

Влияние геометрических параметров насосов аппарата вспомогательного кровообращения на их напорно-расходные характеристики

К. В. Кротов¹✉, Г. Г. Боярский¹, А. И. Хаустов¹

¹ Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)
Волоколамское ш., д. 4, г. Москва 125993, Российская Федерация

✉ e-mail: Krotovkv@yandex.ru

Резюме

Цель исследования. Статья посвящена оценке влияния геометрических параметров насосов аппарата вспомогательного кровообращения на угол наклона напорно-расходной характеристики. Цель исследования обусловлена необходимостью разработки новых и модернизации известных насосов для аппаратов вспомогательного кровообращения.

Методы. Для оценки влияния геометрических параметров на наклон напорно-расходной характеристики разработан трехфакторный план численного эксперимента, состоящий из 21 насоса, имеющего разные геометрические параметры. Факторами являлись: диаметр втулки d , диаметр периферии D и угол диагональности втулки ϕ рабочего колеса насоса. Численное моделирование течения крови в насосах выполнялось методом конечных объемов в расчетном пакете OpenFOAM11. Для расчета использован метод SIMPLE, а для учета вращения применена технология MRF.

Результаты. В результате численного эксперимента получены относительные напорно-расходные характеристики каждого из насосов, показывающие влияние диаметров D , d и диагональности ϕ на наклон напорно-расходной характеристики, которые методом наименьших квадратов аппроксимированы полиномом 3-й степени. Полученные зависимости позволяют определять частоту вращения насоса для любого его режима работы. Из обобщения результатов численного моделирования течения крови в насосах получены трехмерные поверхности, представляющие множество зависимостей наклона напорно-расходной характеристики от геометрических параметров проточной части насосов.

Заключение. Установлено, что изменением диаметров втулки и периферии, угла диагональности можно добиться требуемого увеличения наклона напорно-расходной характеристики. Минимальный наклон достигается при средних значениях факторов D , d , ϕ численного эксперимента, а максимальный – при минимуме и при максимуме значений диаметров. Материалы статьи представляют практическую ценность при проектировании новых и модернизации осевых насосов аппаратов вспомогательного кровообращения.

Ключевые слова: осевой насос; аппарат вспомогательного кровообращения; вычислительная гидродинамика; планирование эксперимента; численное моделирование; метод конечных объемов.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Для цитирования: Кротов К. В., Боярский Г. Г., Хаустов А. И. Влияние геометрических параметров насосов аппарата вспомогательного кровообращения на их напорно-расходные характеристики // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2026. Т. 16, № 1. С. 189–205. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2026-16-1-189-205>

Поступила в редакцию 27.01.2026

Подписана в печать 25.02.2026

Опубликована 31.03.2026

The influence of the assisted blood circulation pumps geometry on their head-flow Characteristics

Kirill V. Krotov¹ ✉, Gleb G. Boyarsky¹, Alexander I. Khaustov¹

¹ Moscow Aviation Institute (National Research University)
4 Volokolamskoe highway, Moscow 125993, Russian Federation

✉ e-mail: Krotovkv@yandex.ru

Abstract

Purpose of research. The object of the article is to determine the influence of the assisted blood circulation pumps geometry on the head-flow characteristic slope. Reasoning for the research consists of necessity in new blood circulation assist pumps and demand for improving existing devices.

Methods. To assess the effect of geometric parameters on the slope of the head-flow characteristics, a three-factor numerical experiment plan has been developed, consisting of 21 pumps with different geometric parameters. The factors were: the diameter of the sleeve d , the diameter of the periphery D , and the diagonal angle of the sleeve φ of the pump impeller. Numerical simulation of blood flow in pumps was performed using the finite volume method in the OpenFOAM11 calculation package. The SIMPLE method was used for the calculation, and the MRF technology was used to account for rotation.

Results. As a result of the numerical experiment, relative head-flow characteristics for each pump were obtained, showing the influence of diameters D , d , and diagonality φ on the slope of the head-flow characteristic; these were approximated by a 3rd-degree polynomial using the least squares method. The obtained dependencies allow for determining the pump rotation speed for any of its operating regimes. From the generalization of the results of numerical modeling of blood flow in the pumps, 3D-surfaces were obtained, representing a set of dependencies of the head-flow characteristic slope on the geometric parameters of the pump flow path.

Conclusion. It was established that the required increase in head-flow characteristic slope can be achieved by changing the hub and shroud diameters and the angle of diagonality. The minimum slope is achieved at the average values of the numerical experiment factors. The maximum slope corresponds with minimum and maximum diameter values. The research results have a practical value for designing and improving axial pumps of the assisted blood circulation devices.

Keywords: axial pump; assisted blood circulation device; computational fluid dynamics; experiment planning; numerical simulation; finite volume method.

Conflict of interest: The Authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

For citation: Krotov K.V., Boyarsky G.G., Khaustov A.I. The influence of the assisted blood circulation pumps geometry on their head-flow characteristics. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie* = *Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2026;16(1):189–205. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2026-16-1-189-205>

Received 27.01.2026

Accepted 25.02.2026

Published 31.03.2026

Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2026;16(1):189–205

Введение

Заболевания сердечно-сосудистой системы [1] являются наиболее распространенной причиной смертности ежедневно, унося жизни более 10000 человек ежедневно¹. От самих заболеваний страдают более 523 млн человек². По всему миру наблюдается тенденция роста количества заболеваний сердца [2]. Количество первично-обнаруженных заболеваний также возросло [3], в том числе сердечной недостаточности [4]. При этом количество смертей, вызванных болезнями сердца, за последние 50 лет, по крайней мере в США, ежегодно повышается [5]. Однако количество донорских сердец с каждым годом растет значительно медленнее, а количество операций составляет порядка 2-3 тысяч ежегодно [6].

Для педиатрических пациентов ситуация значительно сложнее. Так, почти за 25 лет (с 1994 по 2018 гг.) проведено всего 7500 операций по пересадке

сердца [7]. В США, например, проводится всего около 200 операций ежегодно [8]. При этом, по крайней мере в США, наблюдается рост педиатрических пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями на 36,3% [9].

В настоящее время для поддержки CCC пациентов различного возраста, в т. ч. педиатрических, применяют аппараты вспомогательного кровообращения (АВК), основным элементом которых является насос, компенсирующий насосную функцию сердца для поддержания необходимой циркуляции крови [10].

Успешное применение АВК в медицинской практике и накопленный опыт позволили повысить качество жизни, выживаемость и другие важнейшие эксплуатационные параметры [11]. Также отмечается, что современные системы могут помочь в реабилитации и реконструкции миокарда [12]. Следующий этап по совершенствованию этих систем – расширение диапазона их применения в нерасчетные для них диапазоны подач и напоров, что приведет к дальнейшему улучшению качества жизни.

Современная теория гидравлических машин выработала рекомендации для проектирования насосов из условия достижения максимума КПД, высоких кавитационных свойств. Такой подход хорошо зарекомендовал себя в машиностроении, авиации, космонавтике, нефтяной промышленности и т. п. Однако для насосов АВК обеспечение максимального КПД и/или высоких ка-

¹ В Европейском регионе ВОЗ сердечно-сосудистые заболевания ежедневно уносят жизни 10 000 человек, причем мужчины умирают чаще, чем женщины // Всемирная организация здравоохранения. URL: <https://www.who.int/europe/ru/news/item/15-05-2024-cardiovascular-diseases-kill-10-000-people-in-the-who-european-region-every-day--with-men-dying-more-frequently-than-women> (дата обращения: 11.12.2025).

² ВОЗ: каждый год в мире умирает от сердечно-сосудистых заболеваний 17,9 млн человек // Высшая школа организации и управления здравоохранением. URL: <https://www.vshouz.ru/news/analitika/wcs-19279> (дата обращения: 11.12.2025).

витационных свойств не является определяющими параметрами. Основным критерием оптимизации является обеспечение допустимого уровня травмы крови во всем диапазоне работы насоса АВК: от максимальной нагрузки на сердечную мышцу до положения покоя [13].

Обобщение результатов клинического применения АВК систем показало, что кроме допустимых гемолитиче-

ских свойств насосы АВК должны иметь наклон напорно-расходной характеристики (НРХ), близкий к показанной зеленой линии (рис. 1), чтобы обеспечить режимы работы насоса АВК, близкие к физиологическим режимам работы ССС. Как видно, применяемые в настоящее время насосы АВК имеют НРХ, существенно отличные от требуемых НРХ.

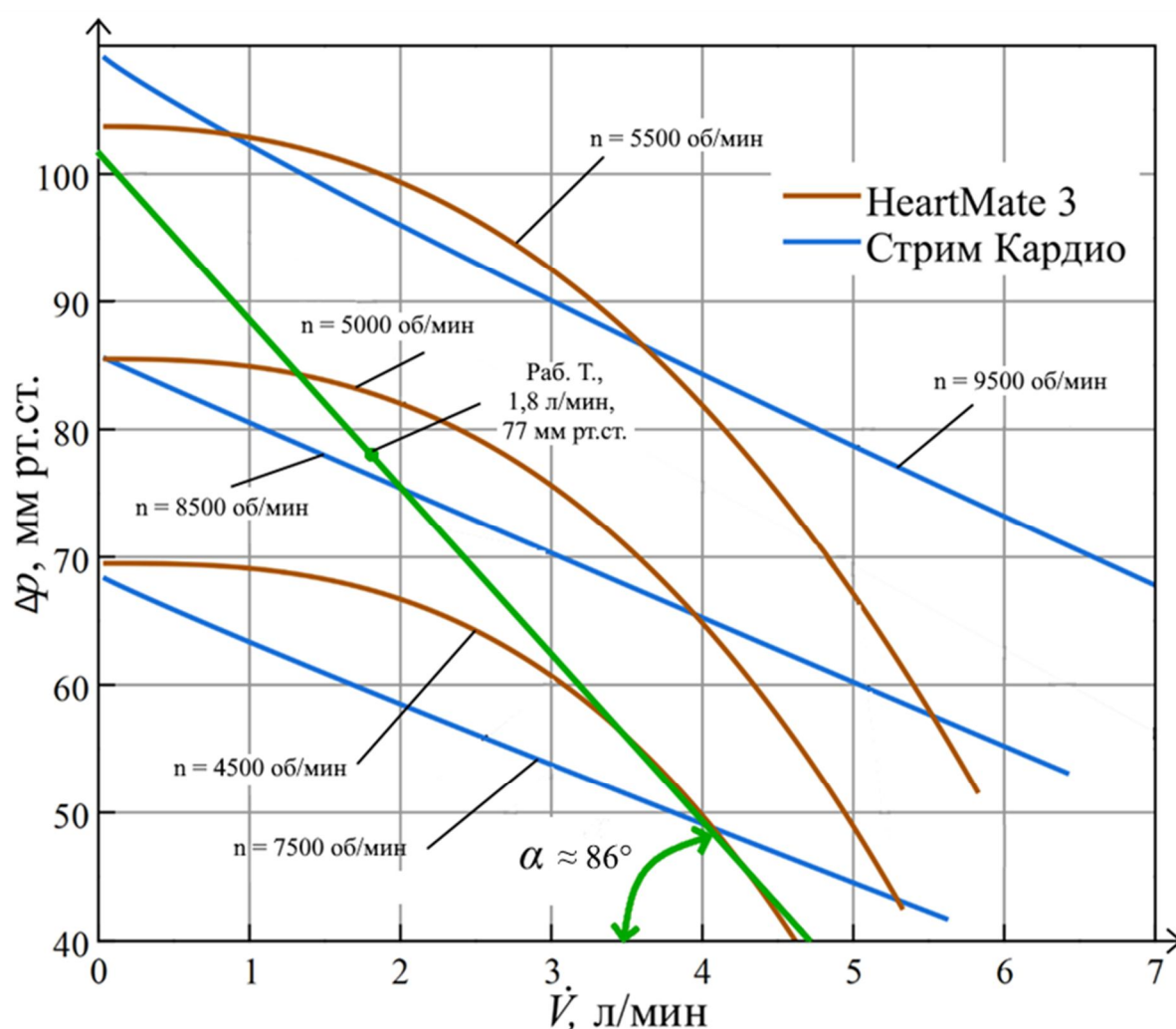


Рис. 1. НРХ насосов HeartMate 3 и «Стрим Кардио» [14]

Fig. 1. PFC of HearMate 3 and "Stream Cardio pumps" [14]

Целью работы является определение влияния геометрических параметров насосов на их напорно-расходные

характеристики для обеспечения физиологического режима его работы в ССС.

Материалы и методы

Наибольшее распространение в мировой клинической практике получила система *HeartMate 3*¹, а в России – система «Стрим Кардио»². В качестве нагнетательного элемента в *HeartMate 3* используется центробежный (рис. 2), в «Стрим Кардио» – осевой (рис. 3) насосы.



Рис. 2. Насос *HeartMate 3*

Fig. 2. *HeartMate 3* LVAD

На рисунке 1 **Рис. 1** представлены напорно-расходные характеристики (НРХ, *pressure-flow characteristics, PFC*) *HeartMate 3* и «Стрим Кардио».

¹ ФСЗ 2011/09288. Система *HeartMate*, для вспомогательного кровообращения и поддержания функции левого желудочка сердца для альтернативы трансплантации сердца (*HeartMate Left Ventricular Assist System*), с принадлежностями / заявитель ООО «Эбботт Лэбораториз». № 36473; опубл. 20.11.19.

² РЗН 2018/6908. Комплекс универсальный для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца – «СТРИМ КАРДИО» по ТУ 32.50.50-000-74110342-2017 / заявитель Общество с ограниченной ответственностью «ДОНА-М». № 27569; опубл. 12.03.2018.

Как видно, насосы имеют плавно-падающие НРХ, особенно насос «Стрим Кардио», когда незначительное изменение давления в ССС приводит к существенному изменению подачи насоса.



Рис. 3. Насос Стрим Кардио

Fig. 3. *Stream Cardio* LVAD

Рассмотрим динамический осевой насос АВК «Стрим Кардио» (рис. 4). Кровь забирается из канюли (не показана на рис. 4), подключенной к левому желудочку через направляющий аппарат (НА, поз. 1). Вращающееся рабочее колесо (поз. 2) с профилированными лопатками (поз. 3) передает крови кинетическую энергию, которая в спрямляющем аппарате (поз. 4) преобразуется в потенциальную энергию, тем самым создавая давление, с которым кровь через подключенную к аорте канюли поступает в ССС.

В работах [15] и [16] показано, что основными параметрами, которые влияют на гемолитические и напорно-расходные параметры, являются геометрические размеры насоса: диаметры периферии D и втулки d , угол диагональности φ рабочего колеса насоса.

Для оценки влияния геометрических параметров на наклон НРХ разработан

трехфакторный план численного эксперимента с факторами: диаметр втулки d , диаметр периферии D , угол диагональности φ рабочего колеса, которые изменя-

лись дискретно: $d = [8, 9, 10]$ мм; $D = [12, 13, 14]$ мм; $\varphi = [20, 45, 60]^\circ$, который включает 21 насос с возможными комбинациями факторов (табл. 1).

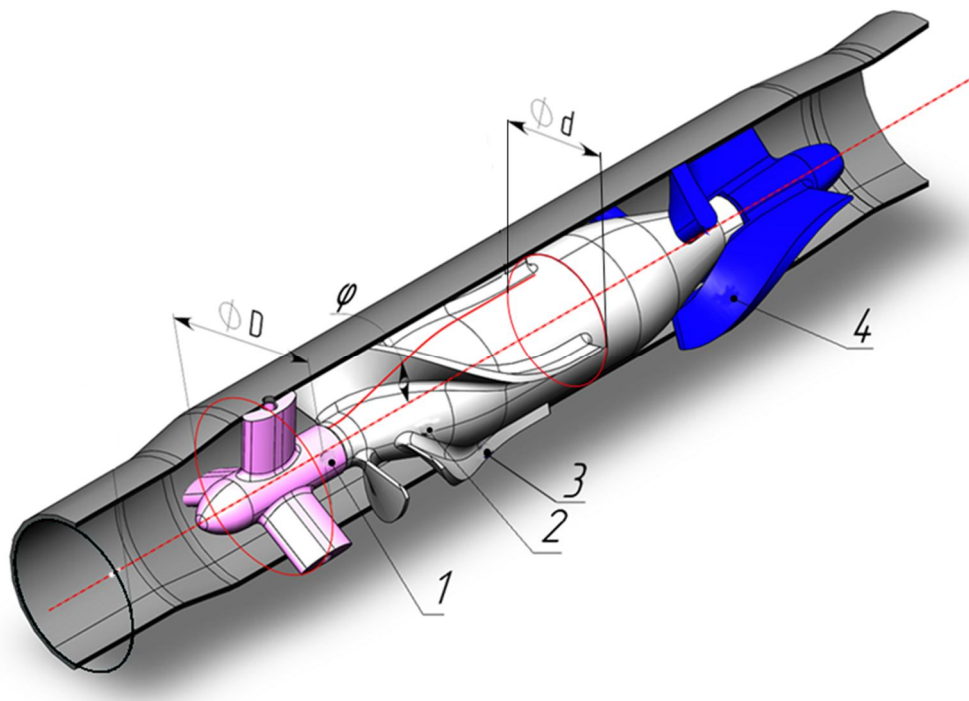


Рис. 4. Геометрия проточной части осевого насоса

Fig. 4. Axial pump flow domain geometry

Таблица 1. Трехфакторный план численного моделирования

Table 1. Three-factor numerical experiment plan

№ насоса	D , мм	d , мм	φ , °	№ насоса	D , мм	d , мм	φ , °	№ насоса	D , мм	d , мм	φ , °
1	12	8	20	8	12	10	60	15	14	8	45
2	12	8	45	9	13	8	20	16	14	8	60
3	12	8	60	10	13	9	20	17	14	9	20
4	12	9	20	11	13	10	20	18	14	9	60
5	12	9	60	12	13	10	45	19	14	10	20
6	12	10	20	13	13	10	60	20	14	10	45
7	12	10	45	14	14	8	20	21	14	10	60

В работе выполнялось математическое моделирование течения вязкой несжимаемой жидкости в насосе. Уравнения математической модели решались методом конечных объемов, реализованным в ПО *OpenFOAM* 11 (*The OpenFOAM Foundation*, США), которое

применяется для математического моделирования течения жидкости [17], в том числе в осевых [18], в центробежных [19] и в других насосах. В расчетах принималось, что рабочее тело – это однокомпонентная однофазная несжимаемая неньютоновская жидкость с

вязкостью 3,5 мПа·с и плотностью 1035 кг/м³.

Для определения распределения скорости, давления и производных параметров течения в проточной части насосов использовался алгоритм *Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations (SIMPLE)*. Для учета турбулентности выбрана модель турбулентности $k-\omega$ SST с низкорейнольдсовскими пристеночными функциями, которая применяется для расчета лопастных машин и АВК¹.

Для каждого из насосов строилась неструктурированная тетраэдрическая сетка, которая уточнялась в областях контакта или зазора между рабочим колесом и неподвижными частями насоса. Уточнение производилось, во-первых, для учета градиента скорости, во-вторых, для поддержания качества сетки по неортогональности и скошенности, однако все сетки имели приблизительно одинаковое количество элементов (около 6-7 млн); y^+ сеток меньше 2 и почти везде меньше 1; неортогональность ячеек была меньше 65°, скошенность – менее 4. Каждая из сеток проверена на сеточную независимость при помощи перерасчета с увеличенным количеством элементов (примерно до 10 млн). На рисунке 5 показан пример сетки для насоса № 14.

¹ Guerrero J. 18th OpenFOAM Workshop 2023 – Validation Challenge. URL: <https://doi.org/10.6084/M9.FIGSHARE.24080892.V2> (дата обращения: 18.12.2025).

Результаты и их обсуждение

На рисунке 6 в качестве примера представлены результаты численного моделирования насосов № 7, 8 для частот n от 6000 до 10000 об/мин, где Δp – повышение давления насосом, как разность осредненных по площади статических давлений между выходным и входным сечениями насоса; $\dot{V}$ – объемная подача насоса. Относительные зависимости $\Delta p / n^2 = f(\dot{V} / n)$ этих насосов представлены на рисунке 7, из которого следует, что относительные характеристики не зависят от частоты вращения и они могут быть аппроксимированы многочленом вида

$$\frac{\Delta p}{n^2} = a_3 \left(\frac{\dot{V}}{n} \right)^3 + a_2 \left(\frac{\dot{V}}{n} \right)^2 + a_1 \left(\frac{\dot{V}}{n} \right) + a_0, \quad (1)$$

где коэффициенты a_i определяются по методу наименьших квадратов по результатам численного эксперимента.

Коэффициенты аппроксимационных зависимостей для $\Delta p / n^2 = f(\dot{V} / n)$ насосов представлены ниже (табл. 2). Полученные зависимости позволяют определять частоту вращения насоса для любого его режима работы. В таблице 2 также представлены частоты вращения насоса $n_{\text{раб}}$, при которых обеспечиваются параметры рабочей точки: $\dot{V} = 1,8$ л/мин, и повышение давления $\Delta p = 77$ мм рт. ст., что соответствует рабочей точке для BSA (площадь поверхности тела, *body surface area*) от 0,8 до 1,5 м² с диапазоном изменения расхода от 0,3 до 3 л/мин [20].

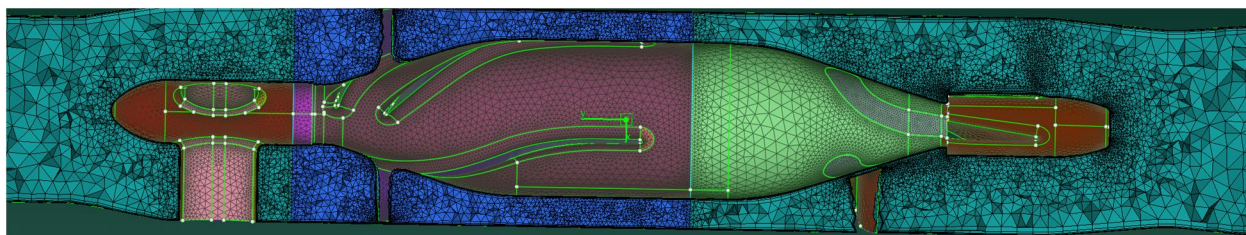


Рис. 5. Сетка насоса №14

Fig. 5. Pump №14 Mesh

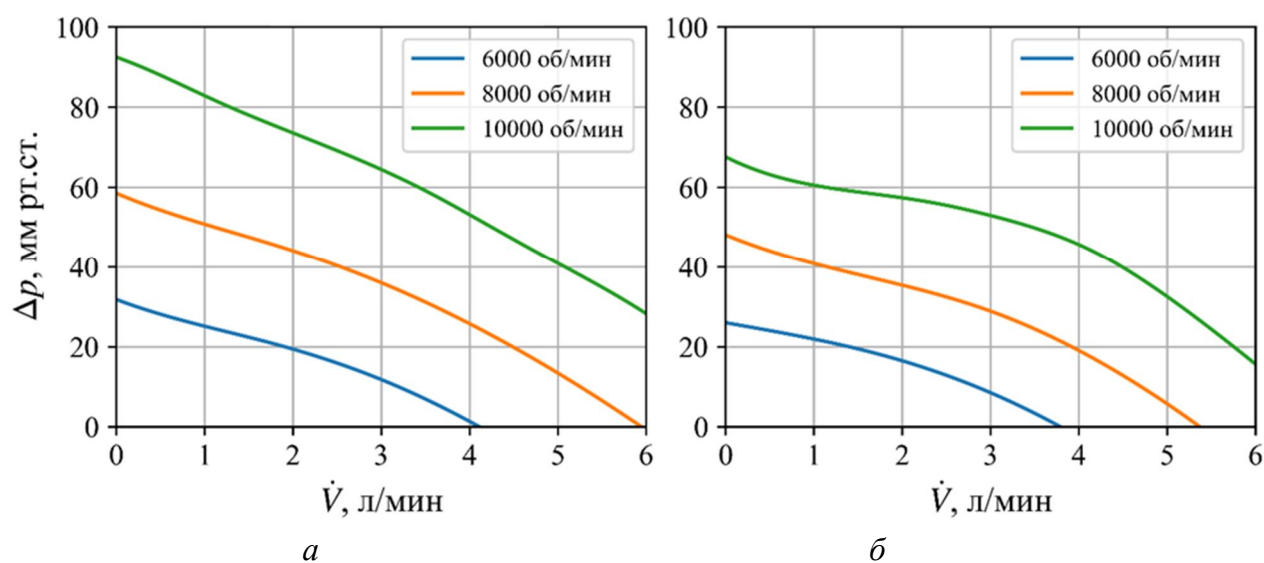


Рис. 6. НРХ насосов: а – № 7; б – № 8

Fig. 6. PFC of pumps: а – № 7; б – № 8

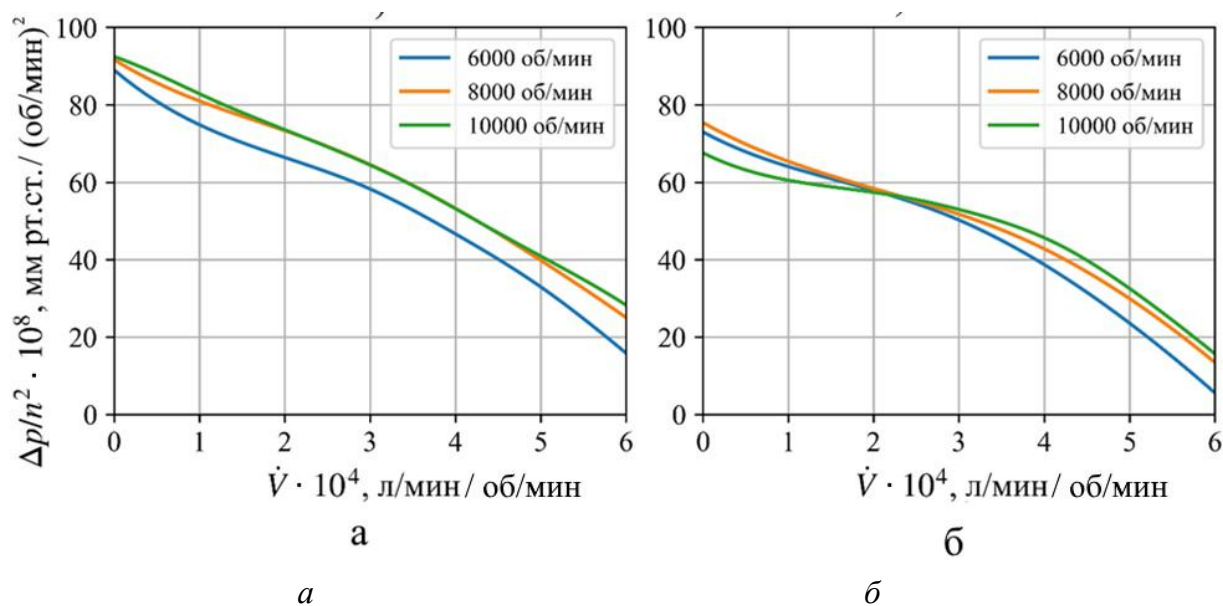


Рис. 7. Относительная НРХ насосов: а – № 7; б – № 8

Fig. 7. Normalized PFC of pumps: а – № 7; б – № 8

Таблица 2. Аппроксимационные коэффициенты НРХ для формулы (1)**Table 2.** Approximated coefficients of PCF equation (1)

№	a_0	a_1	a_2	a_3	$n_{\text{раб}}$, об/мин
1	8,02E-07	-1,22E-03	1,36	-340,14	11000
2	8,10E-07	-6,28E-04	0,01	289,97	10500
3	8,25E-07	-7,02E-04	0,15	171,99	10500
4	9,09E-07	-1,05E-03	0,77	-278,87	10000
5	8,85E-07	-9,05E-04	0,93	-719,47	10000
6	1,06E-06	-1,93E-03	1,7	-1592,58	10000
7	9,25E-07	-9,70E-04	0,34	-914,66	10000
8	2,57E-07	-2,61E-04	-0,83	-730,3	8500
9	1,06E-06	-1,01E-03	1,09	-669,92	9500
10	9,74E-07	-5,21E-04	-0,33	388,84	9500
11	1,09E-06	-6,29E-04	-0,59	678,32	9000
12	1,00E-06	-1,21E-03	2,75	-2555,96	9500
13	9,26E-07	-3,40E-04	-0,4	371,68	9500
14	1,26E-06	-1,47E-03	-0,09	1084	9000
15	1,03E-06	-1,17E-03	0,62	202,21	9500
16	1,34E-06	-4,25E-03	7,56	-4606,95	10000
17	1,16E-06	-6,36E-04	-0,65	841,63	8500
18	1,19E-06	-1,12E-03	0,35	377,73	9000
19	1,28E-06	-7,89E-04	-0,01	162,88	8500
20	1,23E-06	-6,92E-04	-0,43	858,45	8500
21	1,01E-06	-9,66E-04	0,4	364,21	9500

На рисунке 8 показано влияние диаметров D , d и диагональности ϕ на наклон НРХ. Как видно из рисунка 8, наклон НРХ для рабочей точки 1,8 л/мин и 75 мм рт. ст. в рабочем диапазоне от 0,3 до 3 л/мин может быть с достаточной точностью аппроксимирован прямой линией (отмечена как «ЛН» (линия наклона)). Тангенс угла α представляет собой наклон напорно-расходной характеристики насоса, т. е. $\operatorname{tg}(\alpha) = d\Delta p / d\dot{V}$, или отношение по-

вышения давления насоса (изменение противодействия в ССС) к изменению подачи насоса (изменению количества крови, поступающей в аорту ССС).

Из обобщения результатов численного моделирования течения крови в насосах получены трехмерные поверхности (рис. 9–11), представляющие множество зависимостей наклона НРХ от геометрических параметров проточной части насосов. Серой плоскостью показан желаемый тангенс угла наклона (см. рис. 1).

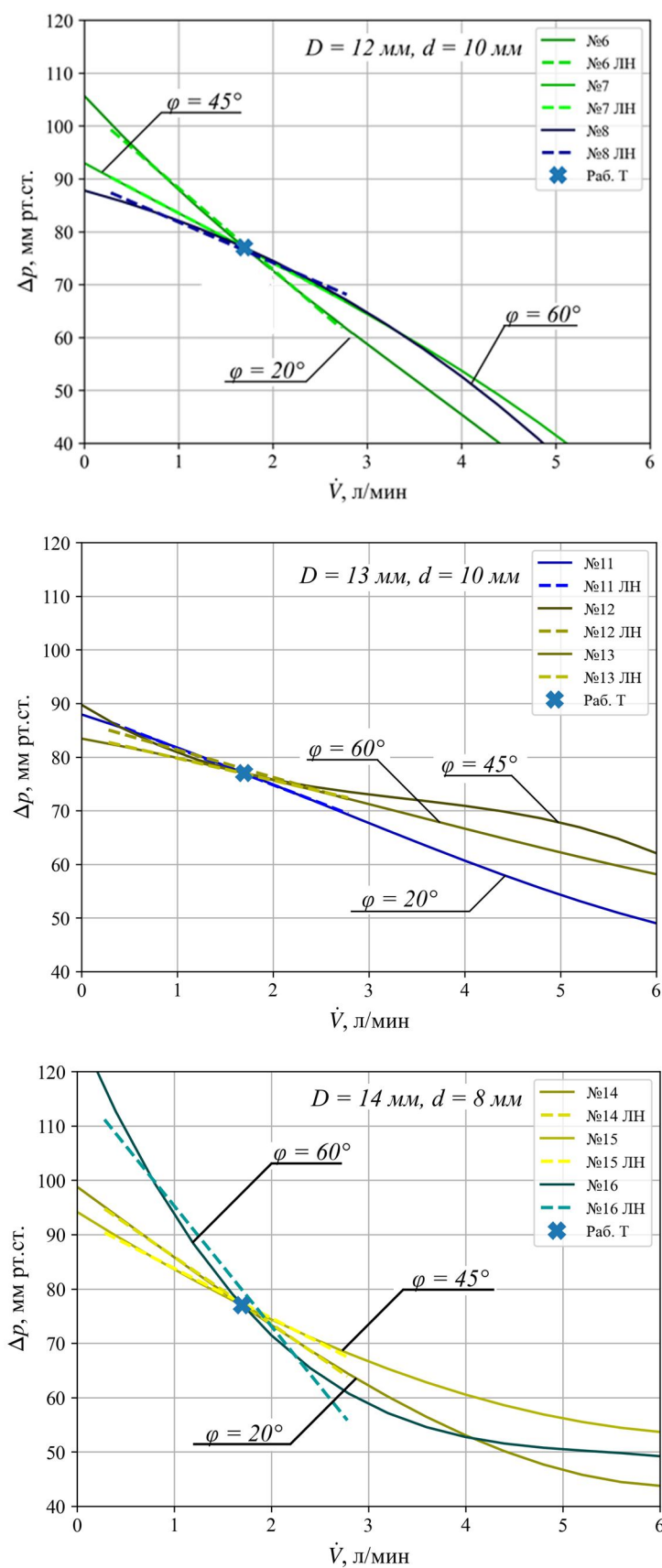


Рис. 8. НРХ насосов

Fig. 8. PFC of pumps

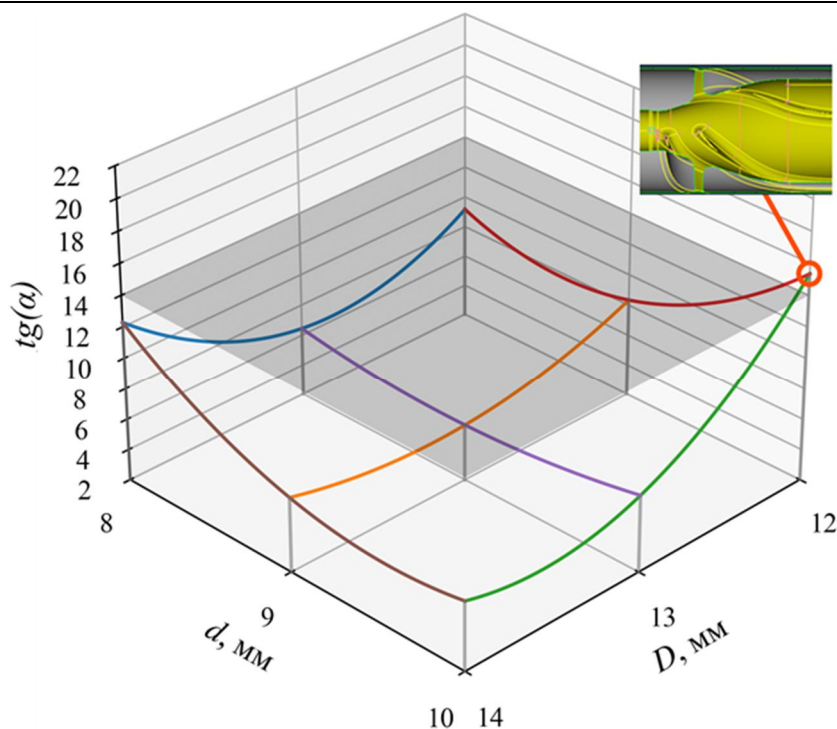


Рис. 9. Зависимость наклона НРХ для диагональности: $\varphi = 20^\circ$; $\dot{V} = 1,8$ л/мин; $\Delta p = 77$ мм рт. ст.

Fig. 9. Distribution of PCF's angle by diagonality angle: $\varphi = 20^\circ$; $\dot{V} = 1,8$ l/min; $\Delta p = 77$ mmHg

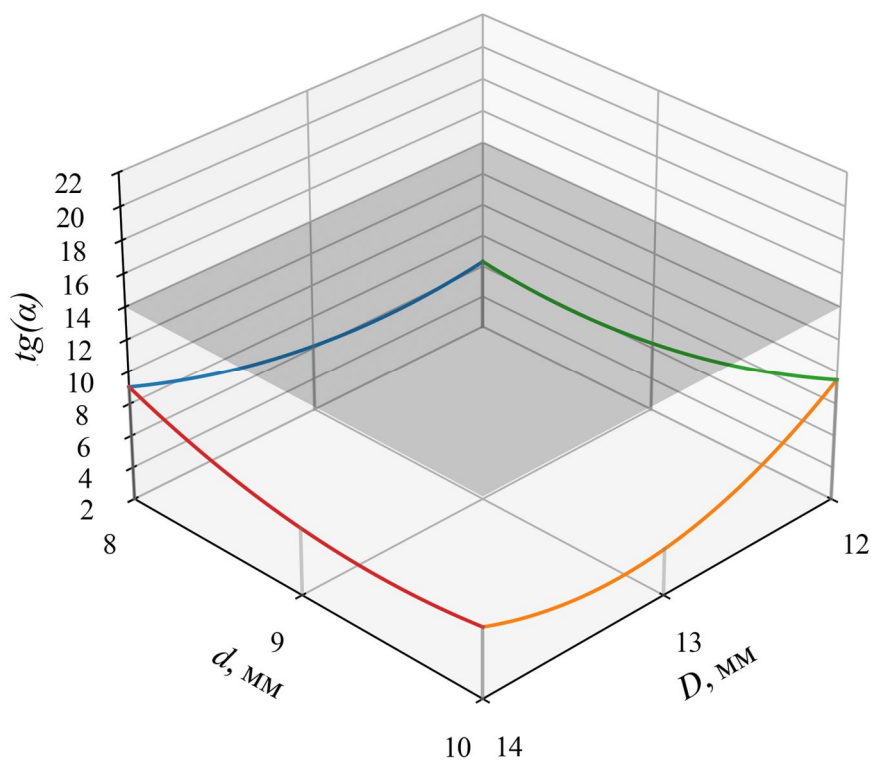


Рис. 10. Зависимость наклона НРХ для диагональности: $\varphi = 45^\circ$; $\dot{V} = 1,8$ л/мин; $\Delta p = 77$ мм рт. ст.

Fig. 10. Distribution of PCF's angle by diagonality angle: $\varphi = 45^\circ$; $\dot{V} = 1,8$ l/min; $\Delta p = 77$ mmHg

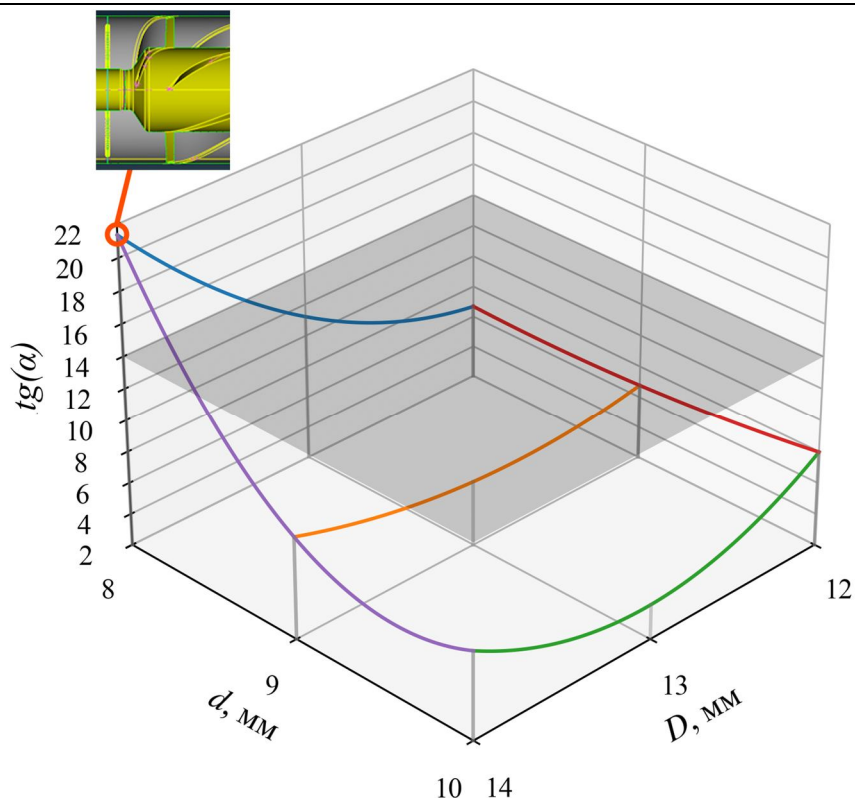


Рис. 11. Зависимость наклона НРХ для диагональности: $\varphi = 60^\circ$; $\dot{V} = 1,8$ л/мин; $\Delta p = 77$ мм рт. ст.

Fig. 11. Distribution of PCF's angle by diagonality angle: $\varphi = 60^\circ$; $\dot{V} = 1,8$ l/min; $\Delta p = 77$ mmHg

Выводы

Обобщая данные, полученные в результате математического моделирования течения крови, доказано, что изменение диагональности проточной части двояко влияет на угол наклона НРХ: изменением диаметров втулки и периферии при диагональности равной 20° и 60° можно добиться требуемого увеличения угла наклона НРХ. При этом наибольшее увеличение угла наклона НРХ достигается для комбинации параметров $d = 8$ мм, $D = 14$ мм, $\varphi = 60^\circ$. Отмечено, что изменения диаметров втулки и периферии практически не влияют на наклон НРХ при диагональности $\varphi = 45^\circ$. Следует так-

же отметить, что минимальные значения наклона НРХ наблюдается при средних значениях диаметрах втулки и периферии, равных $d = 9$ мм и $D = 13$ мм, соответственно.

Экстраполируя полученные результаты математического моделирования, можно сделать вывод, что дальнейшее уменьшение диаметра втулки (менее 8 мм) при увеличении диагональности более 60° , а также при уменьшении диаметра периферии (менее 12 мм) при диагональности менее 20° приводит к увеличению наклона НРХ и достижению требуемых значений наклона НРХ для клинического применения насосов АВК.

В дальнейшем предполагается выявить закономерности наклона НРХ не только от геометрических параметров АВК, но и от густоты, числа лопаток рабочего колеса. Это позволит создавать более совершенные АВК, подходящие большему количеству пациентов.

Список литературы

1. The Heart of the World / M. Di Cesare, P. Perel, S. Taylor, C. Kabudula, H. Bixby, T. A. Gaziano [et al.] // *Glob. Heart*. 2024. N 19. P. 11. <https://doi.org/10.5334/gh.1288>
2. Global burden of heart failure: a comprehensive and updated review of epidemiology / G. Savarese, P. M. Becher, L. H. Lund, P. Seferovic, G. M. C. Rosano, A. J. S. Coats // *Cardiovasc. Res*. 2023. N 118. P. 3272–3287. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvac013>
3. Sex-specific risk factors for new-onset heart failure: the PREVEND study at 25 years / B. J. Van Essen, J. E. Emmens, J. Tromp, W. Ouwerkerk, M. D. Smit, C. A. Geluk [et al.] // *Eur. Heart. J*. 2025. N 46. P. 1528–1536. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehae868>
4. Global epidemiology of heart failure / M. S. Khan, I. Shahid, A. Bennis, A. Rakishcheva, M. Metra, J. Butler // *Nat. Rev. Cardiol*. 2024. N 21. P. 717–34. <https://doi.org/10.1038/s41569-024-01046-6>
5. Heart Disease Mortality in the United States, 1970 to 2022 / S. J. King, T. Y. Wangdak Yuthok, A. M. Bacong, A. Khandelwal, D. S. Kazi, M. E. Mussolino [et al.] // *J. Am. Heart. Assoc*. 2025. N 14. P. e038644. <https://doi.org/10.1161/JAHA.124.038644>
6. Twenty-year temporal and regional trends in heart transplantation in Europe: results from the Global Observatory on Donation and Transplantation (GODT) / Y. Manla, F. J. Al Badarin, M. Soliman, L. Gobolos, F. Alsindi, F. Bader // *Eur. Heart. J*. 2021. N 42. P. ehab724.0968. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab724.0968>
7. Early renal failure after primary thoracic organ transplantation / E. Hsich, T. P. Singh, W. S. Cherikh, A. Lewis, S. Kian, M. Perch [et al.] // *J. Heart. Lung. Transplant*. 2025. N 44. P. 1199–214. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2024.11.042>
8. The International Thoracic Organ Transplant Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: 2025 Annual Report of Heart and Lung Transplantation / T. P. Singh, E. Hsich, W. S. Cherikh, M. Perch, D. Hayes, A. Lewis [et al.] // *J. Heart. Lung. Transplant*. 2025. P. S1053249825019205. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2025.04.014>
9. OPTN/SRTR 2023 Annual Data Report: Heart / M. M. Colvin, J. M. Smith, Y. S. Ahn, K. A. Lindblad, D. Handarova, A. K. Israni [et al.] // *Am. J. Transplant*. 2025. N 25. P. S329–421. <https://doi.org/10.1016/j.ajt.2025.01.024>
10. Left Ventricular Assist Devices: A Primer For the General Cardiologist / S. Chaudhry, A. D. DeVore, H. Vidula, M. Nassif, K. Mudy, E. Y. Birati [et al.] // *J. Am. Heart. Assoc*. 2022. N 11. P. e027251. <https://doi.org/10.1161/JAHA.122.027251>

11. Schmidt T., Reiss N. LVAD in der kardiologischen Rehabilitation: Leistungsphysiologische und rhythmologische Aspekte // *Herzschrittmachertherapie Elektrophysiologie*. 2023. N 34. P. 45–51. <https://doi.org/10.1007/s00399-022-00914-3>
12. LVAD therapy as a catalyst to heart failure remission and myocardial recovery / E. A. Hamad, M. Byku, S. B. Larson, F. Billia // *Clin. Cardiol.* 2023. N 46. P. 1154–62. <https://doi.org/10.1002/clc.24094>
13. Хаустов А. И., Боярский Г. Г., Кротов К. В. Разработка микронасосной системы для поддержки кровообращения // *Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника*. 2022. № 25(5). С. 104–112. <https://doi.org/10.32603/1993-8985-2022-25-5-104-112>
14. Physiology and Clinical Utility of HeartMate Pump Parameters / M. N. Belkin, V. Kagan, C. Labuhn, S. P. Pinney, J. Grinstein // *J. Card. Fail.* 2022. N 28. P. 845–862. <https://doi.org/10.1016/j.cardfail.2021.11.016>
15. Кротов К. В., Хаустов А. И. Влияние геометрических параметров насосов аппарата вспомогательного кровообращения на их гемолитические характеристики // *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2025. № 13(1). С. 1–12. <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2025.48.1.028>
16. Кротов К. В., Хаустов А. И., Боярский Г. Г. Моделирование травмы крови в силовом поле // *Математическое моделирование на суперЭВМ экс- и зеттафлопсной производительности: сборник тезисов конференции*. Саров: Российский федеральный ядерный центр – Всероссийский НИИ экспериментальной физики, 2022. С. 56–57. https://doi.org/10.53403/9785951505224_56
17. Numerical computations of blood flow through stenosed arteries via CFD tool OpenFOAM / S. Nadeem, S. Akhtar, A. Saleem, N. Akkurt, H. Ali Ghazwani, S. M. Eldin // *Alex. Eng. J.* 2023. N 69. P. 613–637. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2023.02.005>
18. Technique for axial pump characteristics predicting in CFD package OpenFOAM / E. A. Ivanov, A. A. Zharkovsky, I. O. Borshchev, D. G. Svoboda // *AIP Conference Proceedings: Oil and Gas Engineering Conference*. New York: American Institute of Physics Inc., 2019. Vol. 2141, is. 1. P. 030063. <https://doi.org/10.1063/1.5122113>
19. Numerical simulation research on multiphase flow of aviation centrifugal pump based on OpenFOAM / X. Liu, J. Fu, J. Yang, D. Yin, Z. Zhou, H. Li // *Chin. J. Aeronaut.* 2024. N 37. P. 256–275. <https://doi.org/10.1016/j.cja.2023.11.016>
20. Механические устройства поддержки кровообращения для пациентов с малыми антропометрическими показателями / О. Ю. Есипова, А. С. Есипов, А. П. Кулешов, Н. В. Грудинин // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2024. № 26(1). С. 78–87. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2024-1-78-87>

References

1. Di Cesare M., Perel P., Taylor S., Kabudula C., Bixby H., Gaziano T.A., et al. The Heart of the World. *Glob Heart*. 2024;(19):11. <https://doi.org/10.5334/gh.1288>
2. Savarese G., Becher P.M., Lund L.H., Seferovic P., Rosano G.M.C., Coats A.J.S. Global burden of heart failure: a comprehensive and updated review of epidemiology. *Cardiovasc Res*. 2023;(118):3272–3287. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvac013>
3. Van Essen B.J., Emmens J.E., Tromp J., Ouwerkerk W., Smit M.D., Geluk C.A., et al. Sex-specific risk factors for new-onset heart failure: the PREVEND study at 25 years. *Eur Heart J*. 2025;(46):1528–1536. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehae868>
4. Khan M.S., Shahid I., Bennis A., Rakisheva A., Metra M., Butler J. Global epidemiology of heart failure. *Nat. Rev. Cardiol*. 2024;(21):717–34. <https://doi.org/10.1038/s41569-024-01046-6>
5. King S.J., Wangdak Yuthok T.Y., Bacong A.M., Khandelwal A., Kazi D.S., Mussolino M.E., et al. Heart Disease Mortality in the United States, 1970 to 2022. *J. Am. Heart. Assoc.* 2025;(14):e038644. <https://doi.org/10.1161/JAHA.124.038644>
6. Manla Y., Al Badarin F.J., Soliman M., Gobolos L., Alsindi F., Bader F. Twenty-year temporal and regional trends in heart transplantation in Europe: results from the Global Observatory on Donation and Transplantation (GODT). *Eur. Heart. J.* 2021;(42):ehab724.0968. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab724.0968>
7. Hsich E., Singh T.P., Cherikh W.S., Lewis A., Kian S., Perch M., et al. Early renal failure after primary thoracic organ transplantation. *J. Heart. Lung. Transplant.* 2025;(44):1199–214. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2024.11.042>
8. Singh T.P., Hsich E., Cherikh W.S., Perch M., Hayes D., Lewis A., et al. The International Thoracic Organ Transplant Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: 2025 Annual Report of Heart and Lung Transplantation. *J. Heart. Lung. Transplant.* 2025;S1053249825019205. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2025.04.014>
9. Colvin M.M., Smith J.M., Ahn Y.S., Lindblad K.A., Handarova D., Israni A.K., et al. OPTN/SRTR 2023 Annual Data Report: Heart. *Am. J. Transplant.* 2025;(25):S329–421. <https://doi.org/10.1016/j.ajt.2025.01.024>
10. Chaudhry S., DeVore A.D., Vidula H., Nassif M., Mudy K., Birati E.Y., et al. Left Ventricular Assist Devices: A Primer For the General Cardiologist. *J. Am. Heart. Assoc.* 2022;(11):e027251. <https://doi.org/10.1161/JAHA.122.027251>
11. Schmidt T., Reiss N. LVAD in der kardiologischen Rehabilitation: Leistungsphysiologische und rhythmologische Aspekte. *Herzschrittmachertherapie Elektrophysiologie*. 2023;(34):45–51. <https://doi.org/10.1007/s00399-022-00914-3>

12. Hamad E.A., Byku M., Larson S.B., Billia F. LVAD therapy as a catalyst to heart failure remission and myocardial recovery. *Clin Cardiol.* 2023;(46):1154–62. <https://doi.org/10.1002/clc.24094>
13. Khaustov A.I., Boyarsky G.G., Krotov K.V. Development of a micro-pump system to support blood circulation. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedenii Rossii. Radioelektronika = Proceedings of Higher Educational Institutions of Russia. Radio Electronics.* 2022;(25):104–112. (In Russ.) <https://doi.org/10.32603/1993-8985-2022-25-5-104-112>
14. Belkin M.N., Kagan V., Labuhn C., Pinney S.P., Grinstein J. Physiology and Clinical Utility of HeartMate Pump Parameters. *J. Card. Fail.* 2022;(28):845–862. <https://doi.org/10.1016/j.cardfail.2021.11>
15. Krotov K.V., Khaustov A.I. Influence of geometric parameters of pumps of the auxiliary circulation apparatus on their hemolytic characteristics. *Modelirovanie, optimizatsiya i informatsionnye tekhnologii = Modeling, Optimization, and Information Technology.* 2025;(13):1-12. (In Russ.) <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2025.48.1.028>
16. Krotov K.V., Khaustov A.I., Boyarskii G.G. Modeling of blood trauma in a force field. In: *Matematicheskoe modelirovanie na superEVM eksa- i zettaflopsnoi proizvoditel'nosti: sbornik tezisov konferentsii = Mathematical modeling on supercomputers of ex- and ztaflop performance: A collection of conference abstracts.* Sarov: Rossiiskii federal'nyi yadernyi tsentr – Vserossiiskii NII eksperimental'noi fiziki; 2022. P. 56-57. (In Russ.) https://doi.org/10.53403/9785951505224_56
17. Nadeem S., Akhtar S., Saleem A., Akkurt N., Ali Ghazwani H., Eldin S.M. Numerical computations of blood flow through stenosed arteries via CFD tool OpenFOAM. *Alex. Eng. J.* 2023;(69):613–37. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2023.02.005>
18. Ivanov E.A., Zharkovsky A.A., Borshchev I.O., Svoboda D.G. Technique for axial pump characteristics predicting in CFD package OpenFOAM. In: *AIP Conference Proceedings: Oil and Gas Engineering Conference.* Vol. 2141, is. 1. New York: American Institute of Physics Inc.; 2019. P. 030063. <https://doi.org/10.1063/1.5122113>
19. Liu X., Fu J., Yang J., Yin D., Zhou Z., Li H. Numerical simulation research on multiphase flow of aviation centrifugal pump based on OpenFOAM. *Chin. J. Aeronaut.* 2024;(37):256–75. <https://doi.org/10.1016/j.cja.2023.11.016>
20. Esipova O.Yu., Esipov A.S., Kuleshov A.P., Grudin N.V. Mechanical circulatory support devices for patients with low anthropometric parameters. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov = Bulletin of Transplantology and Artificial Organs.* 2024;(26):78–87. (In Russ.) <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2024-1-78-87>

Информация об авторах / Information about the Authors

Кротов Кирилл Владимирович, аспирант кафедры 614, инженер, Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет), г. Москва, Российская Федерация,
e-mail: Krotovkv@yandex.ru,
ORCID: 0009-0004-0688-9223

Kirill V. Krotov, Postgraduate at the Department 614, Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, Russian Federation,
e-mail: Krotovkv@yandex.ru,
ORCID: 0009-0004-0688-9223

Боярский Глеб Геннадьевич, кандидат технических наук, ведущий инженер, Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет), г. Москва, Российская Федерация,
e-mail: boyarskijgg@mai.ru

Gleb G. Boyarsky, Candidate of Sciences (Engineering), Lead engineer, Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, Russian Federation,
e-mail: boyarskijgg@mai.ru

Хаустов Александр Иванович, доктор технических наук, профессор кафедры 614, Московский авиационный институт (Национальный исследовательский университет), г. Москва, Российская Федерация,
e-mail: khaustov.alex@mail.ru,
ORCID: 0000-0003-2131-751X

Alexander I. Khaustov, Doctor of Sciences (Engineering), Professor at the Department 614, Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, Russian Federation,
e-mail: khaustov.alex@mail.ru,
ORCID: 0000-0003-2131-751X