



ВЛИЯНИЕ РЕЖИМА РАБОТЫ ЦЕНТРОБЕЖНОГО НАСОСА СИСТЕМ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОЙ МЕМБРАННОЙ ОКСИГЕНАЦИИ НА ПОВРЕЖДЕНИЕ КРОВИ В НЕМ

М. С. Исаева¹, А. И. Петров¹, Е. П. Банин²

¹Московский государственный технический университет имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет), Россия, 105005, г. Москва, ул. 2-я Бауманская, д. 5, стр. 1

²Научно-исследовательский центр «Курчатовский институт», Россия, 123182, г. Москва, пл. Академика Курчатова, д. 1

Одной из ключевых задач при разработке насосов вспомогательного кровообращения является учет его взаимодействия с компонентами крови и их соответствующее повреждение. Традиционно в инженерной практике принято учитывать только один параметр повреждения (гемолиз или тромбоз). Однако невозможно однозначно утверждать, какой именно параметр, и при каких условиях будет наиболее опасным. Более того, в процессе эксплуатации систем вспомогательного кровообращения в зависимости от состояния пациента входящие в них насосы работают на разных режимах, что сказывается на значениях параметров повреждения крови. В рамках данного исследования проведено численное моделирование работы насоса на разных режимах (по расходу и частоте вращения ротора) и произведена оценка соответствующего изменения величин одновременно двух параметров повреждения крови: гемолиза и тромбоза. Установлено, что в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения изменяются и наиболее опасные режимы работы: гемолиз продемонстрировал наибольшую зависимость от частоты вращения (ее увеличение в три раза привело к увеличению гемолиза в 120 раз), а тромбоз — от расхода (его уменьшение в девять раз привело к увеличению параметра тромбоза в шесть раз). Также отмечено, что вне зависимости от учитываемого параметра повреждения наибольший вклад в повреждение крови вносил отвод, однако баланс между вкладом элементов (рабочего колеса и отвода) перераспределялся в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения. Полученные результаты продемонстрировали, что для создания безопасного насоса вспомогательного кровообращения в процессе его проектирования и оптимизации необходимо одновременно учитывать и гемолиз, и тромбоз, а также динамику эксплуатации системы.

Ключевые слова: численное моделирование, центробежный насос, гемолиз, тромбоз, режим работы, касательное напряжение, кровь.

Введение

Одной из ключевых особенностей проектирования насосов для систем экстракорпоральной мембранной оксигенации (далее — ЭКМО) является учет свойств рабочей среды — крови, в частности учет повреждения компонентов крови вследствие контакта с механическим устройством. В качестве причин такого повреждения принято рассматривать взаимодействие с чужеродной поверхностью [1–3], а также механическое воздействие со стороны насоса [4–7]. Последствия взаимодействия с чужеродной поверхностью могут быть частично уменьшены путем применения специальных биосовместимых покрытий, которые наносятся на контактирующие с кровью поверхности. Вопрос уменьшения влияния механического воздействия требует учета на этапе проектирования устройства.

Механическое воздействие со стороны насоса приводит к нефизиологическому повреждению компонентов крови и связанным с этим осложнениям [8]. Так, повреждение эритроцитов приводит к сосудистой дисфункции, повреждению сосудов,

нарушениям гемостаза, гиперкоагуляции и пр. Повреждение тромбоцитов приводит к повышению их адгезии, нарушению функции гемостаза. Повреждение фактора фон Виллебранда также снижает функцию гемостаза. Повреждение лейкоцитов нарушает работу иммунного ответа, приводит к развитию патологических и воспалительных процессов. Таким образом, в результате повреждения компонентов крови под действием механического воздействия насоса у пациентов фиксируются такие осложнения, как тромбоз, внутренние кровотечения, инфекции и пр., которые являются основными причинами смертности пациентов при использовании систем ЭКМО.

При проектировании насосов вспомогательного кровообращения учет механического воздействия на кровь зачастую сводится к оценке таких параметров, как гемолиз [9, 10] или тромбоз [11]. Чаще всего исследователи рассматривают эти явления по-отдельности, что связано с пробелами в понимании биомеханики процессов, сложностью и не идеальностью используемых математических моделей, описывающих каждое из явлений, трудоемкостью

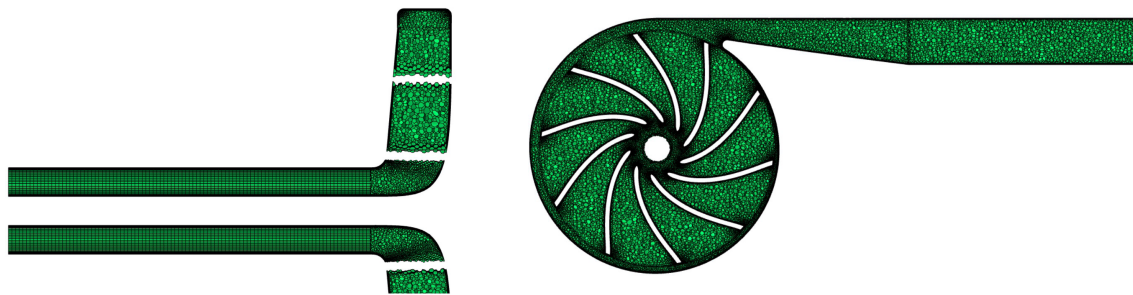


Рис. 1. Внешний вид расчетной сетки в сечениях насоса
Fig. 1. Computational grid on pump section planes

их реализации в инженерной практике, особенно на этапе оптимизации геометрии. Однако в клинической практике системы ЭКМО подвержены гемолизу и тромбозу одновременно.

Дать однозначное заключение о том, какое из этих явлений в каждом отдельном случае сопровождается наибольшими рисками для пациента, невозможно, поэтому при проектировании устройств, входящих в такие системы, следует стремиться одновременно учитывать развитие в них и гемолиза, и тромбоза.

Гемолиз — разрушение мембраны эритроцита, сопровождающееся высвобождением в плазму крови гемоглобина [12]. Причинами такого разрушения мембраны эритроцита могут выступать различные механизмы: истирание (взаимодействие со стенками), межклеточные столкновения, взаимодействие с потоком (сдвиговой механизм) и пр.

При проектировании насосов систем вспомогательного кровообращения зачастую рассматривается сдвиговой гемолиз [13], который возникает как следствие воздействия на мембрану эритроцита касательных напряжений в течение некоторого промежутка времени, все прочие механизмы принято считать менее значимыми. В литературе известны различные способы оценки величины сдвигового гемолиза численными методами [14–17], наиболее распространенным в инженерной практике является использование степенного закона, предложенного в работе [18]. Несмотря на ряд недостатков (закон получен для ламинарного течения, для течения в устройствах простой геометрии и пр.), такой подход позволяет проводить качественное сравнение вариантов между собой на этапе оптимизации геометрии и при этом является оптимальным с точки зрения его ресурсоемкости.

Тромбоз — образование и осаждение в кровеносных сосудах тромбов, замедляющих или останавливающих нормальную циркуляцию крови [19]. Формирование таких тромбов (сгустков тромбоцитов) происходит как следствие активации тромбоцитов. Причинами активации тромбоцитов могут выступать различные факторы: от молекулярного взаимодействия протеинов и ферментов плазмы крови в коагуляционном каскаде до нефизиологических условий потока. Для оценки тромбоза при проектировании насосов вспомогательного кровообращения используются различные подходы, отличающиеся в основном учитываемыми в моделях явлениями (активация тромбоцитов под действием механических факторов, химические процессы, осаждение тромбов и т.д.) [20–22].

Цель исследования. Определить влияние режима работы насоса на параметры повреждения крови в нем (гемолиз и тромбоз).

Описание математической модели

В качестве объекта исследования рассмотрен новый центробежный насос для систем ЭКМО. Насос состоит из цилиндрического входного участка, закрытого рабочего колеса и спирального отвода.

Расчетная сетка построена на основе полиэдрических элементов с дополнительным измельчением в области у твердой стенки. По результатам исследования сеточной сходимости выбрана расчетная сетка, внешний вид которой показан на рис. 1, ее объем составил ~ 3 млн ячеек.

Для описания гидродинамики потока в проточной части насоса в каждой ячейке расчетной сетки производилось решение системы дифференциальных уравнений, включающей уравнения неразрывности, уравнения сохранения количества движения и уравнения для k - w SST модели турбулентности.

В качестве рабочей жидкости рассмотрена среда, аналогичная по своим свойствам человеческой крови, т.е. неньютоновская жидкость с плотностью $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$, вязкость которой зависит от скорости сдвига. Для описания закона изменения вязкости крови использована модель Каро-Яшида [23]:

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

где $\lambda = 1,902 \text{ с}$, $a = 1,25$, $n = 0,22$ — эмпирические константы [24];

$\mu_0 = 0,056 \text{ Па} \cdot \text{с}$ — вязкость при бесконечно малой скорости сдвига [24];

$\mu_{\infty} = 0,00345 \text{ Па} \cdot \text{с}$ — вязкость при бесконечно большой скорости сдвига [24];

$\dot{\gamma}$ — скорость сдвига.

В качестве граничных условий на входной границе было задано значение расхода, на выходной — давление на выходе. Поскольку подобные насосы работают в широком диапазоне рабочих режимов как по расходу, так и по частоте вращения, то при моделировании работа насоса рассмотрена на нескольких режимах:

— при постоянной частоте вращения $n = 2900 \text{ об/мин}$ и переменном расходе Q от 1 л/мин до 9 л/мин с шагом 1 л/мин ;

— при постоянном расходе $Q = 5 \text{ л/мин}$ и переменной частоте вращения n от 1450 об/мин до 4350 об/мин с шагом $\approx 500 \text{ об/мин}$.

Оценка гемолиза проведена с использованием индекса гемолиза, линеаризованного по времени [15]:

$$HI = C^{1/a} \cdot \tau^{\beta/a},$$

где $C = 3,62 \cdot 10^{-5}$; $\beta = 2,416$; $\alpha = 0,785$ — эмпирические константы [18];

τ — эквивалентное сдвиговое напряжение по Мизесу [25].

Оценка тромбоза проведена путем оценки концентрации активированных тромбоцитов в проточной части, приведенной к их начальной концентрации. Учитывалась активация тромбоцитов как результат воздействия механических факторов (через степенную зависимость от касательных напряжений) и химического фактора (активация за счет превышения концентрации аденозиндифосфата предельных значений) [26]:

$$PAR = A_C PN + A_M (PA + PN),$$

где A_C — химический фактор активации;

PN — концентрация неактивированных тромбоцитов;

A_M — механический фактор активации.

$$A_C = \begin{cases} \frac{ADP}{ADP_t \cdot t_{ADP}}, & |ADP \geq ADP_t, \\ 0, & |ADP < ADP_t, \end{cases}$$

где ADP — концентрация аденозиндифосфата;

$ADP_t = 2 \cdot 10^{-3}$ мол/м³ — предельное значение концентрации аденозиндифосфата;

$t_{ADP} = 1$ с — характерное время активации тромбоцита.

$$A_M = (1 - \varphi_t) C^{\frac{1}{\beta}} \cdot \beta \cdot \varphi_t^{\frac{\beta-1}{\beta}} \cdot \tau^{\frac{\alpha}{\beta}},$$

где $\varphi_t = \frac{PA}{PA + PN}$ — содержание активированных тромбоцитов в общем объеме тромбоцитов;

$C = 1,4854 \cdot 10^{-7}$; $\beta = 1,4401$; $\alpha = 1,4854$ — эмпирические константы [20];

τ — эквивалентное сдвиговое напряжение по Мизесу [25].

В качестве начальных условий при моделировании были указаны концентрации активированных тромбоцитов $PA_{init} = 2,5 \cdot 10^{13}$ 1/м³, неактивированных тромбоцитов $PN_{init} = 47,5 \cdot 10^{13}$ 1/м³ и аденозиндифосфата $ADP_{init} = 0$ мол/м³ [20].

Поскольку уравнения математической модели, описывающей гемолиз и тромбоз, не учитывали развитие процессов во времени, то решение задачи в нестационарной постановке не привело бы к качественно иным результатам, но при этом значительно увеличило бы трудоемкость задачи, поэтому для каждого режима работы насоса мо-

делирование проведено в стационарной постановке.

Разработанная модель проводила оценку гемолиза и тромбоза с использованием подхода Эйлера, т.е. сдвиговое напряжение оценивалось через интеграл по объему всей расчетной области, а не для каждой частицы отдельно [15, 26].

Результаты моделирования

По результатам численного моделирования построены гистограммы, отражающие влияние режима работы насоса на величину индекса гемолиза и концентрации активированных тромбоцитов, показанные на рис. 2.

По данным рис. 2 можно заключить, что изменение режима работы насоса по расходу по-разному влияет на величины гемолиза и тромбоза: гемолиз остается примерно на одном уровне вне зависимости от расхода через насос (значения изменялись в среднем на 8 %), тогда как тромбоз уменьшается при увеличении расхода в среднем в шесть раз. При этом изменение режима работы по частоте вращения ротора одинаково влияет как на величину гемолиза, так и на величину тромбоза: при увеличении частоты вращения ротора они увеличиваются. Гемолиз демонстрирует более резкое изменение своей величины, чем тромбоз, при изменении частоты вращения в три раза гемолиз увеличился в 120 раз, при этом тромбоз — лишь в семь раз, что указывает на большую зависимость гемолиза от частоты вращения ротора. По абсолютной величине наибольшие значения гемолиза получены для режимов с наиболее высокой частотой вращения ротора, а наибольшие значения тромбоза — для режимов с наименьшим расходом. Следовательно, в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения крови изменяется и наиболее опасный для пациента режим работы насоса, т.е. можно утверждать, что учет лишь одного параметра повреждения крови недостаточен для проектирования безопасного устройства.

Дополнительно рассмотрен вклад каждого из элементов насоса (рабочего колеса и отвода) в повреждение крови, показанный на рис. 3 и рис. 4.

Результаты рис. 3 и рис. 4 показали, что для рассмотренной геометрии проточной части насоса вне зависимости от режима его работы и учитываемого параметра повреждения крови наибольший вклад в ее повреждение внёс отвод. Индекс гемолиза в отводе в среднем в девять раз превосходил соответствующее значение в рабочем колесе, при этом вклад отвода и рабочего колеса в активацию тром-

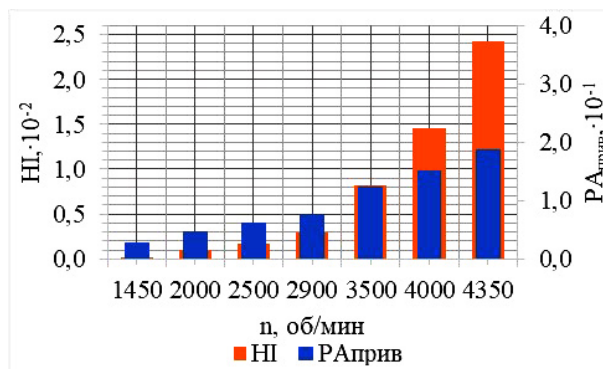
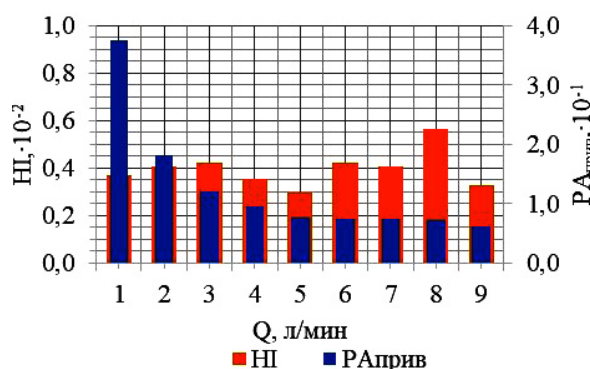


Рис. 2. Распределение HI и $PA_{прив}$ в зависимости от расхода (слева) и частоты вращения ротора (справа)
Fig. 2. Distribution of HI and $PA_{прив}$ values depending on flow rate (left) and rotational speed (right)

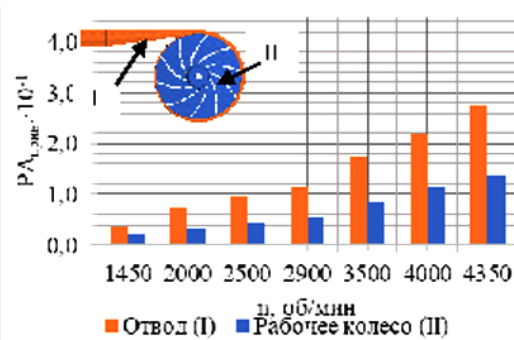
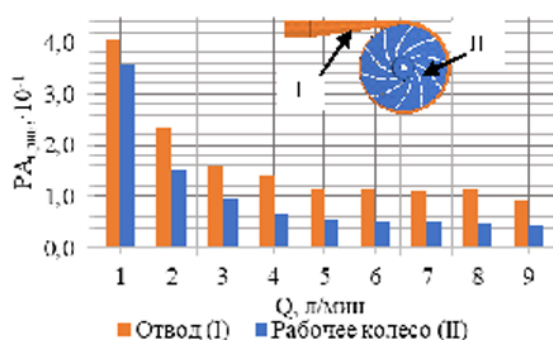


Рис. 3. Распределение $RA_{\text{элем}}$ в элементах насоса в зависимости от расхода (слева) и частоты вращения ротора (справа)
Fig. 3. Distribution of $RA_{\text{элем}}$ values in the pump elements depending on flow rate (left) and rotational speed (right)

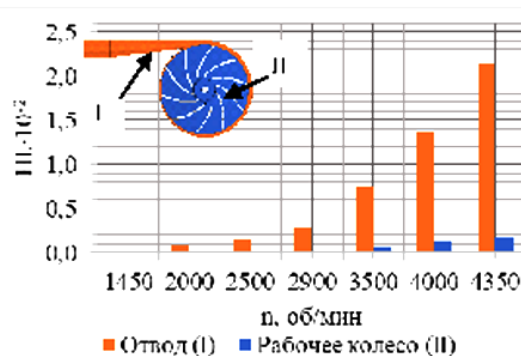
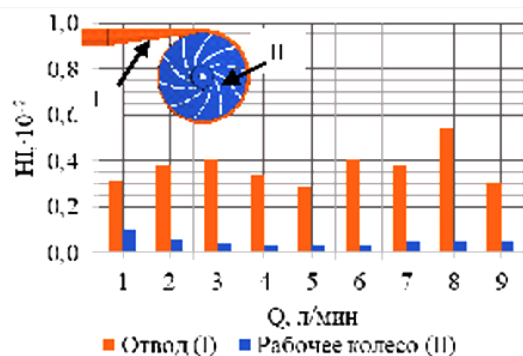


Рис. 4. Распределение HI в элементах насоса в зависимости от расхода (слева) и частоты вращения ротора (справа)
Fig. 4. Distribution of HI values in the pump elements depending on flow rate (left) and rotational speed (right)

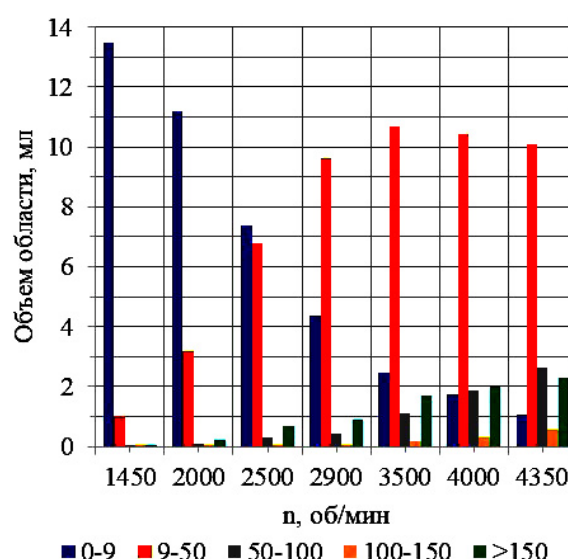
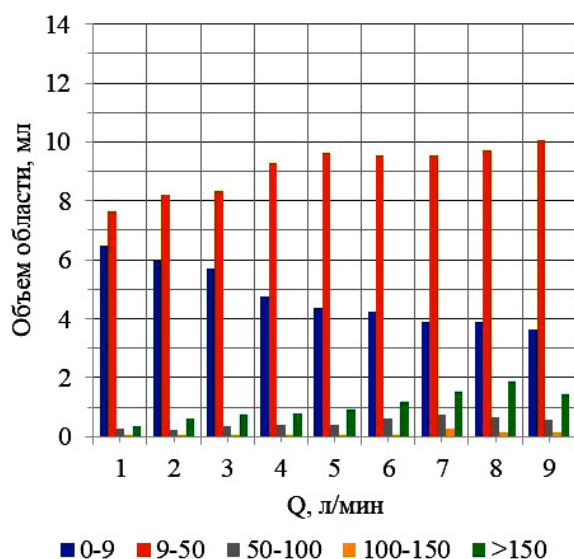


Рис. 5. Распределение объема областей, занимаемых определенным уровнем касательных напряжений, в зависимости от расхода (слева) и частоты вращения ротора (справа)
Fig. 5. Distribution of the volume of areas occupied by a certain level of shear stresses depending on flow rate (left) and rotational speed (right)

боцитов распределен более равномерно: значения для отвода превысили соответствующие значения для колеса в среднем в два раза. Таким образом, вклад элементов насоса в повреждение крови может перераспределяться в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения, следовательно, при оптимизации отдельных элементов геометрии насоса использование только одного критерия для учета повреждения крови недостаточно.

Так как большинство моделей учета повреждения крови в пределе сводят степень повреждения к величине касательных напряжений, действующих на компоненты крови, то было рассмотрено влияние режима работы насоса на распределение уровней касательных напряжений в его проточной части, как показано на рис. 5.

Анализируя данные рис. 5, можно заключить, что в рассмотренном насосе, вне зависимости



от режима его работы, наибольший объем занимали области с касательными напряжениями, не превышающими 50 Па, при этом увеличение расхода/частоты вращения ротора приводило к уменьшению областей с касательными напряжениями до 9 Па и увеличению областей с касательными напряжениями выше 9 Па. Наиболее опасными для компонентов крови принято считать области с касательными напряжениями выше 150 Па. Увеличение расхода/частоты вращения ротора приводило к увеличению объема этих областей, причем по абсолютным величинам наиболее опасными были режимы повышенной частоты вращения.

Выводы

Анализ влияния режима работы центробежного насоса систем ЭКМО на повреждение крови в нем показал, что в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения крови изменялся наиболее опасный режим работы насоса. Так, например, при учете повреждения крови через параметр гемолиза, наиболее опасным было изменение частоты вращения ротора — ее увеличение в три раза привело к увеличению индекса гемолиза в 120 раз. При этом при учете повреждения крови через параметр тромбоза наиболее опасным было изменение расхода через насос — его уменьшение в девять раз привело к увеличению концентрации активированных тромбоцитов в шесть раз.

С точки зрения вклада отдельных элементов рассмотренного насоса в повреждение крови в нем, наибольшее влияние вне зависимости от режима работы и параметра повреждения внёс отвод. Это может быть связано как с большими по сравнению с рабочим колесом скоростями потока в этой области (а значит, и большим касательным напряжением), так и с недостаточным согласованием геометрических параметров рабочего колеса и отвода в рассмотренном насосе. При этом баланс между вкладом каждого из элементов насоса в повреждение крови изменялся в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения: с точки зрения гемолиза рабочее колесо не вносило практически никакого вклада в повреждение крови, при этом с точки зрения тромбоза вклады отвода и рабочего колеса были сопоставимы.

Изменение режима работы насоса как по расходу, так и по частоте вращения ротора привело к перераспределению объема областей, занимаемых касательными напряжениями разных уровней, в проточной части. Причем увеличение и расхода, и частоты вращения привело к увеличению областей с наиболее опасными напряжениями выше 150 Па.

Таким образом, по результатам проведенного исследования можно однозначно заключить, что при разработке насосов систем вспомогательного кровообращения необходимо одновременно учитывать и гемолиз, и тромбоз. Учет только одного критерия недостаточен для создания безопасного медицинского устройства. При этом необходимо учитывать и динамику эксплуатации системы, т.е. включать в рассмотрение предполагаемые изменения в рабочих режимах.

Следует отметить, что в рамках исследования учет тромбоза проведен только через учет изменения концентрации активированных тромбоцитов. На практике активация тромбоцитов не обязательно приводит к тромбозу, для более точной оценки

рисков тромбоза в контуре следует учитывать процесс последующего формирования сгустка из активированных тромбоцитов, его рост и осаждение. На данный момент учет таких явлений осложняется отсутствием в научном сообществе однозначного понимания биомеханики этих процессов и отсутствием математической модели, описывающей каждое из этих явлений, которая могла бы быть применена не только в рамках углубленного изучения биомеханики крови, но и в инженерной практике при проектировании медицинских устройств.

Благодарности

Исследование и подготовка публикации проведены при частичной финансовой поддержке Госзадания Научно-исследовательского центра «Курчатовский институт» в части проведения математического моделирования и оценки гемолиза и тромбоза.

Список источников

1. Nandakumar D., Bendavid A., Martin P. J. [et al.]. Fabrication of Semiorordered Nanopatterned Diamond-like Carbon and Titania Films for Blood Contacting Applications // *ACS Applied Materials & Interfaces*. 2016. Vol. 8 (11). P. 6802–6810. DOI: 10.1021/acsami.5b11614.
2. Gorbet M. B., Sefton M. V. Biomaterial-associated thrombosis: roles of coagulation factors, complement, platelets and leukocytes // *Biomaterials*. 2004. Vol. 25 (26). P. 5681–5703. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.01.023.
3. Gorbet M., Sperling C., Maitz M. F. [et al.]. The blood compatibility challenge. Part 3: Material associated activation of blood cascades and cells // *Acta Biomater*. 2019. Vol. 94 (1). P. 25–32. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.020.
4. Mei X., Lu B., Wu P., Zhang L. In vitro study of red blood cell and VWF damage in mechanical circulatory support devices based on blood-shearing platform // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H. Journal of Engineering in Medicine*. 2022 Vol. 236 (6). P. 860–866. DOI: 10.1177/09544119221088420.
5. Nakahara T., Yoshida F. Mechanical effects on rates of hemolysis // *J Biomed Mater Res*. 1986. Vol. 20 (3). P. 363–374. DOI: 10.1002/jbm.820200308.
6. Yen J. H., Chen S. F., Chern M. K., Lu P. C. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis // *International Journal of Artificial Organs*. 2014. Vol. 17 (2). P. 178–185. DOI: 10.1007/s10047-014-0755-3.
7. Chan C. H. H., Simmonds M. J., Fraser K. H. Discrete responses of erythrocytes, platelets, and von Willebrand factor to shear // *Journal of Biomechanics*. 2022. Vol. 130. 110898. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110898.
8. Chen Z., Sun A., Wang H. Non-physiological shear stress-induced blood damage in ventricular assist device // *Medicine in Novel Technology and Devices*. 2019. Vol. 3. 100024. DOI: 10.1016/j.medntd.2019.100024.
9. Köhne I. Haemolysis induced by mechanical circulatory support devices: unsolved problems // *Perfusion*. 2020. Vol. 35 (6). P. 474–483. DOI: 10.1177/0267659120931307.
10. Боярский Г. Г. Разработка метода проектирования микронасосов для систем поддержки кровообращения: дис. ... канд. техн. наук. Москва, 2022. 125 с.
11. Stulak J. M., Sharma S., Maltais S. Management of pump thrombosis in patients with left ventricular assist devices // *American Journal of Cardiovascular Drugs*. 2015. Vol. 15 (2). P. 89–94. DOI: 10.1007/s40256-014-0102-3. PMID: 25567787.
12. Najeau Y., Dresch C. Physiologie de l'hémolyse // *Revue du Praticien*. 1965. Vol. 15 (23). P. 2989–2994.

13. Левтов В. А., Ригидер С. А., Шадрина Н. Х. Реология крови. Москва: Медицина, 1982. 269 с.
14. Baldwin A. C. W. [et al.]. Nonidentical Continuous-Flow Devices for Biventricular Support // *Texas Heart Institute Journal*. 2017. № 2 (44). P. 141 – 143. DOI: 10.14503/THIJ-16-5878.
15. Garon A., Farinas M. I. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation // *Artificial Organs*. 2004. Vol. 28 (11). P. 1016 – 1025. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2004.00026.x.
16. Mantegazza A., Tobin N., Manning K. B., Craven B. A. Examining the universality of the hemolysis power law model from simulations of the FDA nozzle using calibrated model coefficients // *Biomech Model Mechanobiol*. 2023. Vol. 22 (2). P. 433 – 451. DOI: 10.1007/s10237-022-01655-5.
17. Gu L., Smith W. Evaluation of computational models for hemolysis estimation // *ASAIO Journal*. 2005. Vol. 51 (3). P. 202 – 207. DOI: 10.1097/01.MAT.0000161939.29905.93.
18. 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. Vol. 13 (5). P. 300 – 306.
19. Asakura H. [Pathophysiology and classification of thrombosis] // *Nihon Rinsho. Japanese Journal of Clinical Medicine*. 2014. Vol. 72 (7). P. 1184 – 1190.
20. Taylor J. O., Meyer R. S., Deutsch S., Manning K. B. Development of a computational model for macroscopic predictions of device-induced thrombosis // *Biomech Model Mechanobiol*. 2016. Vol. 15 (6). P. 1713 – 1731. DOI: 10.1007/s10237-016-0793-2.
21. Wenyu J., Huanbao L., Ping N. [et al.]. Design and preparation of an artificial vascular scaffold with internal surface modification // *Artificial Organs*. 2024. Vol. 48. DOI: 10.1111/aor.14707.
22. Dai W. F., Wu P., Liu G. M. A two-phase flow approach for modeling blood stasis and estimating the thrombosis potential of a ventricular assist device // *International Journal of Artificial Organs*. 2021. Vol. 44 (7). P. 471 – 480. DOI: 10.1177/0391398820975405.
23. 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 (1994-present)*. 2007. Vol. 19, № 9. P. 093103. DOI: 10.1063/1.2772250.
24. Bird R. B., Armstrong R. C., Hassager O. Dynamics of polymeric liquids. In 2 vols. Vol. 1. Fluid mechanics. 2nd ed. United States, 1987. 672 p.
25. Bludszuweit C. Model for a general mechanical blood damage prediction // *Artificial Organs*. 1995. Vol. 19 (7). P. 583-589. DOI: 10.1111/j.1525-1594.1995.tb02385.x.
26. Blum C., Gross-Hardt S., Steinseifer U., Neidlin M. An Accelerated Thrombosis Model for Computational Fluid Dynamics Simulations in Rotary Blood Pumps // *Cardiovascular Engineering and Technology*. 2022. Vol. 13. DOI: 10.1007/s13239-021-00606-y.
- ИСАЕВА Мария Сергеевна**, младший научный сотрудник НИИ ЭМ 3.4 Московского государственного технического университета имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет) (МГТУ имени Н. Э. Баумана), г. Москва.
SPIN-код: 5727-7427
ORCID: 0000-0001-5954-2320
Адрес для переписки: mariya.kuleshova.92@gmail.com
- ПЕТРОВ Алексей Игоревич**, кандидат технических наук, доцент кафедры Э 10 «Гидромеханика, гидромашины и гидропневмоавтоматика» МГТУ имени Н. Э. Баумана, г. Москва.
SPIN-код: 7172-0320
ORCID: 0000-0001-8048-8170
Адрес для переписки: alexeypetrov@bmstu.ru
- БАНИН Евгений Петрович**, кандидат технических наук, научный сотрудник лаборатории полимерных материалов Курчатова комплекса НБИКС-технологий Научно-исследовательского центра «Курчатовский институт», г. Москва.
SPIN-код: 4142-2918
ORCID: 0000-0002-7006-2990
Адрес для переписки: evgbanin@gmail.com

Для цитирования

Исаева М. С., Петров А. И., Банин Е. П. Влияние режима работы центробежного насоса систем экстракорпоральной мембранной оксигенации на повреждение крови в нем // Омский научный вестник. Сер. Авиационно-ракетное и энергетическое машиностроение. 2024. Т. 8, № 4. С. 46 – 53. DOI: 10.25206/2588-0373-2024-8-4-46-53.

Статья поступила в редакцию 06.09.2024 г.
© М. С. Исаева, А. И. Петров, Е. П. Банин



INFLUENCE OF THE EXTRACORPOREAL MEMBRANE OXYGENATION SYSTEM CENTRIFUGAL PUMP OPERATION MODE ON BLOOD DAMAGE

M. S. Isaeva¹, A. I. Petrov¹, Ye. P. Banin²

¹Bauman Moscow State Technical University,
Russia, Moscow, 2nd Baumanskaya St., 5, bld. 1, 105005

²National Research Center «Kurchatov Institute»,
Russia, Moscow, Akademika Kurchatova Squ., 1, 123182

One of the key tasks in the development of mechanical circulatory support pump is to take into account its interaction with blood components and their corresponding damage. Within the framework of this study, numerical modeling of the pump operation in different modes is carried out and an assessment of the corresponding change in the values of hemolysis and thrombosis is made. It is found that the most dangerous operating modes also change depending on the parameter under consideration: hemolysis demonstrated the greatest dependence on rotation rate, thrombosis — on flow rate. It is also noted that regardless of the damage parameter taken into account, the greatest contribution to blood damage is made by volute, but the balance between the contribution of the pump elements vary depending on the damage parameter under consideration. The obtained results demonstrate that in order to create a safe mechanical circulatory support pump, during its design and optimization process it is necessary to take into account both hemolysis and thrombosis, as well as the dynamics of system operation.

Keywords: CFD, centrifugal pump, hemolysis, thrombosis, operation mode, shear stress, blood.

Acknowledgments

The research was partially supported by National Research Center «Kurchatov Institute» in terms of assessment of hemolysis and thrombosis.

References

1. Nandakumar D., Bendavid A., Martin P. J. [et al.]. Fabrication of Semiorordered Nanopatterned Diamond-like Carbon and Titania Films for Blood Contacting Applications // *ACS Applied Materials & Interfaces*. 2016. Vol. 8 (11). P. 6802–6810. DOI: 10.1021/acsami.5b11614. (In Engl.).
2. Gorbet M. B., Sefton M. V. Biomaterial-associated thrombosis: roles of coagulation factors, complement, platelets and leukocytes // *Biomaterials*. 2004. Vol. 25 (26). P. 5681–5703. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.01.023. (In Engl.).
3. Gorbet M., Sperling C., Maitz M. F. [et al.]. The blood compatibility challenge. Part 3: Material associated activation of blood cascades and cells // *Acta Biomater*. 2019. Vol. 94 (1). P. 25–32. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.020. (In Engl.).
4. Mei X., Lu B., Wu P., Zhang L. In vitro study of red blood cell and VWF damage in mechanical circulatory support devices based on blood-shearing platform // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H. Journal of Engineering in Medicine*. 2022 Vol. 236 (6). P. 860–866. DOI: 10.1177/09544119221088420. (In Engl.).
5. Nakahara T., Yoshida F. Mechanical effects on rates of hemolysis // *J Biomed Mater Res*. 1986. Vol. 20 (3). P. 363–374. DOI: 10.1002/jbm.820200308. (In Engl.).
6. Yen J. H., Chen S. F., Chern M. K., Lu P. C. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis // *International Journal of Artificial Organs*. 2014. Vol. 17 (2). P. 178–185. DOI: 10.1007/s10047-014-0755-3. (In Engl.).

7. Chan C. H. H., Simmonds M. J., Fraser K. H. Discrete responses of erythrocytes, platelets, and von Willebrand factor to shear // *Journal of Biomechanics*. 2022. Vol. 130. 110898. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110898. (In Engl.).
8. Chen Z., Sun A., Wang H. Non-physiological shear stress-induced blood damage in ventricular assist device // *Medicine in Novel Technology and Devices*. 2019. Vol. 3. 100024. DOI: 10.1016/j.medntd.2019.100024. (In Engl.).
9. Köhne I. Haemolysis induced by mechanical circulatory support devices: unsolved problems // *Perfusion*. 2020. Vol. 35 (6). P. 474–483. DOI: 10.1177/0267659120931307. (In Engl.).
10. Boyarsky G. G. Razrabotka metoda proyektirovaniya mikronasosov dlya sistem podderzhki krovoobrashcheniya [Development of a design method for micropumps for circulatory support systems]. Moscow, 2022. 125 p. (In Russ.).
11. Stulak J. M., Sharma S., Maltais S. Management of pump thrombosis in patients with left ventricular assist devices // *American Journal of Cardiovascular Drugs*. 2015. Vol. 15 (2). P. 89–94. DOI: 10.1007/s40256-014-0102-3. PMID: 25567787. (In Engl.).
12. Najean Y., Dresch C. Physiologie de l'hémolyse [Physiology of hemolysis] // *Revue du Praticien*. 1965. Vol. 15 (23). P. 2989–2994. (In Fr.).
13. Levitov V. A., Regider S. A., Shadrina N. Kh. Reologiya krov [Blood rheology]. Moscow, 1982. 269 p. (In Russ.).
14. Baldwin A. C. W. [et al.]. Nonidentical Continuous-Flow Devices for Biventricular Support // *Texas Heart Institute Journal*. 2017. No. 2 (44). P. 141–143. DOI: 10.14503/THIJ-16-5878. (In Engl.).
15. Garon A., Farinas M. I. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation // *Artificial Organs*. 2004. Vol. 28 (11). P. 1016–1025. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2004.00026.x. (In Engl.).
16. Mantegazza A., Tobin N., Manning K. B., Craven B. A. Examining the universality of the hemolysis power law model from simulations of the FDA nozzle using calibrated model coefficients //

Biomech Model Mechanobiol. 2023. Vol. 22 (2). P. 433–451. DOI: 10.1007/s10237-022-01655-5. (In Engl.).

17. Gu L., Smith W. Evaluation of computational models for hemolysis estimation // ASAIO Journal. 2005. Vol. 51 (3). P. 202–207. DOI: 10.1097/01.MAT.0000161939.29905.93. (In Engl.).

18. 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. Vol. 13 (5). P. 300–306. (In Engl.).

19. Asakura H. Pathophysiology and classification of thrombosis // Nihon Rinsho. Japanese Journal of Clinical Medicine. 2014. Vol. 72 (7). P. 1184–1190. (In Engl.).

20. Taylor J. O., Meyer R. S., Deutsch S., Manning K. B. Development of a computational model for macroscopic predictions of device-induced thrombosis // Biomech Model Mechanobiol. 2016. Vol. 15 (6). P. 1713–1731. DOI: 10.1007/s10237-016-0793-2. (In Engl.).

21. Wenyu J., Huanbao L., Ping N. [et al.]. Design and preparation of an artificial vascular scaffold with internal surface modification // Artificial Organs. 2024. Vol. 48. DOI: 10.1111/aor.14707. (In Engl.).

22. Dai W. F., Wu P., Liu G. M. A two-phase flow approach for modeling blood stasis and estimating the thrombosis potential of a ventricular assist device // International Journal of Artificial Organs. 2021. Vol. 44 (7). P. 471–480. DOI: 10.1177/0391398820975405. (In Engl.).

23. 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 (1994-present). 2007. Vol. 19, no. 9. P. 093103. DOI: 10.1063/1.2772250. (In Engl.).

24. Bird R. B., Armstrong R. C., Hassager O. Dynamics of polymeric liquids. In 2 vols. Vol. 1. Fluid mechanics. 2nd ed. United States, 1987. 672 p. (In Engl.).

25. Bludszuweit C. Model for a general mechanical blood damage prediction // Artificial Organs. 1995. Vol. 19 (7). P. 583–589. DOI: 10.1111/j.1525-1594.1995.tb02385.x. (In Engl.).

26. Blum C., Gross-Hardt S., Steinseifer U., Neidlin M. An Accelerated Thrombosis Model for Computational Fluid

Dynamics Simulations in Rotary Blood Pumps // Cardiovascular Engineering and Technology. 2022. Vol. 13. DOI: 10.1007/s13239-021-00606-y. (In Engl.).

ISAEVA Mariya Sergeyevna, Research Fellow of Scientific Research Institute EM 3.4, Bauman Moscow State Technical University (BMSTU), Moscow.

SPIN-code: 5727-7427

ORCID: 0000-0001-5954-2320

Correspondence address: mariya.kuleshova.92@gmail.com

PETROV Aleksey Igorevich, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of E 10 Hydromechanics, Hydraulic Machines and Hydropneumatic Automation Department, BMSTU, Moscow.

SPIN-code: 7172-0320

ORCID: 0000-0001-8048-8170

Correspondence address: alexeypetrov@bmstu.ru

BANIN Yevgeniy Petrovich, Candidate of Technical Sciences, Researcher of Polymer Materials Laboratory of the Kurchatov complex of NBICS Technologies, National Research Center «Kurchatov Institute», Moscow.

SPIN-code: 4142-2918

ORCID: 0000-0002-7006-2990

Correspondence address: evgbanin@gmail.com

For citations

Isaeva M. S., Petrov A. I., Banin Ye. P. Influence of the extracorporeal membrane oxygenation system centrifugal pump operation mode on blood damage // Omsk Scientific Bulletin. Series Aviation-Rocket and Power Engineering. 2024. Vol. 8, no. 4. P. 46–53. DOI: 10.25206/2588-0373-2024-8-4-46-53.

Received September 06, 2024.

© M. S. Isaeva, A. I. Petrov, Ye. P. Banin