

УДК 532.542.4, 621.65, 616-77

Математическое моделирование потока крови в проточной части осевого насоса искусственного желудочка сердца

Гуськов А. М.^{1,*}, Сорокин Ф. Д.¹,
Банин Е. П.^{1,2}, Крупнин А. Е.¹

* gouskov_am@mail.ru

¹МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия

²НИЦ "Курчатовский институт", Москва Россия

В настоящей работе исследовано поведение потока крови в проточной части осевого насоса искусственного желудочка сердца (ИЖС) аксиального типа. За прототип взята геометрия проточной части ИЖС Incor (BerlinHeart, Германия) с ротором на магнитном подвесе. Конструктивно проточная часть ИЖС аксиального типа состоит из трех областей: область спрямителя потока, область рабочего колеса и область диффузора. Спрямителем имеет пять обтекаемых лопаток, рабочее колесо - две лопатки, диффузор - три лопатки. Кровь считается несжимаемой неньютоновской жидкостью. В качестве модели вязкости используется модель Карро - Яшида. В качестве модели турбулентности взята SST (Shear Stress Transport). В работе исследовано влияние шага витка ротора и угла атаки лопатки на расходно-напорную характеристику насоса и формирование застойных зон. Для оценки потенциально возможных зон гемолиза построены поля сдвиговых напряжений.

Ключевые слова: механическая поддержка кровообращения, искусственный желудочек сердца, математическое моделирование, проточная часть, осевой насос, модель Карро-Яшида, неньютоновская жидкость

Введение

С каждым годом внимание к разработке миниатюрных систем механической поддержки кровообращения (МПК) возрастает. За последние 15 лет в мире наблюдается рост сердечно-сосудистых заболеваний и большая часть этого роста приходится на развивающиеся страны. Самым эффективным методом лечения острых заболеваний сердца является пересадка донорского органа. По статистике [1] количество пересадок донорского сердца в США не превышает 2 400 в год. За последние 23 года эта цифра менялась в диапазоне от 2000 до 2400 органов в год. Для обеспечения растущей потребности в лечении острых заболеваний сердечно-сосудистой системы необходима разработка устройств, позволяющих либо отказаться от пересадки сердца полностью, либо увеличить время ожидания донорского органа пациентом. На данный момент вторая

задача, а именно создание систем МПК для увеличения срока ожидания донорского сердца ("мост к трансплантации") наиболее проработана. Об этом можно судить по большому количеству сертифицированных насосов вспомогательного кровообращения (НВК) [2 - 3]. Самыми перспективными системами являются НВК пульсирующего или постоянного потока [4]. Стоит отметить, что из-за своих габаритов пульсирующие насосы размещаются вне тела, при этом существенно уменьшая подвижность пациента. Исследования, проведенные в [5], демонстрируют более высокую выживаемость пациентов с насосами постоянного потока, поэтому с определенного момента миниатюрные НВК постоянного потока вытеснили пульсирующие НВК.

Насосы постоянного потока делятся на три типа: осевые, центробежные и диагональные. Из-за своих малых размеров некоторые модели насосов могут имплантироваться без существенного хирургического вмешательства, что существенно повышает качество жизни пациента. Миниатюризация элементов конструкции, уменьшение травмы крови, увеличение тромборезистентности, увеличение коэффициента полезного действия (КПД) - важнейшие задачи проектирования насосов крови.

Цель исследования: Работа входит в цикл исследований, направленных на создание методики проектирования элементов конструкции осевого насоса поддержки желудочка сердца. В данной статье интерес уделяется влиянию геометрических параметров ротора на поведение крови в проточной части осевого насоса и на его гидравлические характеристики.

Математическое моделирование

Геометрическая модель

Конструкция НВК представлена на рис. 1.

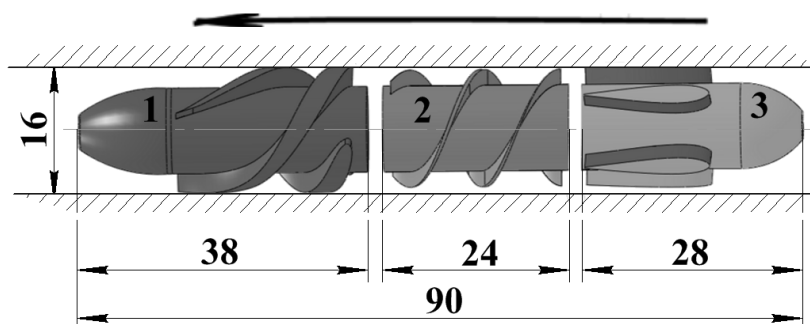


Рис. 1. Конструктивные элементы проточной части НВК: диффузор (1), рабочее колесо (2), спрямитель потока (3). Направление потока показано стрелкой.

Основные элементы проточной части: спрямитель потока с пятью лопатками, рабочее колесо с двумя лопатками, диффузор с тремя лопатками. Диаметр проточной части НВК – 16 мм. Рабочее колесо выполнено в виде шнека с постоянным диаметром втулки. Зазор между лопатками рабочего колеса и корпусом – 0,2 мм. Диаметр рабочего колеса – 15,6 мм. Диффузор и спрямитель потока не имеют зазоров между лопатками и

корпусом. Длина диффузора – 38 мм, рабочего колеса – 24 мм, спрямителя – 28 мм. Лопатки спрямителя установлены параллельно направлению потока. Входной угол лопатки диффузора – 67° , выходной угол лопатки – 22° . Зазоры между диффузором, рабочим колесом и спрямителем отсутствуют. Геометрия диффузора и спрямителя в расчетах не изменялась.

В работе рассмотрено шесть конфигураций рабочего колеса. Модель рабочего колеса с эскизом развертки витка представлена на рис. 2. Угол входа лопатки – β_1 , угол выхода лопатки – β_2 , диаметр втулки рабочего колеса – D , количество витков – k . В точке B толщина лопатки максимальная и не изменяется в расчетах. Максимум толщины лопатки – 0,4 мм. Диаметр втулки D в расчетах принимается постоянным – 11 мм. Координаты точки B – (x_m, z_m) . Угол между осью Z и касательной к срединной линии лопатки в точке B – β_m . Основные параметры различных конфигураций рабочего колеса сведены в табл. 1.

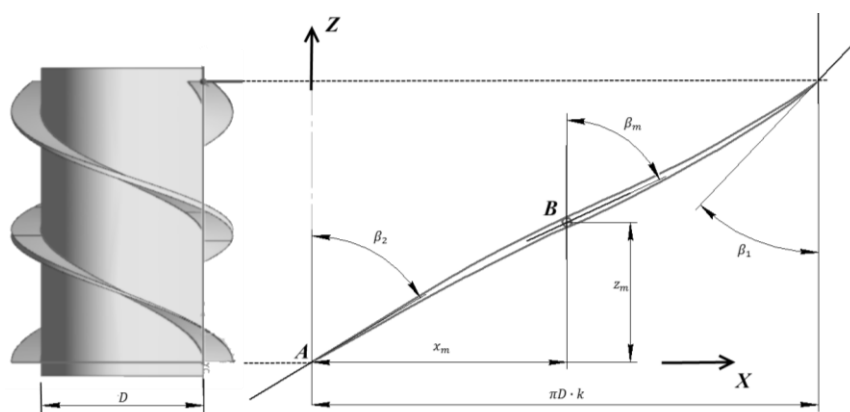


Рис. 2. Геометрические параметры витка рабочего колеса. Начало координат расположено в точке А. Направление потока противоположно направлению оси Z.

Таблица 1. Геометрические параметры рабочих колес

№ рабочего колеса	k	$\beta_1, ^\circ$	$\beta_2, ^\circ$	$\beta_m, ^\circ$	$x_m, \text{мм}$	$z_m, \text{мм}$
1	1,1	55	58	65	19	10,45
2	1,25	65		75	28	15
3	1,45	65		75	33	16
4	1,45	75		75	33	16
5	1,45	50		75	33	16
6	1,45	40		78	33	16

Модель вязкости крови

Основной механизм нелинейности закона состояния крови проявляется в нелинейной зависимости динамической вязкости μ от скорости сдвига $\dot{\gamma}$ [6-8]. Здесь используется модель Карро-Яшида [9-11]:

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^a \right]^{\frac{n-1}{a}},$$

где λ, a, n - экспериментально определяемые постоянные. Значения экспериментальных коэффициентов в законе Карро-Яшида для крови приведены в [10]:

$$\lambda = 1.902 \text{ с}, a = 1.25, n = 0.22, \mu_0 = 0.056 \text{ Па} \cdot \text{с}, \mu_\infty = 0.00345 \text{ Па} \cdot \text{с}.$$

Графическая зависимость $\mu = \mu(\dot{\gamma})$ представлена на рис. 3.

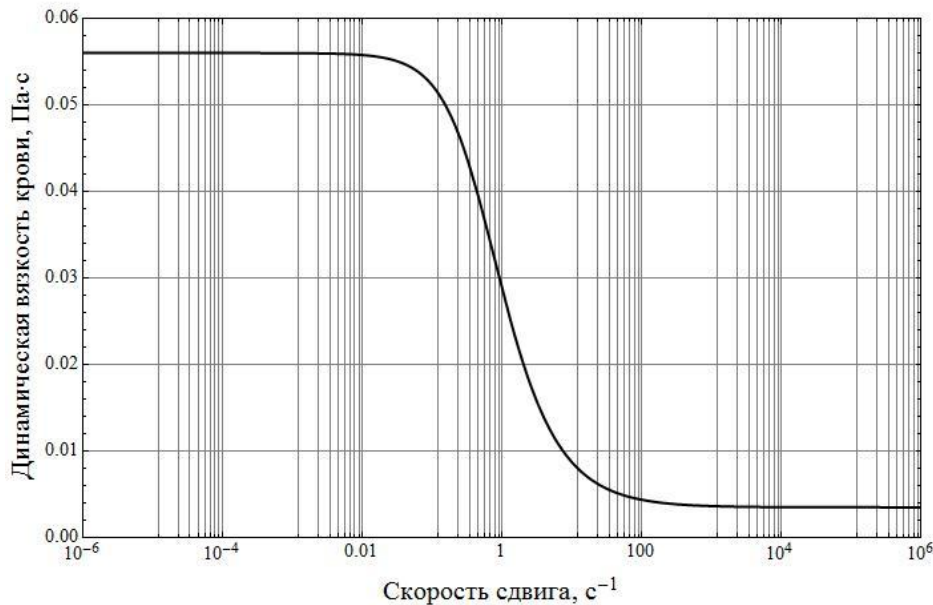


Рис. 3. Зависимость динамической вязкости крови от скорости сдвига в модели Карро-Яшида.

Как видно из рис. 3, модель Карро-Яшида описывает кровь как неньютоновскую жидкость с предельными ньютоновскими состояниями, которым соответствует постоянное значение вязкости:

$$\lim_{\dot{\gamma} \rightarrow 0} \mu(\dot{\gamma}) = \mu_0$$

$$\lim_{\dot{\gamma} \rightarrow \infty} \mu(\dot{\gamma}) = \mu_\infty.$$

Важно отметить, что такое модельное представление достаточно хорошо согласуется с экспериментальными данными, представленными в [6-8].

Модель турбулентности

Значения безразмерного числа Рейнольдса в НВК осевого типа могут достигать $Re = 3.4 \cdot 10^4$ [12], потому можно говорить о развитом турбулентном течении в области рабочего колеса [13-19]. В работе используется гибридная модель турбулентности SST (Shear Stress Transformation), сочетающая достоинства $k-\omega$ модели в пристеночной области и $k-\varepsilon$ модели в области ядра потока. Подробно данная модель описана в [20, 21].

Дискретизация и граничные условия

Сеточная модель НВК состоит из трех областей:

- спрямителя потока (неподвижная область),

- рабочего колеса (вращающаяся область),
- диффузора (неподвижная область).

Условия на границах областей:

- вход: нулевое статическое давление,
- выход: массовый расход (диапазон изменения от 0,5 до 5 л/мин с шагом 0,5 л/мин),
- поверхности стенок и конструктивных элементов: нулевое значение скорости.

Кровь считается несжимаемой жидкостью с постоянной плотностью $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$.

Качество построенной сетки конечных элементов контролировалось средними значениями параметров Orthogonal quality и Element quality. Пристеночная область состоит из десяти слоев при значении безразмерного параметра первого слоя $y^+ = 1$. Для определения оптимального числа конечных элементов модели проведен тест по проверке влияния густоты разбиения на выходной параметр (перепад давления). Результаты проверки показаны на рис. 4. По результатам теста установлено оптимальное количество конечных элементов в модели – 5 млн. элементов. При дальнейшем сгущении изменение выходного параметра не превышало 5%. Для обеспечения более надежного расчета использовался решатель второго порядка точности (High resolution option). Решение останавливалось при достижении невязки $5 \cdot 10^{-5}$. Шаг по времени в расчетах выбирался исходя из условия:

$$\frac{0.1}{\omega} \leq T_{step} \leq \frac{1}{\omega}.$$

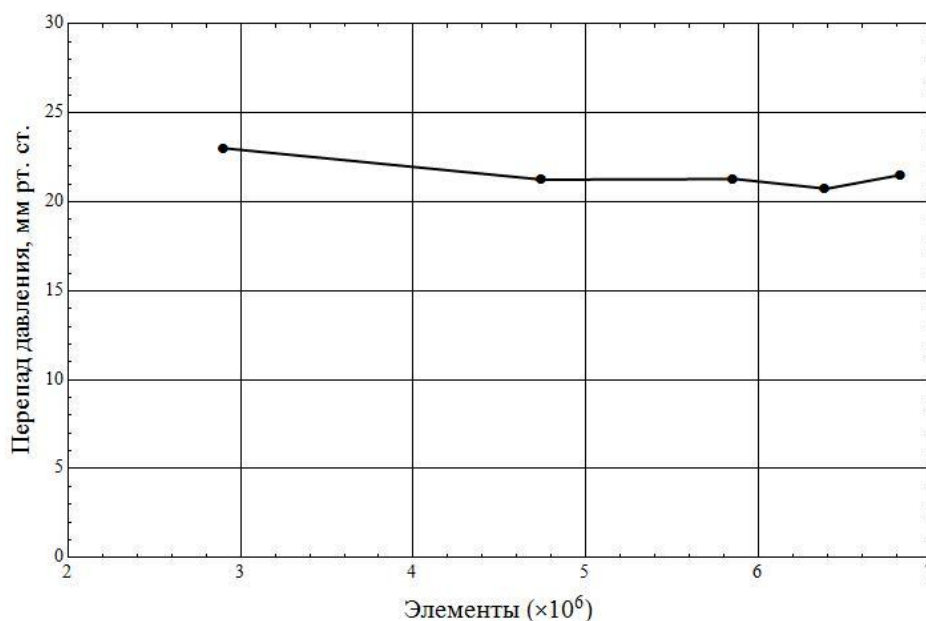


Рис. 4. Тест на зависимость величины перепада давления от числа конечных элементов.

Результаты и обсуждение

Одним из важнейших требований, предъявляемых к НВК, является учет особенностей сердечно-сосудистой системы человека, а именно, требование к перепаду

давления в диапазоне 80 - 160 мм рт. ст. при перекачивании 5 л крови в минуту. Целевыми параметрами (в порядке убывания значимости) считаются:

- расход 5 л/мин,
- минимальная скорость вращения,
- максимальный напор.

Для идентификации допустимых рабочих зон НВК построены расходно-напорные характеристики (РНХ) для каждой конфигурации рабочего колеса в диапазоне от 7500 до 14000 об/мин (рис. 5-10).

Численное решение задачи течения крови в НВК осевого типа выявило значительное влияние параметров числа витков рабочего колеса и угла атаки на РНХ. РНХ, построенная для НВК с конфигурацией рабочего колеса «1» и равномерной навивкой не обеспечивает требуемых целевых параметров (рис. 5). Следует отметить, что использование числа витков, равного 1.45, дает преимущества по сравнению со значением того же параметра, равного 1.25, при довольно малых расходах. При выходе на режим с расходом 5 л/мин необходимый перепад обеспечивается конфигураций «2» при меньшей скорости вращения рабочего колеса (рис. 6 - 7), что уменьшает уровень травмы крови [22]. Изменение угла входа лопатки при постоянном значении числа витков рабочего колеса вносит значительные изменения в создаваемый перепад давления (рис. 7-10).. В диапазоне от 3 до 5 л/мин наибольший перепад давления дает вариант «4» с наибольшим углом входа лопатки. Стоит отметить, что прирост давления (для конфигурации «4» по сравнению с «5» и «6») более 10 мм рт. ст. достигается на режимах 13 000 – 14 000 об/мин и может достигать до 20 мм рт. ст., в то время как для скорости вращения 11 000 об/мин (и ниже) конфигурация «4» имеет незначительные преимущества в создаваемом перепаде давления перед вариантами «5» и «6» (менее 10 мм.рт. ст).

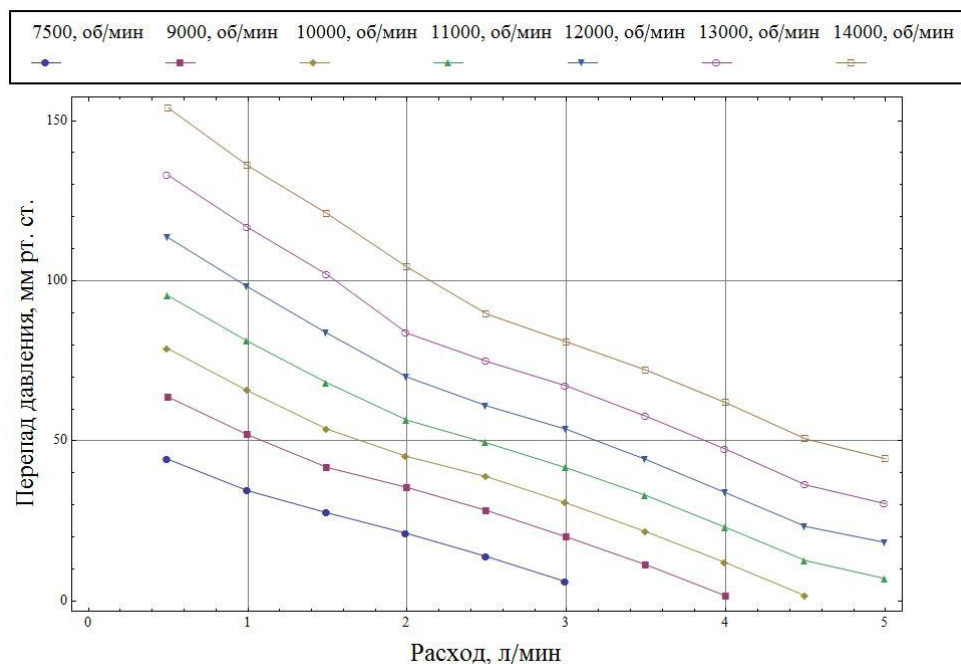


Рис. 5. Расходно-напорная характеристика НВК с конфигурацией рабочего колеса «1»

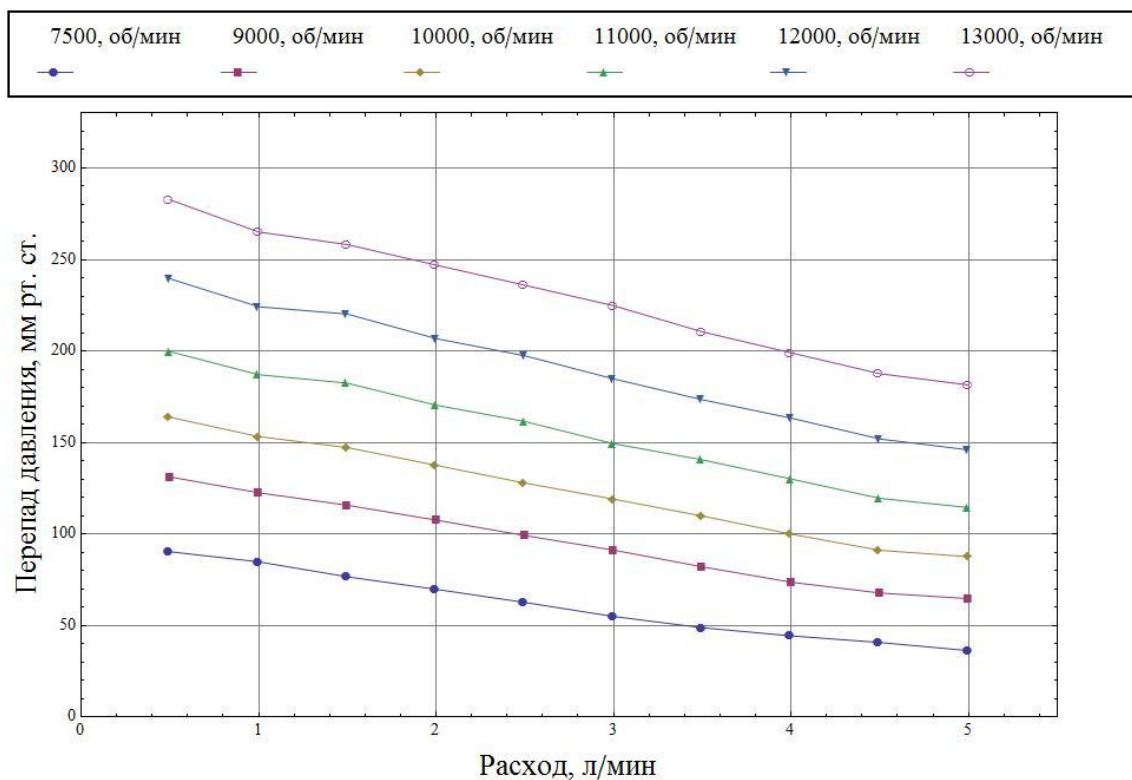


Рис. 6. Расходно-напорная характеристика НВК с конфигурацией рабочего колеса «2»

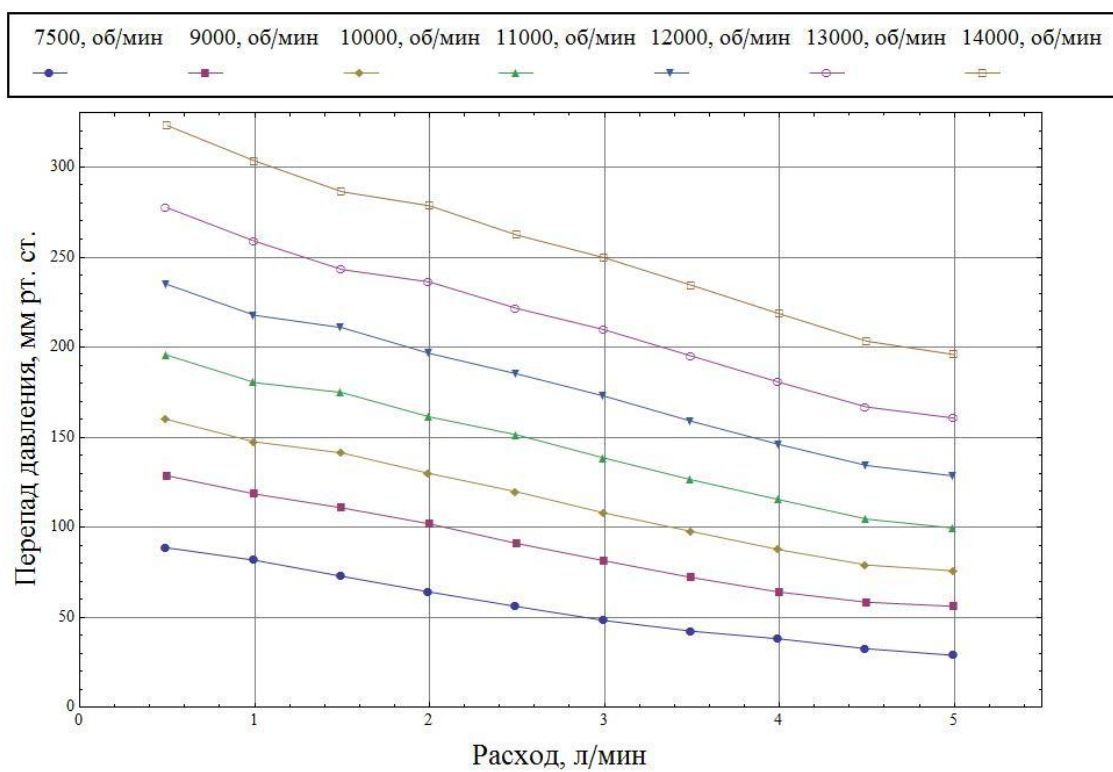


Рис. 7. Расходно-напорная характеристика НВК с конфигурацией рабочего колеса «3».

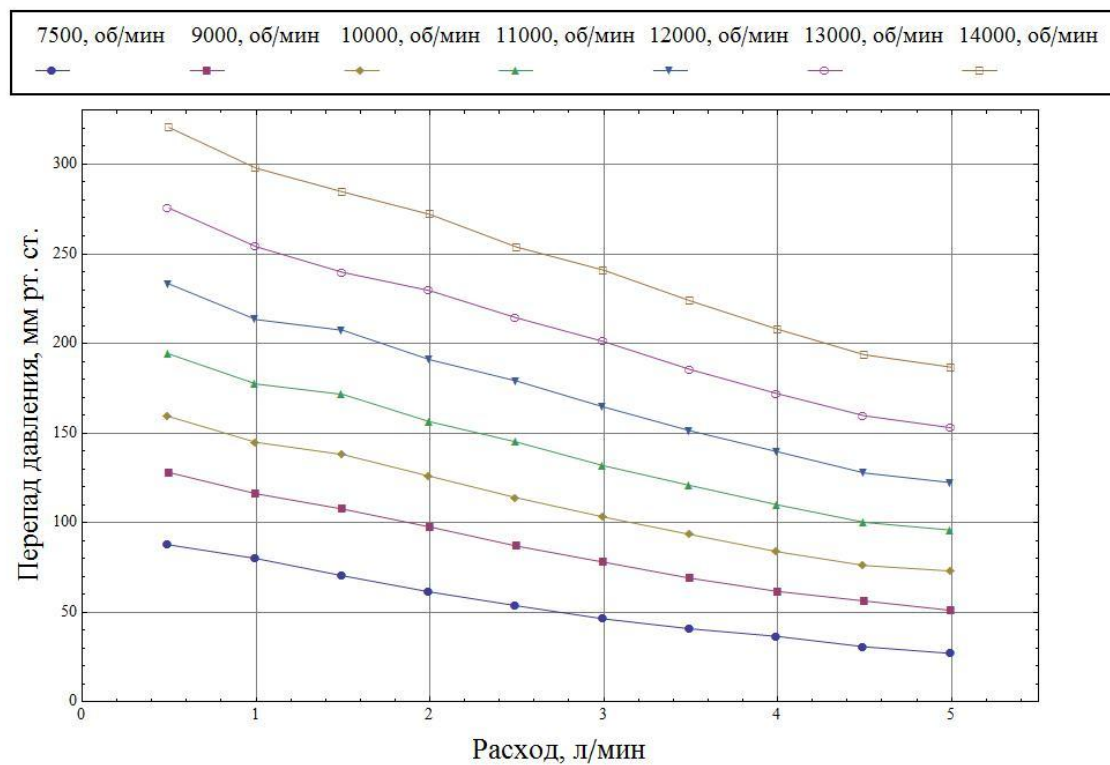


Рис. 8. Расходно-напорная характеристика НВК с конфигурацией рабочего колеса «4»

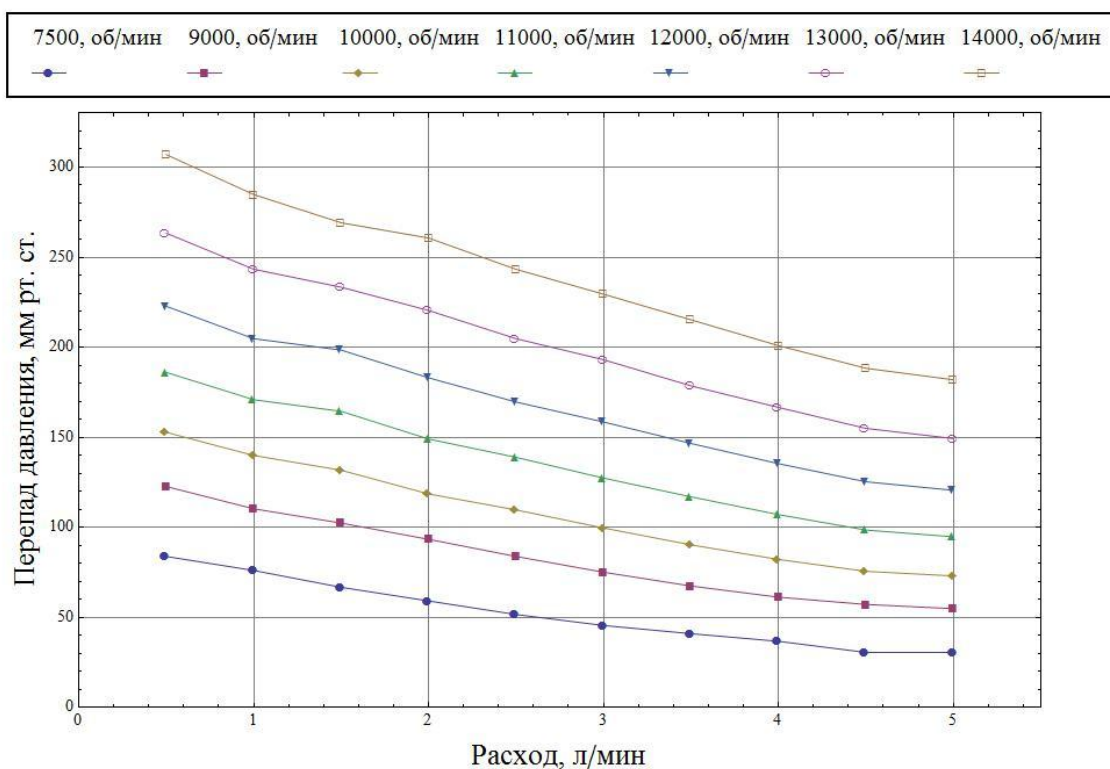


Рис. 9. Расходно-напорная характеристика НВК с конфигурацией рабочего колеса «5»

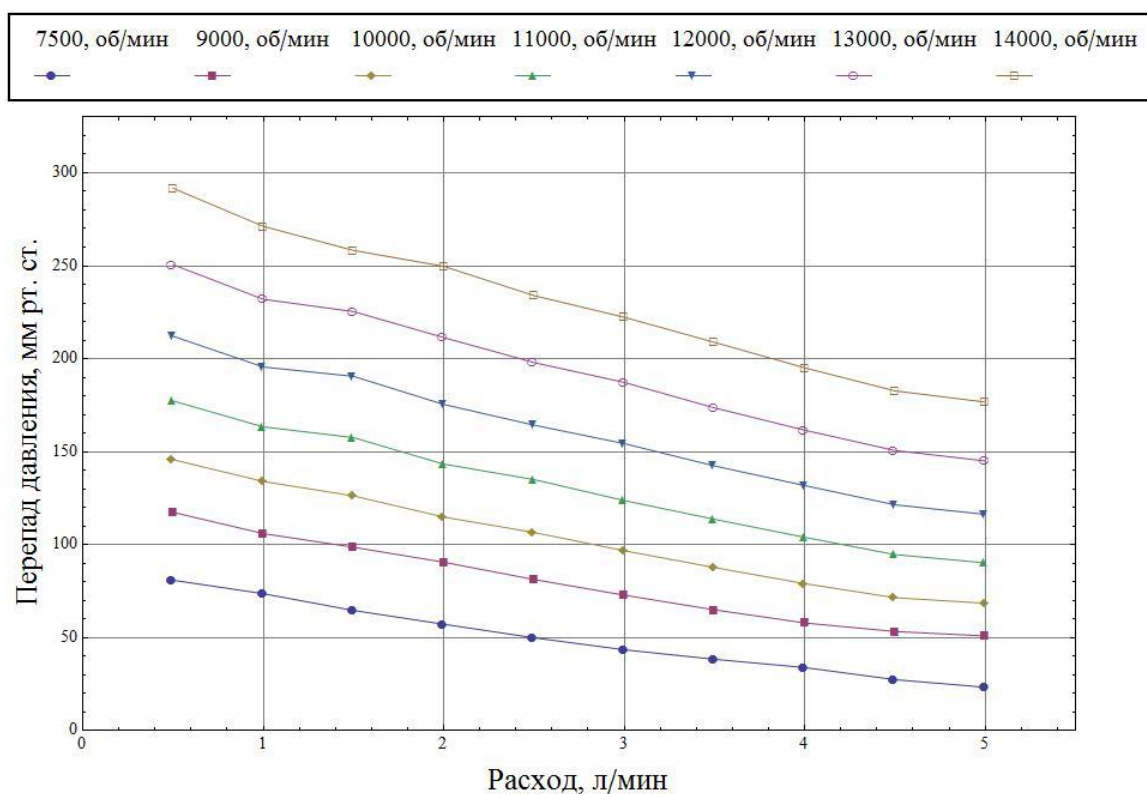


Рис. 10. Расходно-напорная характеристика НВК с конфигурацией рабочего колеса 6»

Полученные в работе результаты численного решения задачи гемодинамики в НВК осевого типа позволяют предположить наличия оптимального значения параметра k в интервале (1,25; 1,45) при сгущении витков против направления потока. Целевые показатели: перепад давления 100 мм рт. ст., расход 5 л/мин, минимальная скорость вращения рабочего колеса и максимальный КПД. Зависимость КПД НВК для конфигураций «2-6» представлена на рис. 11-15.

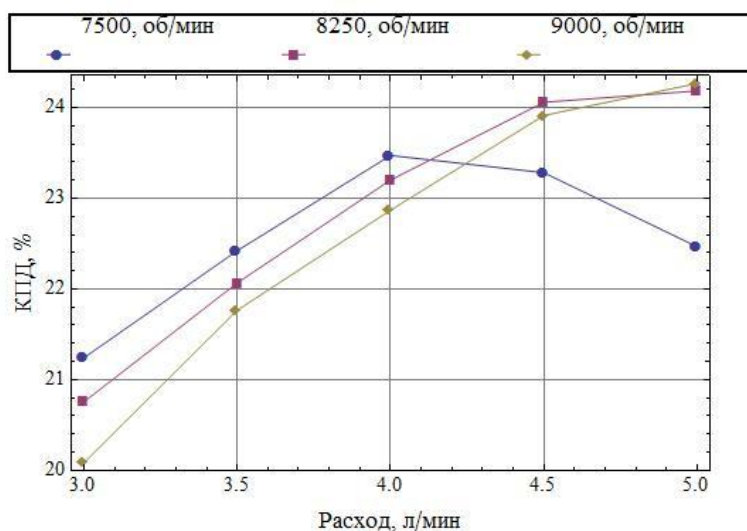


Рис. 11. Зависимость «КПД-Расход» НВК с конфигурацией рабочего колеса «2»

Из графиков видно, что наилучший показатель КПД = 24.3% имеет конфигурация «2» с числом витков 1.25. Полученное значение не является максимальным (рис. 11). Сравнение эффективности полученной проточной части с результатами зарубежных исследований [23-25] дает хорошее соответствие и позволяет сделать вывод о целесообразности дальнейшей оптимизации. Анализ зависимостей «КПД – Расход» для неизменного параметра числа витков при изменении параметра угла атаки показывает, что самое высокое значение КПД достигается при параметре угла атаки, равном 65° .

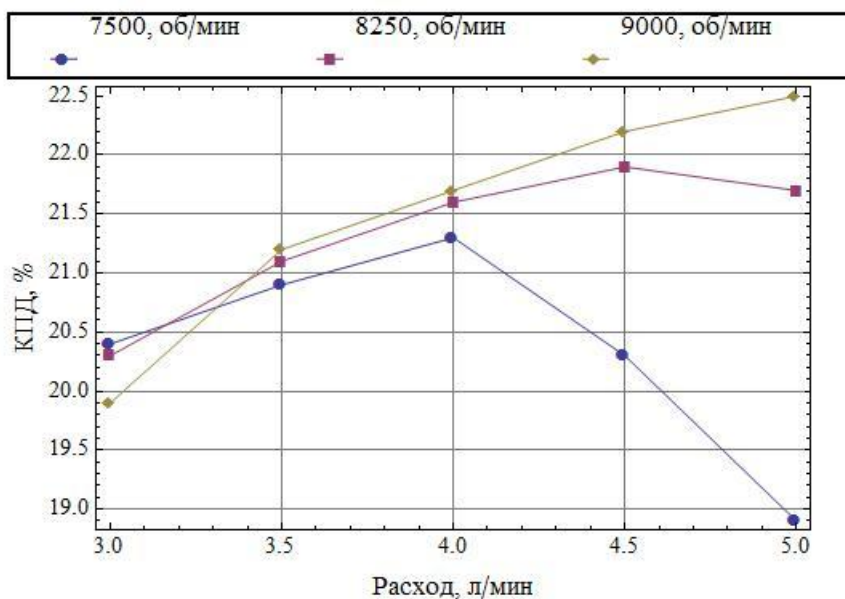


Рис. 12. Зависимость «КПД-Расход» НВК с конфигурацией рабочего колеса «3»

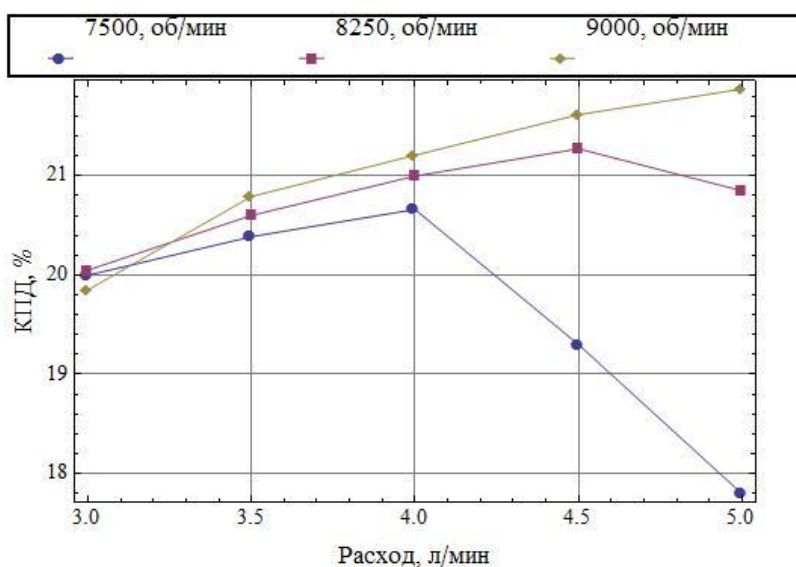


Рис. 13. Зависимость «КПД-Расход» НВК с конфигурацией рабочего колеса «4»

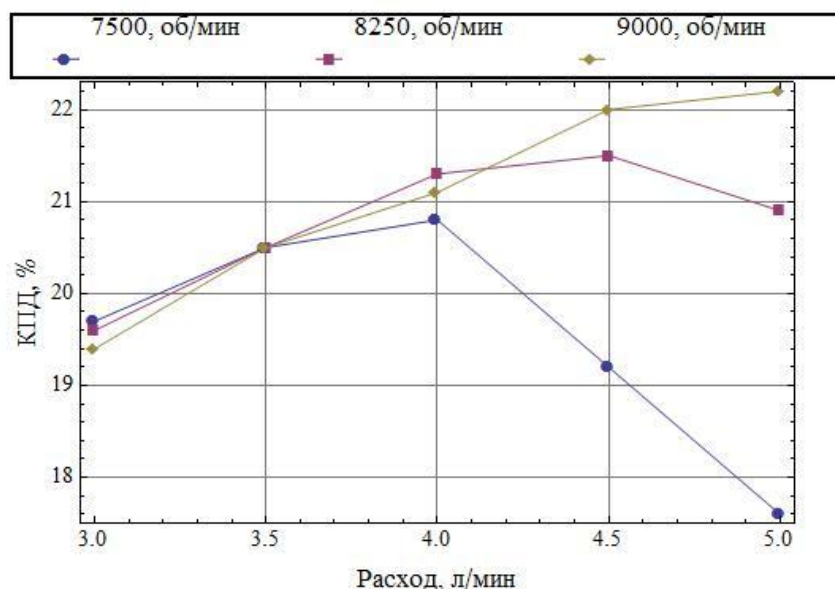


Рис. 14. Зависимость «КПД-Расход» НВК с конфигурацией рабочего колеса «5»

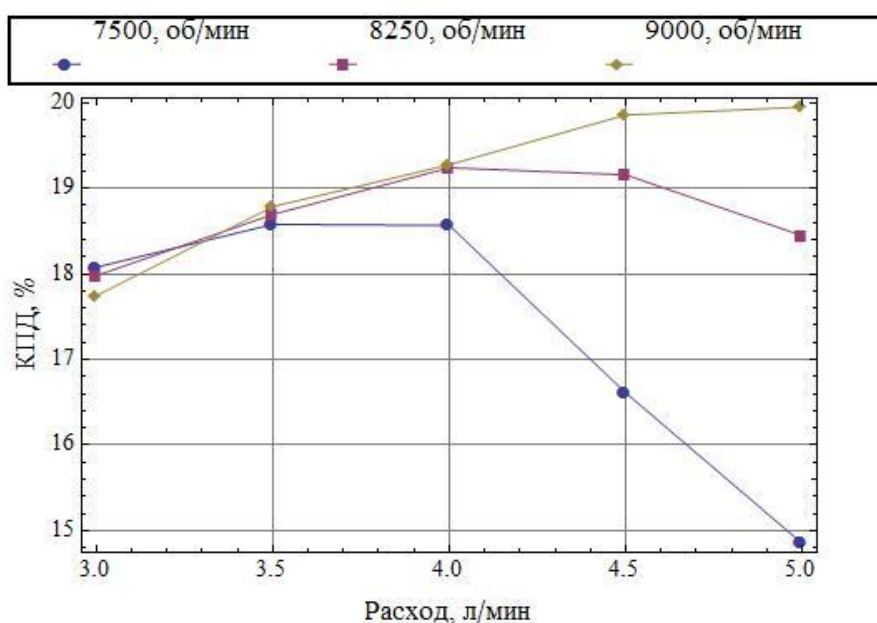


Рис. 15. Зависимость «КПД-Расход» НВК с конфигурацией рабочего колеса «6»

Заключение

В работе проведено математическое моделирование потока крови в НВК при изменении двух параметров рабочего колеса: числа витков лопатки и угла атаки. Построенные по результатам решения задачи гемодинамики графики РНХ и «КПД-расход» показали влияние перечисленных параметров на производительность НВК. Наилучшей с точки зрения физиологических требований (перепад давления, равный 100 мм рт. ст. при расходе крови, равном 5 л/мин) является конфигурация «2» с числом витков 1.25 и углом атаки 65° . Расчетный КПД рабочего колеса – 24,3 %. Дальнейшие исследования будут направлены на нахождение оптимальных значений перечисленных

конструктивных параметров для скоростей ниже 9 000 об/мин при сохранении требуемых физиологических требований. Особое внимание будет уделено влиянию других конструктивных параметров рабочего колеса (например, угол выхода лопатки, высота витка, диаметр втулки рабочего колеса), спрямителя потока и диффузора.

Благодарность

Работа выполнена при частичной поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 15-29-01085 офи_м).

Список литературы

1. Kyo S. Ventricular assist devices in advanced-stage heart failure. Springer Japan, 2014. 145 p. DOI: [10.1007/978-4-431-54466-1](https://doi.org/10.1007/978-4-431-54466-1)
2. Milano C.A., Simeone A.A. Mechanical circulatory support: devices, outcomes and complications // Heart Failure Reviews. 2013. Vol. 18, no. 1. P. 35-53. DOI: [10.1007/s10741-012-9303-5](https://doi.org/10.1007/s10741-012-9303-5)
3. Mechanical Circulatory Support: In Children. Towards Myocardial Recovery / Hetzer R., Henning E., Loebe M., eds. Permanent. Springer Science & Business Media, 2012. 224 p.
4. Гуськов А.М., Богданова Ю.В. Особенности проектирования устройства искусственного желудочка сердца: обзор работ // Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2014. № 3. С. 162-187. DOI: [10.7463/0314.0705250](https://doi.org/10.7463/0314.0705250)
5. Kirklin J.K., Naftel D.C., Kormos R.L., Stevenson L.W., Pagani F.D., Miller M.A., Baldwin J.T., Young J.B. 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, no. 2. P. 141-156. DOI: [10.1016/j.healun.2012.12.004](https://doi.org/10.1016/j.healun.2012.12.004)
6. Регирер С.А. Лекции по биологической механике Ч.1. М.: Изд-во Моск. ун-та, 1980. 144 с.
7. Иткин Г.П. Биофизика кровообращения : учеб. пособие / Моск. авиац. ин-т (гос. техн. ун-т). М.: МАИ, 2002. 92 с.
8. Handbook of Hemorheology and Hemodynamics / Baskurt O.K., Hardeman M.R., Rampling M.W., Meiselman H.J., eds. IOS Press, 2007. 468 p. (Ser. Biomedical and Health Research; vol. 69.).
9. Boyd J., Buick J. M., Green S. Analysis of the Casson and Carreau-Yasuda non-Newtonian blood models in steady and oscillatory flows using the lattice Boltzmann method // Physics of Fluids. 2007. Vol. 19, no. 9. Art. no. 093103. DOI: [10.1063/1.2772250](https://doi.org/10.1063/1.2772250)
10. Cho Y.I., Kensey K.R. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows // Biorheology. 1991. Vol. 28, no. 3-4. P. 241-262.
11. Shaik E., Hoffmann K.A., Dietiker J.F. Numerical flow simulations of blood in arteries // 4th AIAA Aerospace Science Meeting and Exhibit. 2006. P. 294-307. DOI: [10.2514/6.2006-294](https://doi.org/10.2514/6.2006-294)
12. Банин Е.П., Гуськов А.М., Сорокин Ф.Д. Анализ современных подходов к проектированию искусственных желудочков сердца роторного типа // Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2015. № 2. С. 250-268. DOI: [10.7463/0215.0755225](https://doi.org/10.7463/0215.0755225)

13. Su B., Chua L.P., Lim T.M., Zhou T. Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow ventricular assist device using computational fluid dynamics // *Artificial Organs*. 2010. Vol. 34, no. 9. P. 745-759. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x)
14. Wu J., Antaki J.F., Verkaik J., Snyder S., Ricci M. Computational fluid dynamics-based design optimization for an implantable miniature Maglev pediatric ventricular assist device // *Journal of Fluids Engineering*. 2012. Vol. 134, no. 4. Art. no. 041101. DOI: [10.1115/1.4005765](https://doi.org/10.1115/1.4005765)
15. Zhang L., Jia Y., Zhang W., Wang Y., Zhao Q. Numerical Simulation Investigation on Flow Field of Axial Blood Pump // *Advances in Computer Science and Engineering*. Springer Berlin Heidelberg, 2012. P. 223-229. DOI: [10.1007/978-3-642-27948-5_31](https://doi.org/10.1007/978-3-642-27948-5_31)
16. Song X., Wood H.G., Day S.W., Olsen D.B. Studies of turbulence models in a computational fluid dynamics model of a blood pump // *Artificial Organs*. 2003. Vol. 27, no. 10. P. 935-937. DOI: [10.1046/j.1525-1594.2003.00025.x](https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2003.00025.x)
17. Fan H.M., Hong F.W., Zhang G.P., Liang Y.E., Liu Z.M. Applications of CFD technique in the design and flow analysis of implantable axial flow blood pump // *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*. 2010. Vol. 22, no. 4. P. 518-525. DOI: [10.1016/S1001-6058\(09\)60084-6](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(09)60084-6)
18. Fan H., Hong F., Zhou L., Chen Y., Ye L., Liu Z. Design of implantable axial-flow blood pump and numerical studies on its performance // *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*. 2009. Vol. 21, no. 4. P. 445-452. DOI: [10.1016/S1001-6058\(08\)60170-5](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(08)60170-5)
19. Zhang D., Shi W., Chen B., Guan X. Unsteady flow analysis and experimental investigation of axial-flow pump // *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*. 2010. Vol. 22, no. 1. P. 35-43. DOI: [10.1016/S1001-6058\(09\)60025-1](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(09)60025-1)
20. Wilcox D.C. *Turbulence modeling for CFD*. La Canada, CA: DCW Industries, 1998. P. 103-217.
21. Menter F.R. Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications // *AIAA journal*. 1994. Vol. 32, no. 8. P. 1598-1605. DOI: [10.2514/3.12149](https://doi.org/10.2514/3.12149)
22. Behbahani M., Behr M., Hormes M., Steinseifer U., Arora D., Coronado O., Pasqualia M. A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps // *European Journal of Applied Mathematics*. 2009. Vol. 20, iss. 4. P. 363-397. DOI: [10.1017/S0956792509007839](https://doi.org/10.1017/S0956792509007839)
23. Yang X.C., Zhang Y., Gui X.M., Hu S.S. Computational Fluid Dynamics-Based Hydraulic and Hemolytic Analyses of a Novel Left Ventricular Assist Blood Pump // *Artificial Organs*. 2011. Vol. 35, no. 10. P. 948-955. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2011.01203.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2011.01203.x)
24. Toptop K., Kadipasaoglu K.A. Design and Numeric Evaluation of a Novel Axial-Flow Left Ventricular Assist Device // *ASAIO Journal*. 2013. Vol. 59, no. 3. P. 230-239. DOI: [10.1097/MAT.0b013e31828a6bc1](https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e31828a6bc1)
25. Song X., Untaroiu A., Wood H.G., Allaire P.E., Throckmorton A.L., Amy L., Day S.W., Olsen D.B. Design and transient computational fluid dynamics study of a continuous axial flow ventricular assist device // *ASAIO journal*. 2004. Vol. 50, no. 3. P. 215-224. DOI: [10.1097/01.MAT.0000124954.69612.83](https://doi.org/10.1097/01.MAT.0000124954.69612.83)

Mathematical Modeling of a Blood Flow in Flow Path of the Axial Pump of Ventricular Assist Device

A.M. Guskov^{1,*}, F.D. Sorokin¹, E.P. Banin^{1,2},
A.E. Krupnin¹

* gouskov_am@mail.ru

¹Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia

²National Research Centre "Kurchatov Institute", Moscow, Russia

Keywords: mechanical circulatory support, ventricular assist device, mathematical modeling, flow path, axial pump, Carreau-Yasuda model, non-Newtonian fluid

The research object is an axial left ventricular assist device (LVAD) design such as: straightener, impeller, and diffuser.

The objective of the study is to reveal an influence of axial LVAD pump's impeller design factors such as pitch and incidence on head-capacity curves and stagnation and hemolysis zones generation. The mathematical modeling is carried out by computational fluid dynamics analysis in a stationary setting.

The study concentrates on mathematical modeling of a blood flow in flow path of the axial LVAD in consideration of non-Newtonian blood behavior. To describe blood viscosity as a non-linear function of shear strain rate the Carreau-Yasuda model is used. Head-capacity curves of axial LVAD pump for different pitch and incidence values are plotted. Mathematical modeling revealed a significant difference between head-capacity curves. Velocity and shear stresses fields which were plotted for pump operating mode revealed stagnation and potential hemolysis zones presence. In the future we plan to use the data to improve axial LVAD design to satisfy such criteria as maximization of coefficient of efficiency and minimization of hemolysis.

References

1. Kyo S. *Ventricular assist devices in advanced-stage heart failure*. Springer Japan, 2014. 145 p. DOI: [10.1007/978-4-431-54466-1](https://doi.org/10.1007/978-4-431-54466-1)
2. Milano C.A., Simeone A.A. Mechanical circulatory support: devices, outcomes and complications. *Heart Failure Reviews*, 2013, vol. 18, no. 1, pp. 35-53. DOI: [10.1007/s10741-012-9303-5](https://doi.org/10.1007/s10741-012-9303-5)
3. Hetzer R., Henning E., Loebe M., eds. *Mechanical Circulatory Support: In Children. Towards Myocardial Recovery. Permanent*. Springer Science & Business Media, 2012. 224 p.

4. Bogdanova Yu.V., Guskov A.M. Left ventricular assist device (lvad) design features: literature review. *Nauka i obrazovanie MGTU im. N.E. Bauman* = *Science and Education of the Bauman MSTU*, 2014, no. 3, pp. 162-187. DOI: [10.7463/0314.0705250](https://doi.org/10.7463/0314.0705250)
5. Kirklin J.K., Naftel D.C., Kormos R.L., Stevenson L.W., Pagani F.D., Miller M.A., Baldwin J.T., Young J.B. 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, no. 2, pp. 141-156. DOI: [10.1016/j.healun.2012.12.004](https://doi.org/10.1016/j.healun.2012.12.004)
6. Regirer S.A. *Leksii po biologicheskoi mekhanike Ch.1* [Lectures on biological mechanics. Pt. 1]. Moscow, MSU Publ., 1980. 144 p. (in Russian).
7. Itkin G.P. *Biofizika krovoobrashcheniya* [Biophysics of blood circulation]. Moscow, MAI Publ., 2002. 92 p. (in Russian).
8. Baskurt O.K., Hardeman M.R., Rampling M.W., Meiselman H.J., eds. *Handbook of Hemorheology and Hemodynamics*. IOS Press, 2007. 468 p. (Ser. *Biomedical and Health Research*; vol. 69).
9. Boyd J., Buick J. M., Green S. Analysis of the Casson and Carreau-Yasuda non-Newtonian blood models in steady and oscillatory flows using the lattice Boltzmann method. *Physics of Fluids*, 2007, vol. 19, no. 9, art. no. 093103. DOI: [10.1063/1.2772250](https://doi.org/10.1063/1.2772250)
10. Cho Y.I., Kensey K.R. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows. *Biorheology*, 1991, vol. 28, no. 3-4, pp. 241-262.
11. Shaik E., Hoffmann K.A., Dietiker J.F. Numerical flow simulations of blood in arteries. *4th AIAA Aerospace Science Meeting and Exhibit*, 2006, pp. 294-307. DOI: [10.2514/6.2006-294](https://doi.org/10.2514/6.2006-294)
12. Banin E.P., Gus'kov A.M., Sorokin F.D. Analysis of Contemporary Methods for Designing Rotary Type Ventricular Assist Devices. *Nauka i obrazovanie MGTU im. N.E. Bauman* = *Science and Education of the Bauman MSTU*, 2015, no. 2, pp. 250-268. DOI: [10.7463/0215.0755225](https://doi.org/10.7463/0215.0755225) (in Russian).
13. Su B., Chua L.P., Lim T.M., Zhou T. Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow ventricular assist device using computational fluid dynamics. *Artificial Organs*, 2010, vol. 34, no. 9, pp. 745-759. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x)
14. Wu J., Antaki J.F., Verkaik J., Snyder S., Ricci M. Computational fluid dynamics-based design optimization for an implantable miniature Maglev pediatric ventricular assist device. *Journal of Fluids Engineering*, 2012, vol. 134, no. 4. Art. no. 041101. DOI: [10.1115/1.4005765](https://doi.org/10.1115/1.4005765)
15. Zhang L., Jia Y., Zhang W., Wang Y., Zhao Q. Numerical Simulation Investigation on Flow Field of Axial Blood Pump. In book: *Advances in Computer Science and Engineering*. Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 223-229. DOI: [10.1007/978-3-642-27948-5_31](https://doi.org/10.1007/978-3-642-27948-5_31)
16. Song X., Wood H.G., Day S.W., Olsen D.B. Studies of turbulence models in a computational fluid dynamics model of a blood pump. *Artificial Organs*, 2003, vol. 27, no. 10, pp. 935-937. DOI: [10.1046/j.1525-1594.2003.00025.x](https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2003.00025.x)

17. Fan H.M., Hong F.W., Zhang G.P., Liang Y.E., Liu Z.M. Applications of CFD technique in the design and flow analysis of implantable axial flow blood pump. *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, 2010, vol. 22, no. 4, pp. 518-525. DOI: [10.1016/S1001-6058\(09\)60084-6](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(09)60084-6)
18. Fan H., Hong F., Zhou L., Chen Y., Ye L., Liu Z. Design of implantable axial-flow blood pump and numerical studies on its performance. *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, 2009, vol. 21, no. 4, pp. 445-452. DOI: [10.1016/S1001-6058\(08\)60170-5](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(08)60170-5)
19. Zhang D., Shi W., Chen B., Guan X. Unsteady flow analysis and experimental investigation of axial-flow pump. *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, 2010, vol. 22, no. 1, pp. 35-43. DOI: [10.1016/S1001-6058\(09\)60025-1](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(09)60025-1)
20. Wilcox D.C. *Turbulence modeling for CFD*. La Canada, CA, DCW Industries, 1998, pp. 103-217.
21. Menter F.R. Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications. *AIAA journal*, 1994, vol. 32, no. 8, pp. 1598-1605. DOI: [10.2514/3.12149](https://doi.org/10.2514/3.12149)
22. Behbahani M., Behr M., Hormes M., Steinseifer U., Arora D., Coronado O., Pasqualia M. A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps. *European Journal of Applied Mathematics*, 2009, vol. 20, iss. 4, pp. 363-397. DOI: [10.1017/S09567925090007839](https://doi.org/10.1017/S09567925090007839)
23. Yang X.C., Zhang Y., Gui X.M., Hu S.S. Computational Fluid Dynamics-Based Hydraulic and Hemolytic Analyses of a Novel Left Ventricular Assist Blood Pump. *Artificial Organs*, 2011, vol. 35, no. 10, pp. 948-955. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2011.01203.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2011.01203.x)
24. Toptop K., Kadipasaoglu K.A. Design and Numeric Evaluation of a Novel Axial-Flow Left Ventricular Assist Device. *ASAIO Journal*, 2013, vol. 59, no. 3, pp. 230-239. DOI: [10.1097/MAT.0b013e31828a6bc1](https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e31828a6bc1)
25. Song X., Untaroiu A., Wood H.G., Allaire P.E., Throckmorton A.L., Amy L., Day S.W., Olsen D.B. Design and transient computational fluid dynamics study of a continuous axial flow ventricular assist device. *ASAIO Journal*, 2004, vol. 50, no. 3, pp. 215-224. DOI: [10.1097/01.MAT.0000124954.69612.83](https://doi.org/10.1097/01.MAT.0000124954.69612.83)