

УДК 621.01

DOI: [10.26102/2310-6018/2025.48.1.028](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2025.48.1.028)

Влияние геометрических параметров насосов аппарата вспомогательного кровообращения на их гемолитические характеристики

К.В. Кротов✉, А.И. Хаустов

*Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет),
Москва, Российская Федерация*

Резюме. В работе представлены результаты анализа влияния геометрических параметров насоса аппарата вспомогательного кровообращения на его гемолитические характеристики. Актуальность исследования обусловлена необходимостью модернизации существующих насосов, проектирования новых насосов, а также отсутствием исследований, устанавливающих закономерности между геометрией насосов и их гемолитическими характеристиками. Прототипом является осевой четырехлопастной насос аппарата вспомогательного кровообращения, который в настоящее время применяется в клинической практике. Для анализа использовано гидродинамическое моделирование течения жидкости в насосе в программном пакете OpenFOAM11 методом конечных объемов. Расчет произведен с использованием MRF, технологии NonConformalCoupling и модели турбулентности LowRe $k-\omega$ SST. Установлено, что уменьшение диаметра периферии, увеличение угла диагональности втулки и увеличение ее диаметра приводят к снижению суммарного индекса гемолиза для подачи 2,4 л/мин, а увеличение угла диагональности и уменьшение диаметра периферии приводят к снижению суммарного индекса гемолиза для подачи 5,4 л/мин. Материалы статьи представляют практическую ценность в проектировании и модернизации осевых насосов аппаратов вспомогательного кровообращения.

Ключевые слова: насос, вычислительная гидродинамика, аппарат вспомогательного кровообращения, гемолитические характеристики, индекс гемолиза, OpenFOAM, метод конечных объемов.

Для цитирования: 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). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1827> DOI: 10.26102/2310-6018/2025.48.1.028

Influence of geometric parameters of ventricular assist device pumps on hemolytic performance

K.V. Krotov✉, A.I. Khaustov

Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, the Russian Federation

Abstract. This paper presents an analysis of the impact of ventricular assist device (VAD) pump geometry on hemolytic performance. The relevance of the study is driven by the necessity to improve existing pumps, design new pumps, and address the lack of research on the correlation between pump geometry and hemolysis. The prototype is an axial four-blade ventricular assist pump currently used in clinical practice. To conduct the analysis, hydrodynamic modelling of fluid flow in the pump was performed using the finite volume method in OpenFOAM11. The numerical simulations were carried out using MRF and NonConformalCoupling technologies along with the LowRe $k-\omega$ SST turbulence model. It has been found that reducing the outer diameter, increasing the hub skew angle, and increasing the hub diameter lead to a lower total hemolysis index at a flow rate of 2.4 L/min, similarly, increasing the hub skew angle and reducing the outer diameter decrease total hemolysis index at a flow rate of 5.4

L/min. The findings of the study provide practical value for the design and modernization of axial pumps in ventricular assist devices.

Keywords: pump, computational fluid dynamics, ventricular assist device, hemolysis index, hemolysis performance, OpenFOAM, finite volume method.

For citation: Krotov K.V., Khaustov A.I. Influence of geometric parameters of ventricular assist device pumps on hemolytic performance. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2025;13(1). (In Russ.). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1827> DOI: 10.26102/2310-6018/2025.48.1.028

Введение

Сердечная недостаточность – это одно из самых распространенных заболеваний и при этом с достаточно высокой смертностью [1]. По всему миру более 64 млн человек имеют ишемическую болезнь сердца [2, 3], а по данным Росстата на 2023 г. в России от нее страдают более чем 7 млн человек¹.

Эффективным методом лечения является трансплантация сердца, однако из-за нехватки доноров и из-за длительного ожидания подходящего органа, большей части пациентов не удается получить донорское сердце для пересадки. Помимо этого, количество пациентов увеличивается быстрее чем количество доноров. Из этого следует актуальность применения специализированных устройств, например, таких как аппараты вспомогательного кровообращения (АВК, VAD). Применение АВК значительно повышает качество жизни пациентов и шанс того, что они успеют дожить до пересадки [4], обеспечивая частичную или полную, временную или постоянную замену функции сердца.

Совершенствование и разработка новых методов лечения, внедрение трансплантации в медицинскую практику поставили задачу разработки новых более простых, доступных для широкого применения и в то же время совершенных насосов, входящих в состав АВК. Однако существующие конструкции насосов травмируют кровь, вызывая повреждение мембраны эритроцитов, что не позволяет их использовать в течение длительного времени. Травма крови объясняется воздействием высокого уровня касательных напряжений, которые имеют место в динамических насосах, в результате которых происходит деформация и разрушение эритроцитов [5–7].

В работах [8, 9] доказывается, что геометрические параметры насосов существенно влияют на их гемолитические характеристики. Однако в них не устанавливается закономерностей этого влияния.

Целью работы является оценка влияния основных геометрических размеров осевого насоса АВК, таких как диаметры втулки и периферии, угол диагональности на гемолитические характеристики.

Объекты численного моделирования

На Рисунке 1 представлен динамический осевой насос АВК, в котором кровь поступает со стороны направляющего аппарата (поз. 1). Вращающееся рабочее колесо (поз. 3) с профилированными лопатками (поз. 2) передает энергию крови, кинетическая энергия которой, преобразуется в спрямляющем аппарате (поз. 4) в потенциальную энергию течения. В работе рассматривается рабочее колесо с четырьмя лопатками: две лопатки осевой длиной l_d и две лопатки длиной l_k , $l_k/l_d \approx 0,85$. Из опыта разработки насосов для вспомогательного кровообращения [10–13] следует, что основными геометрическими параметрами, влияющими на гемолитические характеристики,

¹ Росстат. Здравоохранение в России. 2023: Статистический сборник. Москва; 2023. 179 с.

являются (Рисунок 1): диаметр периферии D , диаметр втулки d , угол диагональности втулки φ .

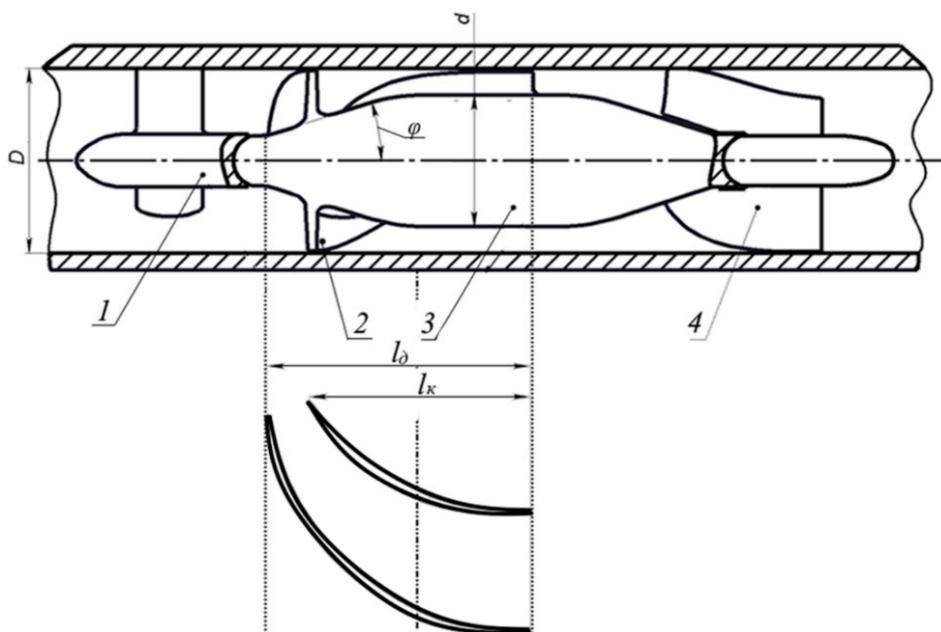


Рисунок 1 – Геометрия проточной части насоса АВК
Figure 1 – Flowpath geometry of the VAD pump

В Таблице 1 представлены варианты насосов с различными значениями геометрических параметров, для которых выполнялись расчеты и анализ.

Таблица 1 – Варианты насосов
Table 1 – Pump variants

№	Обозначение, « $Dd-\varphi$ »	D , мм	d , мм	φ , °
1	1008-20	10	8	20
2	1208-20	12	8	20
3	1208-60	12	8	60
4	1209-20	12	9	20
5	1209-60	12	9	60
6	1210-20	12	10	20
7	1210-45	12	10	45
8	1210-60	12	10	60
9	1308-20	13	8	20
10	1310-20	13	10	20
11	1310-60	13	10	60
12	1408-20	14	8	20
13	1408-45	14	8	45
14	1408-60	14	8	60
15	1410-5	14	10	5
16	1410-20	14	10	20
17	1410-60	14	10	60

Математическое моделирование течения вязкой несжимаемой ньютоновской жидкости

Для физико-математического моделирования течения жидкости в насосах применялся метод конечных объемов (МКО), реализованный в расчетном пакете *OpenFOAM11* (The OpenFOAM Foundation, США). *OpenFOAM* представляет собой свободно распространяемый пакет для проведения МКО исследований; наиболее распространен для проведения гидродинамических расчетов, в том числе *VoF*, *DEM*, *Film*, химических расчетов. Он доказал свою пригодность для расчетов насосов, в том числе и АВК².

Расчет течения производился методом *SIMPLE* с использованием *MRF*. Расчетная область разделена на неподвижную «*stator*» и подвижную «*rotor*», причем часть рабочего колеса, которая находится рядом со спрямляющим аппаратом также находится в области «*stator*». Это позволило сохранить высокое качество сетки по всей осевой протяженности насоса. Область «*rotor*» принимается вращающейся, а течение в ней рассчитывается во вращающейся системе координат. Подвижная и неподвижная области соединяются при помощи интерфейса *NonConformalCoupling*. Расчет производился в два этапа: на первом этапе насос рассчитан *k-ε* моделью; на втором этапе произведен уточняющий расчет насоса моделью *k-ω SST*.

Для разбиения расчетной области использовалась неструктурированная тетраэдральная сетка, а для разбиения поверхностей нагнетателя применена квадрантная неструктурированная сетка. Для пограничного слоя построен пристеночный призматический слой с $y^+ < 1$, расчет проводился с *LowRe* пристеночными функциями. Итоговая сетка содержит около 4 млн элементов с максимальной неортогональностью $< 70^\circ$ и скошенностью $< 3,5^\circ$, что позволяет добиться высокой точности решения.

В расчете кровь принята ньютоновской жидкостью плотностью 1035 кг/м³, вязкостью 3,5 мПа·с.

Современная теория гемолиза для насосов принимает [14], что объем выделяемого в плазму свободного гемоглобина при деформации эритроцитов связан со значениями касательных напряжений и временем их действия и выражается через коэффициент гемолиза:

$$K_{hi} = \frac{\Delta Hb}{Hb} = C \cdot \tau^\alpha \cdot \Delta t^\beta, \quad (1)$$

где ΔHb и Hb – изменение концентрации и концентрация свободного гемоглобина в крови, соответственно; τ – касательные напряжения; C , α , β – некоторые эмпирические константы, полученные из экспериментов, которые принимались в работе как $3,62 \cdot 10^{-7}$, 2,416 и 0,785 [15], соответственно. Время воздействия касательных напряжений Δt определялось как [16]:

$$\Delta t = \frac{\sqrt[3]{V}}{U}, \quad (2)$$

где V – объем ячейки сетки для МКО, U – скорость жидкости в центре этой ячейки.

Результаты

Параметры, характеризующие течение жидкости в каждом насосе (Таблица 1), определены на подаче 2,4 л/мин и 5,4 л/мин при частоте вращения насоса, равной

² 18th OpenFOAM Workshop 2023 – Validation Challenge. figshare. URL: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.24080892>

10000 об/мин. В качестве примера на Рисунке 2 представлены результаты гидродинамического МКЭ расчета для насоса 1410-20 (Таблица 1 № 16). Видно, что максимальные скорости течения жидкости имеют место в рабочем колесе в области периферии. Давление монотонно увеличивается от входа насоса к его выходу.

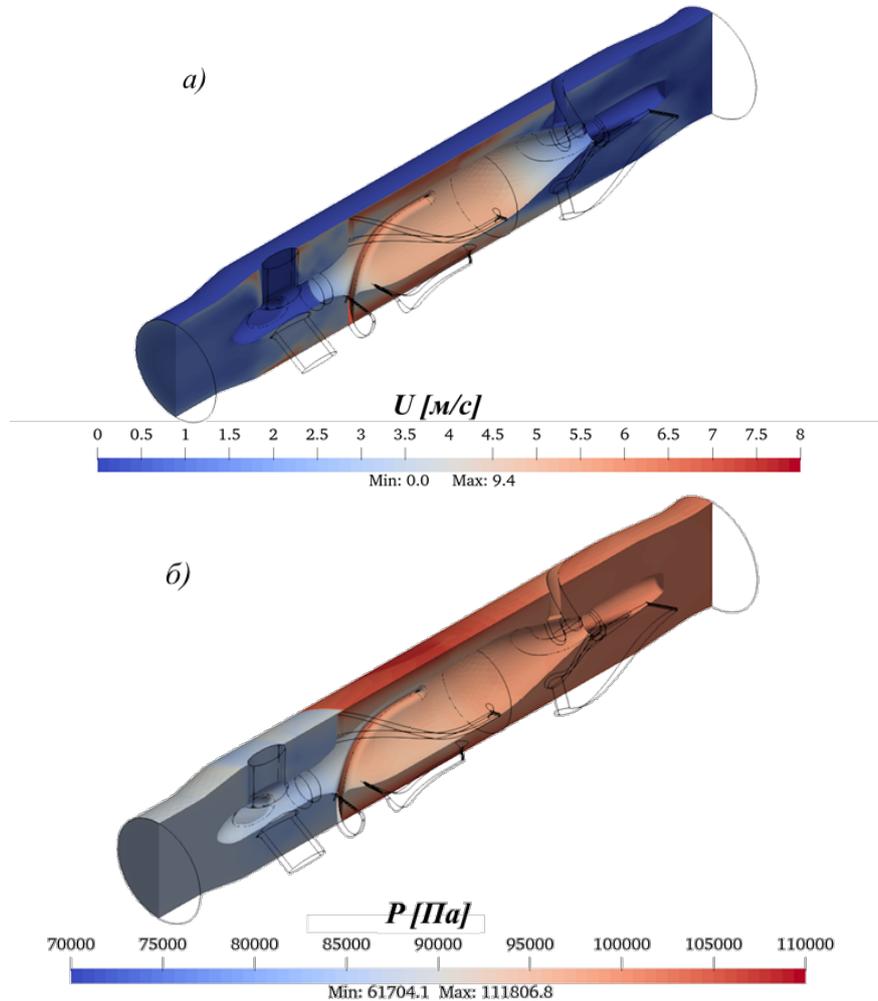


Рисунок 2 – Эпюры распределения для насоса 1410-20: а) скорости, б) давления
 Figure 2 – Distribution for pump 1410-20 of: а) velocity, б) pressure

На основе этих полей и производных от них величин (таких как касательные напряжения), рассчитан индекс гемолиза Khi_j по (1) и (2) в каждой точке проточной части насоса. Для каждого варианта насоса Таблицы 1 определен суммарный индекс гемолиза $Khi_{\Sigma j}$:

$$Khi_{\Sigma j} = \int_{V_j} K hi_j dV, \quad (3)$$

где V_j – объем проточной части j -ого насоса заполненной жидкостью (кровью). Величина $Khi_{\Sigma j}$ отражает суммарное количество свободного гемоглобина, высвободившегося из эритроцитов в плазму при действии на кровь насосом.

Для сравнительного анализа суммарные индексы гемолиза $Khi_{\Sigma j}$ отнесены к суммарному индексу гемолиза насоса 1410-20 $Khi_{\Sigma 16}$, как насосу, применяемому в медицинской практике:

$$\overline{K hi_{\Sigma j}} = \frac{K hi_{\Sigma j}}{K hi_{\Sigma 16}}, \quad (4)$$

где $\overline{Khi}_{\Sigma j}$ – относительный индекс гемолиза.

Из гистограммы на Рисунке 3, представляющей относительные индексы гемолиза, можно выделить, что насосы, имеющие большие диаметры периферии D существенно травмируют кровь, высвобождая большее количество гемоглобина в плазму при прочих равных значениях других геометрических параметрах насосов.

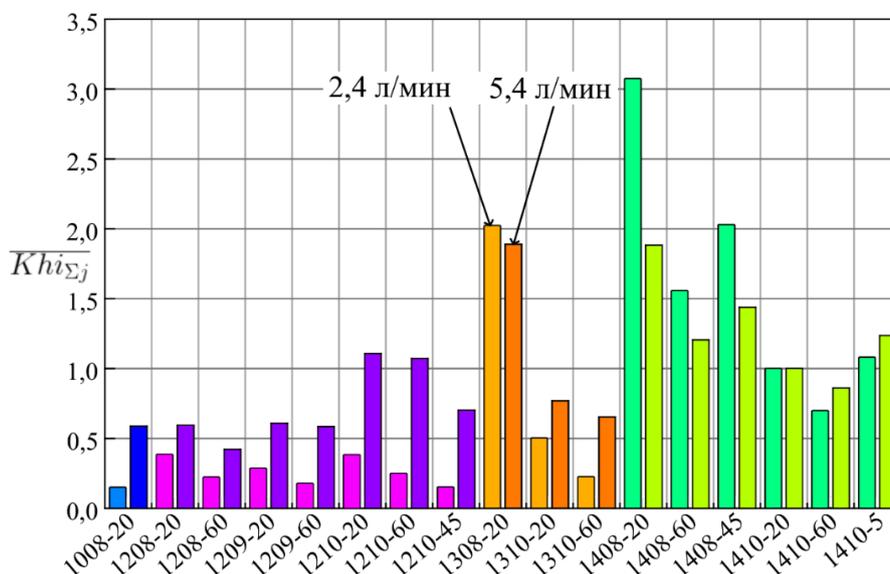


Рисунок 3 – Гистограммы распределения $\overline{Khi}_{\Sigma j}$
 Figure 3 – Distribution histograms of $\overline{Khi}_{\Sigma j}$

На Рисунке 4 показано изменение относительного индекса гемолиза $\overline{Khi}_{\Sigma j}$ в зависимости от диаметра периферии D , из которого видно, что уменьшение диаметра периферии приводит к уменьшению индекса гемолиза на подаче, равной 2,4 л/мин для всех насосов, однако на подаче 5,4 л/мин уменьшение гемолиза наблюдается только при малых диаметрах втулки.

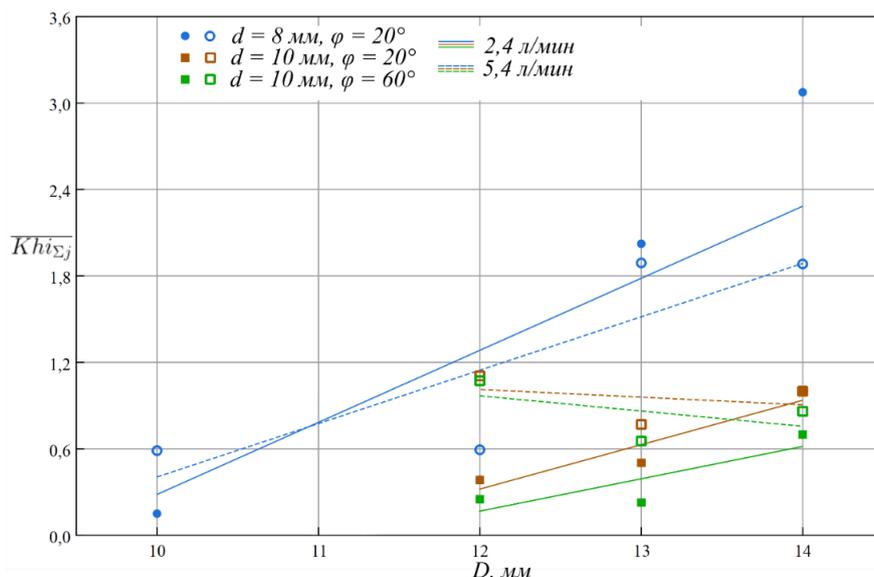


Рисунок 4 – Изменение относительного индекса гемолиза в зависимости от диаметра периферии D
 Figure 4 – Variation of the normalized hemolysis index depending on the outer diameter D

Как видно из Рисунка 5, в насосе с большим диаметром наблюдаются более высокие уровни коэффициента гемолиза по всей длине линий тока. Это связано с тем, что в насосе с диаметром периферии, равным 14 мм (1410-20), формируются интенсивные застойные зоны на его входе А и выходе Б с высокими уровнями гемолиза, в то время как в насосе с диаметром, равным 12 мм (1210-20), застойные зоны отсутствуют на его выходе.

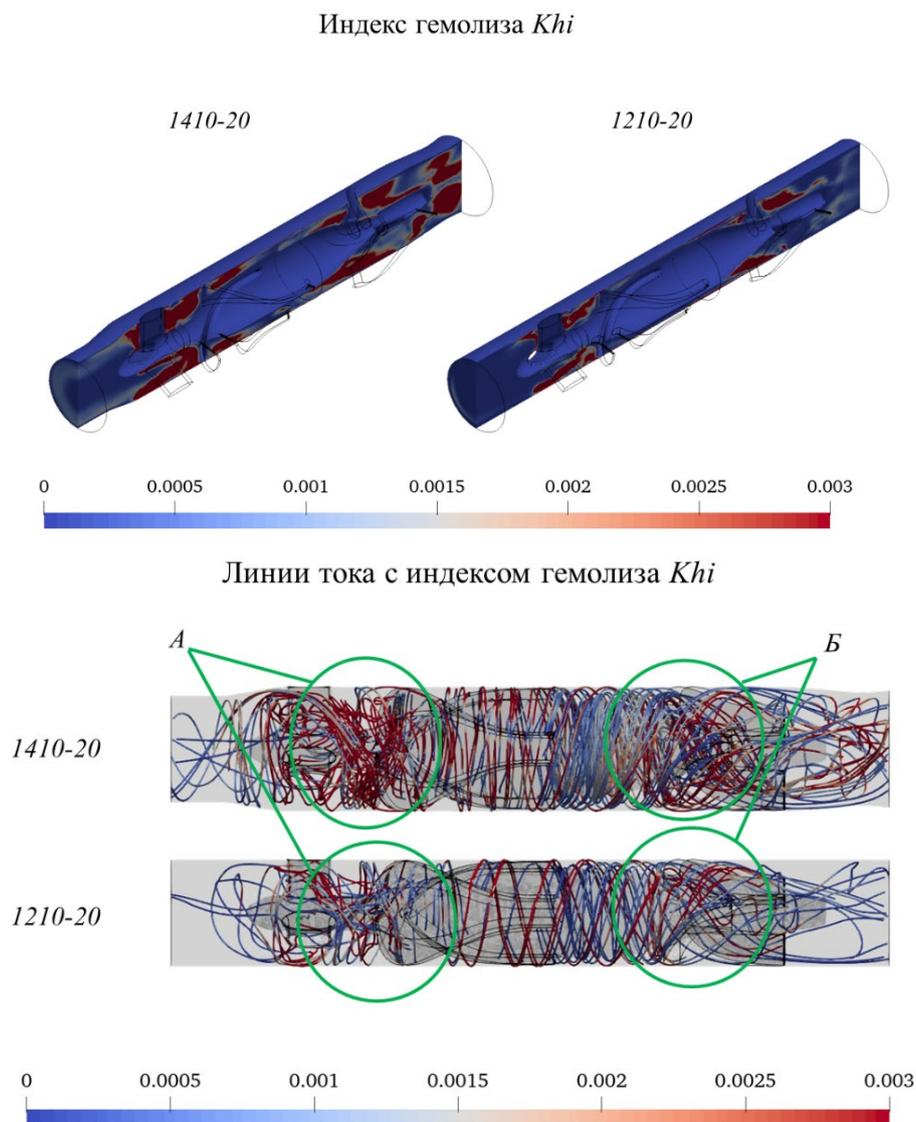


Рисунок 5 – Эпюры индекса гемолиза Khi_j насосов 1410-20 (Таблица 1 № 16) и 1210-20 (Таблица 1 № 6) при подаче 2,4 л/мин
Figure 5 – Distribution of hemolysis index Khi_j for pumps 1410-20 (Table 1, No. 16) and 1210-20 (Table 1, No. 6) at a flow rate of 2.4 l/min

Из Рисунка 6, представляющего изменение относительного индекса гемолиза $\overline{Khi}_{\Sigma j}$ при изменении диаметра втулки насоса, можно заметить, что увеличение диаметра втулки неоднозначно влияет на гемолиз при изменении подачи насоса. Так, на подаче 2,4 л/мин $\overline{Khi}_{\Sigma j}$ снижается при увеличении диаметра втулки. При подаче 5,4 л/мин, однако наблюдается как снижение (насосы 13d-20, 14d-20, 14d-60) коэффициента гемолиза $\overline{Khi}_{\Sigma j}$, так и его увеличение (насосы 12d-20, 12d-60) при увеличении диаметра втулки.

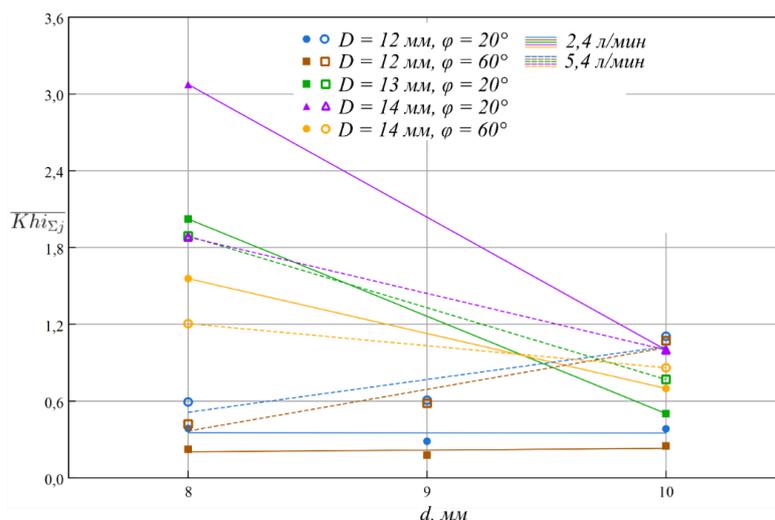


Рисунок 6 – Изменение относительного индекса гемолиза в зависимости от диаметра втулки d
Figure 6 – Variation of the normalized hemolysis index depending on the inner diameter d

Как видно из Рисунка 7, в насосе с большим диаметром втулки d на подаче 2,4 л/мин наблюдается снижение области застойных зон А и Б и уменьшение индекса гемолиза по всей длине линий тока. Однако при уменьшенном диаметре периферии на подаче 5,4 л/мин, наоборот, наблюдается возникновение вихрей, которые приводят к возрастанию индекса гемолиза по всей проточной части насоса.

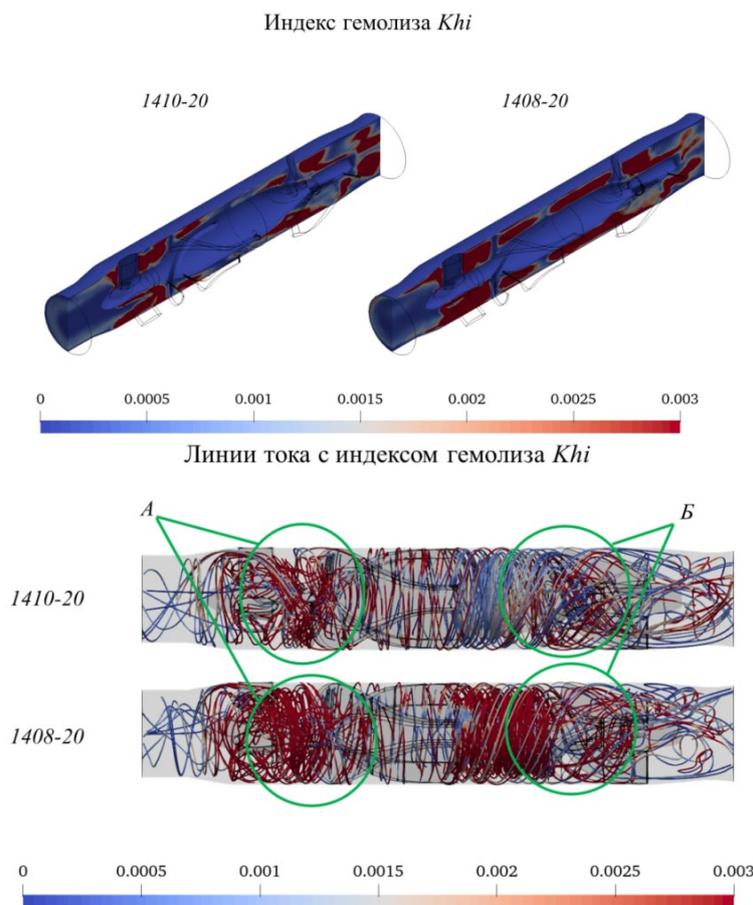


Рисунок 7 – Изменение относительного индекса гемолиза в зависимости от диаметра втулки d
Figure 7 – Variation of the normalized hemolysis index depending on the inner diameter d

На Рисунке 8 показано изменение относительного индекса гемолиза $\overline{K\dot{h}_{\Sigma j}}$ в зависимости от угла диагональности φ , из которого видно, что увеличение угла диагональности приводит к однозначному уменьшению $\overline{K\dot{h}_{\Sigma j}}$ в диапазоне от 10 до 40 %. Это связано с тем, что увеличение угла диагональности (Рисунок 9) приводит к уменьшению застойных зон А, Б на входе и выходе насоса.

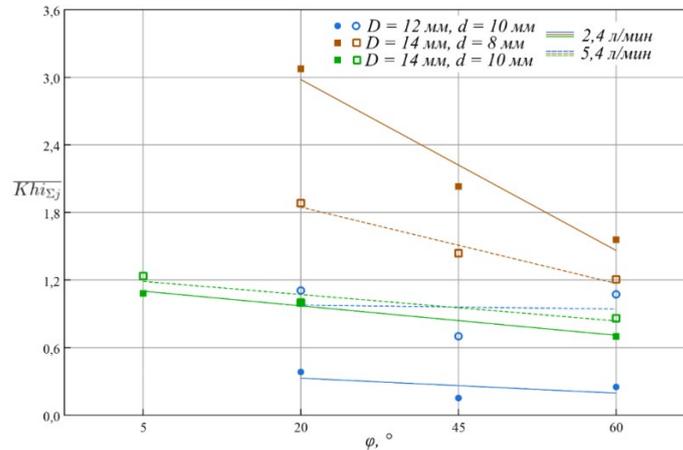


Рисунок 8 – Изменение относительного индекса гемолиза в зависимости от угла диагональности φ
Figure 8 – Variation of the normalized hemolysis index depending on the diagonality angle φ

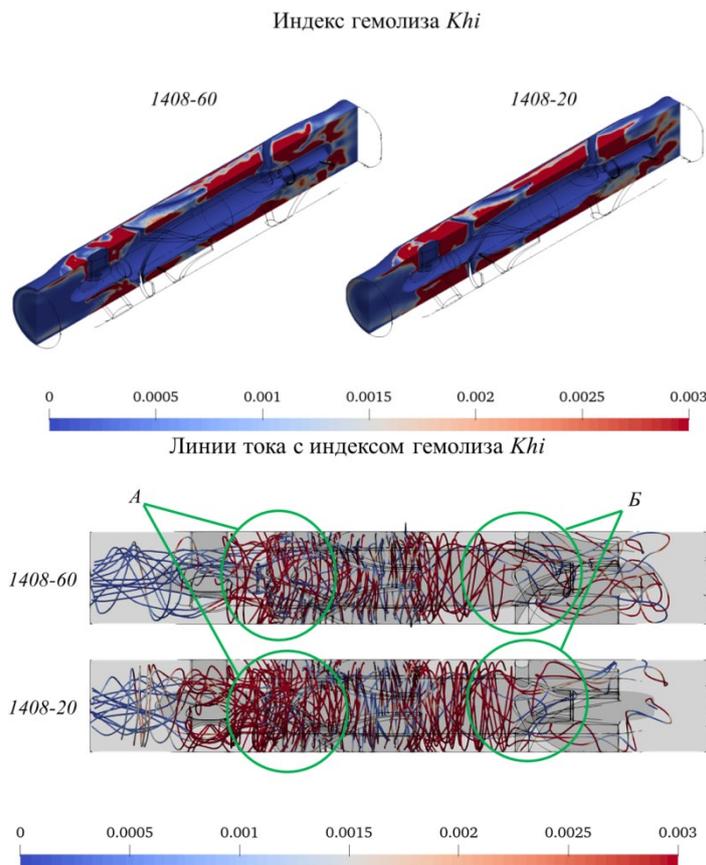


Рисунок 9 – Эпюры индекса гемолиза $K\dot{h}_i$ насосов 1408-20 (Таблица 1 № 12) и 1408-60 (Таблица 1 № 14) при подаче 2,4 л/мин
Figure 9 – Distribution of hemolysis index $K\dot{h}_i$ for pumps 1408-20 (Table 1, No. 12) and 1408-60 (Table 1, No. 14) at a flow rate of 2.4 l/min

Выводы

Проведенное численное моделирование силового воздействия на кровь, нагнетаемую динамическим насосом АВК, показало, что гемолиз существенно зависит от геометрических размеров насосов, т. к. они формируют застойные зоны, которые отличаются повышенными касательными напряжениями и значительным временем их действием. Так, для насосов АВК, рассчитанных для работы на малых подачах, следует увеличивать диаметр и угол диагональности втулки, уменьшая диаметр периферии насоса. Внесение таких изменений приводит к значительному улучшению гемолитических характеристик. Так, при переходе от 1408-20 до 1210-60 наблюдается снижение уровня гемолиза более чем в 10 раз. Для насосов АВК, предназначенных для нагнетания 5,4 л/мин крови и более, следует уменьшать диаметр периферии и увеличивать угол диагональности втулки. Эти изменения снижают уровень гемолиза, вызываемый силовым воздействием лопаток насоса.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Townsend N., Kazakiewicz D., Wright F.L., et al. Epidemiology of cardiovascular disease in Europe. *Nature Reviews Cardiology*. 2022;19:133–143. <https://doi.org/10.1038/s41569-021-00607-3>
2. Savarese G., Lund L.H. Global Public Health Burden of Heart Failure. *Cardiac Failure Review*. 2017;3(1):7–11. <https://doi.org/10.15420/cfr.2016:25:2>
3. 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. *Cardiovascular Research*. 2022;118(17):3272–3287. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvac013>
4. Miller L.W., Pagani F.D., Russell S.D., et al. Use of a Continuous-Flow Device in Patients Awaiting Heart Transplantation. *New England Journal of Medicine*. 2007;357(9):885–896. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa067758>
5. Llerena-Velastegui J., Santafe-Abril G., Villacis-Lopez C., et al. Efficacy and Complication Profiles of Left Ventricular Assist Devices in Adult Heart Failure Management: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Current Problems in Cardiology*. 2024;49(1). <https://doi.org/10.1016/j.cpcardiol.2023.102118>
6. Selmi M., Chiu W.-Ch., Chivukula V.K., et al. Blood damage in Left Ventricular Assist Devices: Pump thrombosis or system thrombosis? *International Journal of Artificial Organs*. 2019;42(3):113–124. <https://doi.org/10.1177/0391398818806162>
7. Reul H.M., Akdis M. Blood pumps for circulatory support. *Perfusion*. 2000;15(4):295–311. <https://doi.org/10.1177/026765910001500404>
8. Sorguven E., Ciblak N., Okyar A.F., et al. Flow Simulation and Optimization of a Left Ventricular Assist Device. In: *Volume 8: Heat Transfer, Fluid Flows, and Thermal Systems, Parts A and B: Proceedings of the ASME 2007 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 11–15 November 2007, Seattle, USA*. ASME; 2007. pp. 1401–1407. <https://doi.org/10.1115/IMECE2007-41747>
9. Oran E., Abo-Serie E., Jewkes J., Henry M., Oran B. Design and optimisation of an Intra-Aortic Shrouded rotor axial pump. *Journal of Biomechanics*. 2024;162. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111858>
10. Khaustov A.I., Boyarskii G.G. The Influence of Manufacturing Technology of a Micropump for Auxiliary Blood Circulation on Its Pumping and Hemodynamic Characteristics. *Biomedical Engineering*. 2023;56(6):387–391. <https://doi.org/10.1007/s10527-023-10242-6>

11. Кротов К.В., Хаустов А.И., Боярский Г.Г. Моделирование травмы крови в силовом поле. В сборнике: *Математическое моделирование на супер-ЭВМ экска- и зеттафлопсной производительности: I Всероссийская школа-семинар НЦФМ, 05–09 декабря 2022 года, Саров, Россия*. Саров: Российский федеральный ядерный Центр – Всероссийский НИИ экспериментальной физики; 2022. С. 56–57. https://doi.org/10.53403/9785951505224_56
12. Хаустов А.И., Невзоров А.М., Иткин Г.П. Особенности проектирования насосов для вспомогательного кровообращения. В сборнике: *XI Всероссийский съезд трансплантологов с международным участием: Материалы съезда: Тезисы докладов, 21–23 сентября 2022 года, Москва, Россия*. Москва: Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова; 2022. С. 151.
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):104–112. <https://doi.org/10.32603/1993-8985-2022-25-5-104-112>
Khaustov A.I., Boyarsky G.G., Krotov K.V. Designing of a Micropump System for Circulatory Support. *Journal of the Russian Universities. Radioelectronics*. 2022;25(5):104–112. (In Russ.). <https://doi.org/10.32603/1993-8985-2022-25-5-104-112>
14. Кулешов А.П., Иткин Г.П., Бучнев А.С., Дробышев А.А. Математическая оценка гемолиза канального центробежного насоса. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2020;22(3):79–85. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2020-3-79-85>
Kuleshov A.P., Itkin G.P., Buchnev A.S., Drobyshev A.A. Mathematical evaluation of hemolysis in a channel centrifugal blood pump. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2020;22(3):79–85. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2020-3-79-85>
15. Giersiepen M., Wurzinger L.J., Opitz R., Reul H. Estimation of Shear Stress-related Blood Damage in Heart Valve Prostheses – in Vitro Comparison of 25 Aortic Valves. *International Journal of Artificial Organs*. 1990;13(5):300–306. <https://doi.org/10.1177/039139889001300507>
16. Thamsen B., Blümel B., Schaller J., et al. Numerical Analysis of Blood Damage Potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD Rotary Blood Pumps. *Artificial Organs*. 2015;39(8):651–659. <https://doi.org/10.1111/aor.12542>

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Кротов Кирилл Владимирович, аспирант, инженер, Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет), центр «Авионика», Москва, Российская Федерация.
Kirill V. Krotov, postgraduate, engineer, Moscow Aviation Institute (National Research University), center "Avionics", Moscow, the Russian Federation.
e-mail: Krotovkv@yandex.ru

Хаустов Александр Иванович, доктор технических наук, профессор, Московский авиационный институт (Национальный исследовательский университет), Москва, Российская Федерация.
Alexandr I. Khaustov, Doctor of Engineering Sciences, Professor, Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, the Russian Federation.
e-mail: khaustov.alex@mail.ru

*Статья поступила в редакцию 17.02.2025; одобрена после рецензирования 25.02.2025;
принята к публикации 03.02.2025.*

*The article was submitted 17.02.2025; approved after reviewing 25.02.2025;
accepted for publication 03.02.2025.*