H.A., Benkowski R.J., Cohn W.E. Optimization of axial-pump pressure sensitivity for a continuous-flow total artificial heart // *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2010. Vol. 29. № 6. PP. 687-691.
- Salamonsen R.F., Mason D.G., Ayre P.J. Response of rotary blood pumps to changes in preload and afterload at a fixed speed setting are unphysiological when compared with the natural heart // *Artificial Organs*. 2011. Vol. 35. № 3. PP. 47-53.
- Fukamachi K., Shiose A., Massiello A. et al. Preload sensitivity in cardiac assist devices // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2013. Vol. 95. № 1. PP. 373-380.
- Петухов Д.С., Тельшиев Д.В. Исследование чувствительности роторного насоса крови «Спутник» к преднагрузке и постнагрузке // *Медицинская техника*. 2015. № 6. С. 27-30.
- Khalil H.A., Cohn W.E., Metcalfe R.W., Frazier O.H. Preload sensitivity of the Jarvik 2000 and HeartMate II left ventricular assist devices // *American Society for Artificial Internal Organs Journal*. 2008. Vol. 54. № 3. PP. 245-248.

13. Selishchev S., Telyshev D. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3. PP. 207-210.
14. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Optimisation of the Sputnik-VAD design // The International Journal of Artificial Organs. 2016 (в печати).
15. Menter F.R. Two-Equation Eddy-Viscosity Turbulence Models for Engineering Applications // The American Institute of Aeronautics and Astronautics Journal. 1994. Vol. 32. № 8. PP. 1598-1605.
16. <https://uiuc-cse.github.io/me498cm-fa15/lessons/fluent/refs/ANSYS%20Fluent%20Theory%20Guide.pdf>.
17. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E. et al. A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: Shear stress, exposure time and hemolysis index // Journal of Biomechanical Engineering. 2012. Vol. 134. № 8.
18. Thamsen B., Blumel B., Schaller J. et al. Numerical analysis of blood damage potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD rotary blood pumps // Artificial Organs. 2015. Vol. 39. № 8. PP. 651-659.

Дмитрий Викторович Тельшев,  
 канд. техн. наук, доцент,  
 Максим Валерьевич Денисов,  
 инженер,  
 Сергей Васильевич Селищев,  
 д-р физ.-мат. наук, профессор,  
 зав. кафедрой,  
 кафедра биомедицинских систем,  
 Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
 г. Москва, г. Зеленоград,  
 e-mail: telyshev@bms.zone

**Д.В. Тельшев**

## **Исследование чувствительности роторных насосов крови к нагрузке в статических условиях**

### **Аннотация**

Представлено исследование статических расходно-напорных характеристик шести роторных насосов крови: «Incoг» («BerlinHeart», Германия), «HeartMate II» («Thoratec Corporation», США), «Спутник» и «Спутник 2» (АО «Зеленоградский инновационно-технологический центр», Россия), «Heartware HVAD» («Heartware International, Inc.», США) и «Duraheart» («Terumo», Япония). Получены результаты расчета чувствительности к пред- и постнагрузке для каждого из шести насосов. Показано, что чувствительность к преднагрузке для роторных насосов крови снижается при переходе в область максимального кровотока. Отмечается, что чувствительность к преднагрузке определяется не столько типом насоса (центробежный, осевой), сколько геометрией его проточной части.

### **Введение**

Импантируемые роторные насосы крови (РНК), предназначенные для частичного или полного замещения функции левого желудочка, помимо конструктивных особенностей [1], обладают уникальными расходно-напорными характеристиками. В литературных источниках приводятся различные варианты сравнения насосов с целью определения их влияния на эффективность разгрузки желудочка сердца и «физиологичность» поддержки кровообращения [2], [3]. Одним из вариантов такого сравнения является исследование формы расходно-напорных кривых и чувствительности к изменениям в пред- и постнагрузке [2], [3].

Понятие чувствительности к преднагрузке применительно к аппаратам вспомогательного кровообращения происходит от взаимосвязи между давлением и ударным объемом желудочка сердца. Эту взаимосвязь называют законом Франка-Старлинга [4], согласно которому по мере уменьшения преднагрузки ударный объем сердца также уменьшается. Для РНК снижение преднагрузки приводит к возрастанию перепада давлений между входом и выходом насоса, что, в свою очередь, снижает скорость кровотока через РНК. Эффективность данного вида регуляции определяется таким параметром, как чувствительность РНК к нагрузке.

Увеличение чувствительности к преднагрузке играет важную роль в разгрузке желудочка. Если насос имеет высокую чувствительность к преднагрузке, он также имеет высокую эффективность снижения расхода при уменьшении давления в желудочке. В свою очередь, это снижает риск возникновения коллапса желудочка и необходимость в регуляции скорости [5], [6].

Целью представленного исследования является анализ работы РНК посредством определения их реакции на изменения в преднагрузке и сравнение этих насосов в статических условиях.

### **Методы**

Четыре разновидности осевых насосов: «Incoг» («BerlinHeart», Берлин, Германия) [7], «HeartMate II» [8] («Thoratec Corporation», Плезантон, Калифорния, США), «Спутник» [9], [10] и «Спутник 2» [10] (АО «Зеленоградский инновационно-технологический центр», Москва, Россия) – были отобраны вместе с двумя центробежными насосами, такими как «Heartware HVAD» («Heartware International, Inc.», Фрамингем, Массачусетс, США) [11] и «Duraheart» («Terumo», Токио, Япония) [12].

Информация о чувствительности РНК к пред- и постнагрузке содержится в расходно-напорных характеристиках насосов. Выражения расходно-напорных характеристик для «Duraheart», «HeartMate II», «Heartware HVAD» и «Incoг» были получены из [13]. Для РНК «Спутник» и «Спутник 2» расходно-напорные характеристики были получены при помощи гидродинамического стенда [10], далее применялась процедура полиномиальной интерполяции для получения зависимости перепада давления от расхода. В *табл. 1* приведены полиномиальные уравнения, определяющие расходно-напорные характеристики исследуемых РНК.

Для РНК «Duraheart», «Heartware HVAD», «Incoг» и «HeartMate II» скорости вращения роторов составляли 2000, 3000, 8000 и 10000 об/мин соответственно. Для РНК «Спутник» и «Спутник 2» была взята скорость, равная 8000 об/мин (*рис. 1*). Перепады давлений, полученные из расходно-напор-