

Оценка гемолиза в осевом насосе вспомогательного кровообращения

Аннотация

Работа посвящена критериям оценки гемолиза при моделировании течения в проточной части осевого насоса вспомогательного кровообращения. В качестве объекта исследования принята модель проточной части осевого насоса, состоящая из спрямителя потока, рабочего колеса и диффузора. В качестве рабочей жидкости при математическом моделировании используется кровь. В исследовании кровь считается несжимаемой ньютоновской жидкостью с постоянными вязкостью и плотностью. Поток считается нестационарным. В процессе моделирования в расчетную область вводятся контрольные частицы, не взаимодействующие друг с другом. Траектории контрольных частиц считаются траекториями движения эритроцитов в реальной крови. Для вычисления эквивалентного сдвигового напряжения, действующего на частицу в потоке, в каждой точке траектории вычисляется тензор напряжений. В работе представлена зависимость для пересчета компонент тензора напряжений в эквивалентное сдвиговое напряжение. Результаты пересчета эквивалентных сдвиговых напряжений для каждой точки траектории входят в экспериментальные зависимости для гемолиза, полученные из экспериментов. На основании полученных данных гемолиз в оригинальной проточной части сравнивается с аналогами.

Введение

Имплантируемые системы механической поддержки кровообращения (МПК) зарекомендовали себя эффективным терапевтическим средством в качестве мостика к трансплантации и мостика к восстановлению. Самыми распространенными имплантируемыми системами МПК считаются насосы вспомогательного кровообращения (НВК) постоянного потока. По данным работы [1] количество установленных имплантируемых систем вспомогательного кровообращения в США с каждым годом растет. В 2013 году этот показатель по США достиг 1052 имплантаций. В России количество имплантаций отечественного насоса АВК-Н [2] за три года составляет 19 (в 2013 году – 3 имплантации, в 2014 году – 7 имплантаций, в 2015 году – 9 имплантаций). Отметим, что имплантируемые НВК постоянного потока почти полностью вытеснили из клинической практики имплантируемые НВК пульсирующего потока.

По статистике американского регистра механической поддержки кровообращения (INTERMACS) выживаемость у пациентов с имплантируемыми НВК постоянного потока в течение года после имплантации – 81 %, у пациентов с имплантируемыми НВК пульсирующего потока – 65 %. Постоянно растущие показатели выживаемости пациентов в периоде до двух лет – это отчасти следствие постоянной доработки и совершенствования конструкций НВК. Однако продолжительный мониторинг пациентов с НВК выявляет большое количество осложнений: кровотечения [3], [4], тромбообразование в проточной части насоса [5], [6], гемолиз [7] и т. п. Осложнения, возникающие в процессе эксплуатации, косвенно говорят о несовершенстве используемых методик проектирования.

В работе [8] проведена оценка влияния гемолиза на выживаемость пациента. По сравнению с группой пациентов без диагностированного гемолиза (существенно выше физиологического уровня здорового человека) пациенты с гемолизом имеют вероятность смерти 60 % в конце первого года имплантации и 70 % – в конце второго года использования НВК. Одним из факторов, инициирующих гемолиз, являются напряжения, действующие на клетки крови в процессе прохождения через проточную часть НВК. В исследовании [9] отмечено, что существенным фактором является не только критическое напряжение само по себе, но время нахождения частиц крови под воздействием критических разрушающих напряжений.

В рамках статьи рассматриваются два способа учета повреждаемости клеток крови в процессе прохождения через проточную часть НВК. В качестве объекта взят проектируемый коллективом авторов осевой насос вспомогательного кровообращения.

Геометрическая модель

Геометрическая модель НВК представлена на рис. 1. Осевой насос состоит из следующих частей: спрямитель, рабочее колесо, выходной аппарат. Проточная часть насоса по кромкам лопаток ограничена цилиндром, переходящим на конус в области диффузора.

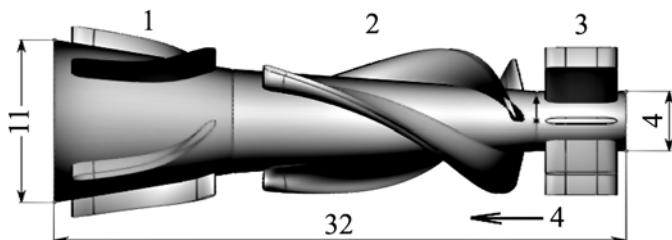


Рис. 1. Геометрия проточной части НВК: 1 – диффузор; 2 – рабочее колесо; 3 – спрямитель потока; 4 – направление потока

Спрямитель на входе в проточную часть имеет 8 прямых лопаток. Количество лопаток рабочего колеса – 3, количество лопаток диффузора – 5. Спрямитель потока необходим для уменьшения окружной составляющей входящего в область рабочего колеса потока. Основные размеры проточной части представлены на рис. 1.

Математическое моделирование

Метод

Моделирование гидродинамики происходит в комплексе Ansys CFX методом конечных объемов с подключением дополнительных макросов на языке C++ для расчета накопленного повреждения. Поток крови считается турбулентным (для различных НВК число Рейнольдса изменяется между $Re = 3,5 \cdot 10^4 \dots 5,0 \cdot 10^4$), а в пристеночном слое – ламинарным, поэтому в качестве модели турбулентности выбрана гибридная модель Shear Stress Transform Method (Menter, SST $k - \omega$ [10]). Модель SST $k - \omega$ объединяет в себе преимущества стандартных моделей $k - \omega$ и $k - \epsilon$ [11]-[13].

Кровь считается ньютоновской жидкостью с постоянными параметрами вязкости и плотности. Динамическая вязкость крови $\mu = 0,0035 \text{ кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}$. Динамическая вязкость соответствует гематокриту на уровне 33 %. Плотность крови $\rho = 1050 \text{ кг} / \text{м}^3$.

Для вычисления индекса гемолиза в поток вводится 446 контрольных частиц. Контрольные частицы не взаимодействуют друг с другом.

Дискретизация и граничные условия

Дискретизация областей проточной части проводится с использованием метода *Patch Conforming Method* (разбиение на основе тетраэдрических элементов). Все пристеночные поверхности разбиваются методом *Inflation* (формирование пристеночного ламинарного слоя). Во всех расчетах количество пристеночных слоев – 5, коэффициент роста от стенки – 1,3, толщина пристеночного слоя – 0,1 мм. Максимальное количество элементов – 1 240 тыс., количество узлов – 1 млн.

Течение крови считается нестационарным. Скорость потока у неподвижных стенок канала равна нулю (*no-slip wall*). Для всех расчетов в качестве граничных условий на входе – объемный расход 5 л/мин (соответствует нормальной производительности сердца), на выходе – нулевое статическое давление. Скорость вращения рабочего колеса – 12 000 об/мин.

Гемолиз

В работе [14] представлен метод расчета эквивалентного сдвигового напряжения по компонентам тензора напряжений. В уравнении (1) приведено соотношение для пересчета эквивалентного сдвигового напряжения в любой точке потока:

$$\tau = \left[\frac{1}{3} (\sigma_{ii}^2 + \sigma_{jj}^2 + \sigma_{kk}^2) - \frac{1}{3} (\sigma_{ii}\sigma_{jj} + \sigma_{jj}\sigma_{kk} + \sigma_{kk}\sigma_{ii}) + (\tau_{ij}^2 + \tau_{jk}^2 + \tau_{ki}^2) \right]^{0.5}, \quad (1)$$

где σ_{ii} – диагональные элементы тензора напряжений; τ_{ij} – комбинация вязких и рэнольдцевых сдвиговых напряжений (внедиагональные элементы тензора напряжений).

Для учета накопленного повреждения у любой частицы в потоке на текущем временном интервале Δt_i вычисляется параметр $d_{p,i}$ (p – номер частицы):

$$d_{p,i} = 3,62 \cdot 10^{-7} \cdot \tau_i^{2,416} \cdot \Delta t_i^{0,785}, \quad (2)$$

где τ_i – эквивалентное сдвиговое напряжение, действующее на частицу в потоке, во временном интервале Δt_i .

В качестве альтернативного способа учета повреждаемости крови взят подход, изложенный в [15]. Расчетная формула для накопленного повреждения у любой частицы в этом случае имеет вид

$$d_{p,i} = 1,8 \cdot 10^{-6} \cdot \tau_i^{1,991} \cdot \Delta t_i^{0,765}. \quad (3)$$

Числовые константы и значения степеней в формулах (2) и (3) получены посредством регрессионного анализа экспериментальных данных, приведенных в работах [16] и [17] соответственно. Приведенные зависимости (2) и (3) характеризуют количество выделившегося гемоглобина (в процентах, на интервале Δt_i) по отношению ко всему гемоглобину в начальный момент времени. Накопление повреждения частицей с номером p вычисляется исходя из предположения, что на входе частицы крови не имеют повреждений. Параметр $D_{p,i}$ характеризует процент поврежденных клеток крови за один проход через проточную часть насоса и изменяется от 0 до 100 %:

$$D_{p,i} = D_{p,i-1} + (1 - D_{p,i-1}) \cdot d_{p,i} \quad (4)$$

где $D_{p,i-1}$ и $D_{p,i}$ характеризуют процент поврежденных клеток крови на предыдущем и текущем временных шагах соответственно.

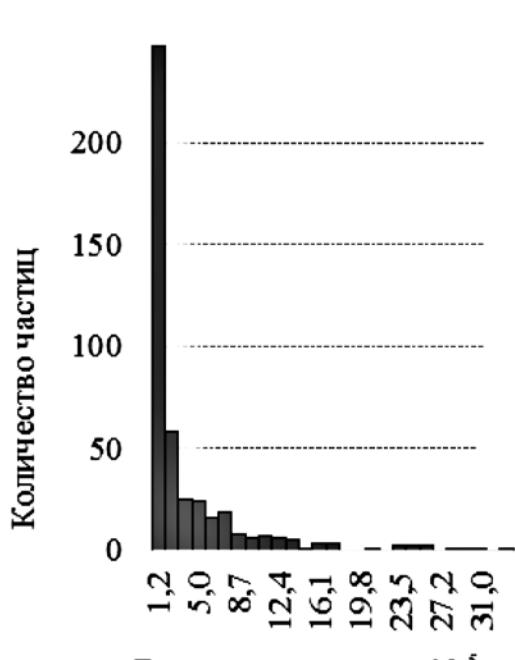
Интегральный показатель, характеризующий гемолиз во всем насосе (индекс гемолиза), усредняется по всем контрольным частицам (N):

$$E = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N D_p. \quad (5)$$

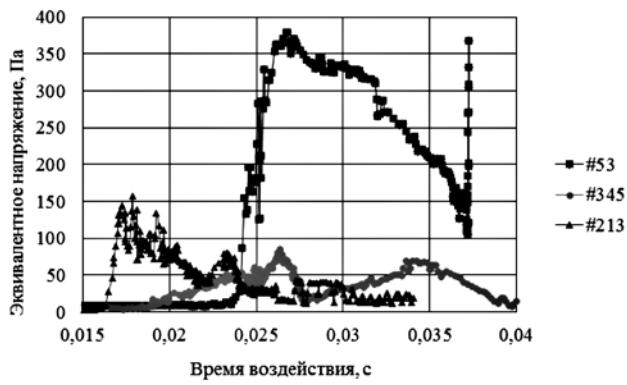
Отметим, что в алгоритме не учитывается цикличность процесса для одной и той же частицы.

Результаты

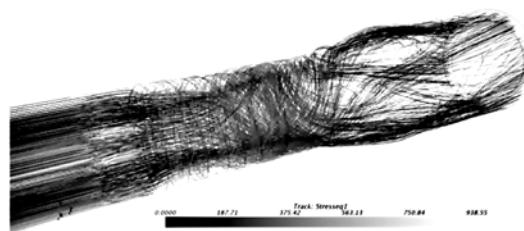
В результате анализа гидродинамики оригинального НВК получено распределение частиц по времени нахождения в проточной части насоса под воздействием эквивалентных сдвигово-



а)



б)



в)

Рис. 2. Распределение частиц по длительности нахождения в проточной части НВК (а); изменение действующих на частицы № 53, 345, 213 эквивалентных напряжений в процессе прохождения через проточную часть насоса (б); распределение траекторий частиц в проточной части насоса (в)

вых напряжений более 200 Па (рис. 2а). Полное время воздействия (время, когда контрольная частица находится в проточной части насоса) на контрольные частицы составляет 0,35 с. Для получения интегрального индекса гемолиза построены зависимости изменения эквивалентных напряжений в процессе прохождения частицы через проточную часть НВК. Нулевой момент времени – это момент времени, когда частица находится на входе в насос. Время воздействия характеризует время нахождения частицы в проточной части НВК, а эквивалентное напряжение – уровень напряжений, действующих на частицу в потоке. На рис. 2б представлено изменение эквивалентных напряжений в процессе прохождения частицами № 53, 345, 213 проточной части насоса. Возрастание эквивалентных напряжений для частицы № 53 (до 350...375 Па после 0,025 с) связано с попаданием ее в зазор между лопатками ротора и корпусом.

Интегральный показатель гемолиза D_p при расчете по формуле (2) составил 0,0061 % (максимальный показатель для одной из контрольных частиц 0,094 %), по формуле (3) – 0,0038 % (максимальный показатель для одной из контрольных частиц 0,051 %).

Обсуждение и заключение

В работе рассмотрена оригинальная конструкция осевого НВК для установки через эндоваскулярный протез. Гидравлический коэффициент полезного действия проточной части на рассмотренном режиме работы составил 32,7 %. В результате исследования проанализировано распределение сдвиговых напряжений, действующих на контрольные частицы в проточной части насоса. Полученные данные по интегральному показателю гемолиза (индексу гемолиза) сопоставимы с данными из аналогичных исследований по этой тематике. В работах [15], [18] представлены расчетные данные индекса гемолиза для двух осевых НВК; в первом случае индекс гемолиза составил 0,09 % (максимальное значение для одной из контрольных точек 0,35 %), во втором – 0,0895 % (данные по максимальному значению отсутствуют). По сравнению с контрольными показателями индекса гемолиза из работ [15], [18] в настоящем исследовании индекс гемолиза составил меньшую величину, что можно объяснить существенно меньшими габаритами всего насоса, влияющими на время прохождения контрольными частицами проточной части. Также стоит отметить меньший уровень эквивалентных сдвиговых напряжений, который в максимальных значениях на 15 % ниже (425 против 360 Па в предложенной конструкции), чем в насосе, описанном в работе [18].

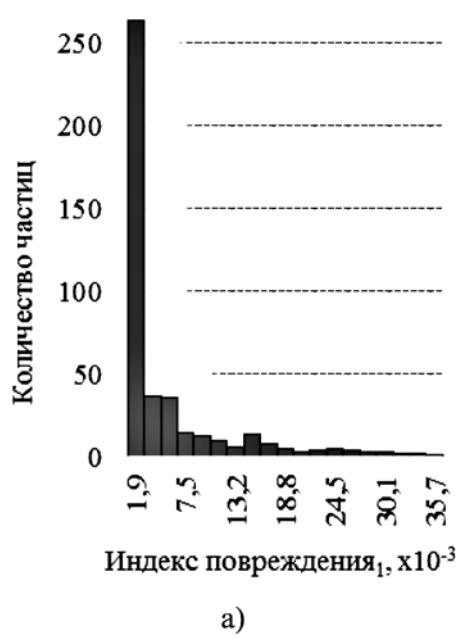
Данная работа является первой апробацией алгоритма расчета гемолиза в конструкции НВК для дальнейшего использования при проектировании и оптимизации современных осевых и центробежных насосов поддержки кровообращения.

Благодарности

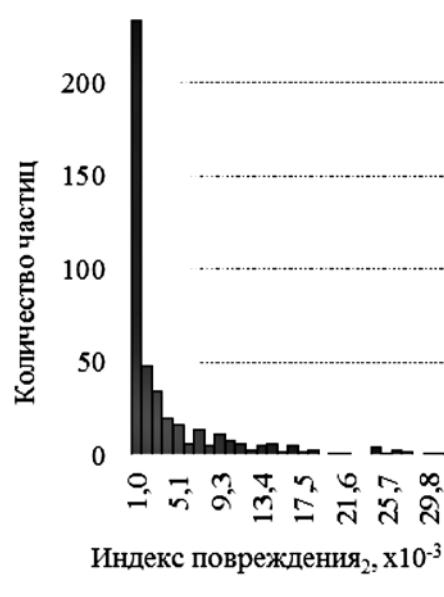
Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ, грант № 15-29-01085ofi_M).

Список литературы:

1. Kirklin J.K. et al. Sixth INTERMACS annual report: A 10,000-patient database // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2014. Vol. 33. № 6. PP. 555-564.
2. Selsilchev S., Telyshev D. VAD Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3.
3. Singh G. et al. Features of patients with gastrointestinal bleeding after implantation of VAD // Clinical Gastroenterology and Hepatology. 2015. Vol. 13. № 1. PP. 107-114.
4. Sparrow C.T. et al. Pre-Operative Right Ventricular Dysfunction Is Associated with Gastrointestinal Bleeding in Patients Supported with Continuous-Flow LVAD // JACC: Heart Failure. 2015. Vol. 3. № 12. PP. 956-964.
5. Najjar S.S. et al. An analysis of pump thrombus events in patients in the HeartWare ADVANCE bridge to transplant and continued access protocol trial // The Journal of HLT. 2014. Vol. 33. № 1. PP. 23-34.
6. Saito S. et al. Jarvik 2000 biventricular assist device conversion from old pin-shaped bearing pumps to new conical bearing pumps // Journal of Artificial Organs. 2013. Vol. 16. № 1. PP. 105-109.
7. Katz J.N. et al. A multicenter analysis of clinical hemolysis in patients supported with durable, long-term left ventricular assist device therapy // The Journal of HLT. 2015. Vol. 34. № 5. PP. 701-709.
8. Ravichandran A.K. et al. Hemolysis in left ventricular assist device: A retrospective analysis of outcomes // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2014. Vol. 33. № 1. PP. 44-50.
9. Yen J.H. et al. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis // Journal of Artificial Organs. 2014. Vol. 17. № 2. PP. 178-185.



а)



б)

Рис. 3. Распределение частиц в зависимости от индекса повреждения крови: а) по формуле (2); б) по формуле (3)

10. Verteeg H.K., Malalasekera W. An Introduction to CFD. 1995.
11. Wu J. et al. CFD-based design optimization for an implantable miniature Maglev pediatric ventricular assist device // Journal of Fluids Engineering. 2012. Vol. 134. № 4. P. 041101.
12. Su B., Chua L.P., Wang X. Validation of an Axial Flow Blood Pump: CFD Results Using PIV // Artificial Organs. 2012. Vol. 36. № 4. PP. 359-367.
13. Fraser K.H. et al. The use of CFD in the development of ventricular assist devices // Medical Engineering & Physics. 2011. Vol. 33. № 3. PP. 263-280.
14. Su B. et al. Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow VAD using CFD // Artificial Organs. 2010. Vol. 34. № 9. PP. 745-759.
15. Yang X.C. et al. CFD Based Hydraulic and Hemolytic Analyses of a Novel Left Ventricular Assist Blood Pump // Artificial Organs. 2011. Vol. 35. № 10. PP. 948-955.
16. Giersiepen M. et al. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses: In vitro comparison of 25 aortic valves // The International Journal of Artificial Organs. 1990. Vol. 13. № 5. PP. 300-306.
17. Heuser G., Opitz R. A Couette viscometer for short time shearing of blood // Biorheology. 1979. Vol. 17. № 1-2. PP. 17-24.
18. Throckmorton A.L. et al. Computational design and experimental performance testing of an axial-flow pediatric VAD // ASAIO Journal. 2005. Vol. 51. № 5. PP. 629-635.

Александр Михайлович Гусков,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Прикладная механика»,
Владимир Олегович Ломакин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Гидравлика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Евгений Петрович Банин,
аспирант, кафедра «Прикладная механика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
инженер-исследователь,
НИЦ «Курчатовский институт»,
Мария Сергеевна Кулешова,
инженер,
кафедра «Гидравлика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: gouskov_am@mail.ru

П.М. Ветошко, Н.А. Гусев, Д.А. Чепурнова, Е.В. Самойлова,
А.К. Звездин, А.А. Коротаева, В.И. Белотелов

Регистрация магнитокардиограмм крыс с помощью сенсора магнитного поля на основе феррит-гранатовых пленок

Аннотация

В работе изучены возможности применения магнитомодуляционного сенсора на базе пленок феррита-граната для магнитокардиографических измерений, характеризующих функциональное состояние сердца. Показано, что сенсор данного типа позволяет с достаточно хорошим качеством регистрировать магнитотокардиограммы экспериментальных животных и получать данные для оценки функционального состояния миокарда. Полученные данные свидетельствуют о перспективности разработанного сенсора для магнитокардиографии человека.

Введение

Для своевременного выявления и эффективного лечения сердечно-сосудистых заболеваний требуется развитие современных инструментальных средств и новых методов диагностики, позволяющих определять патологические изменения миокарда на разных стадиях заболевания. Новые возможности диагностики ишемии миокарда открывает метод магнитокардиографии, который дает возможность более точно локализовать область и источник поражения сердечной мышцы [1]-[4]. Высокая чувствительность метода магнитокардиографии к локальным токам или электрофизиологическим событиям в миокарде позволяет выявлять признаки ишемической болезни сердца, не проявляющиеся на электрокардиограмме (ЭКГ), и в ряде случаев может дать важную дополнительную информацию [5]-[8]. Кроме того, в магнитокардиографии нет необходимости контакта датчика прибора с телом обследуемого, т. е. этот подход является бесконтактным и более четко регистрирует магнитные сигналы от близко расположенных участков сердца.

Однако широкому развитию клинических применений магнитокардиографии препятствует ряд объективных причин. Индукция магнитного поля сердца у взрослого человека составляет 10^{-10} Тл [8]. Это в тысячу раз слабее магнитного поля, ассоциируемого с городским шумом (около 10^{-7} Тл). Чтобы зарегистрировать слабое магнитное поле, создаваемое токами в сердце человека, необходим очень чувствительный датчик. Применяемый в настоящее время в МКГ сверхпроводниковый квантовый интерферометр (СКВИД) обеспечивает вы-

сокую чувствительность, однако работает при низких температурах (4 К), для чего его помещают в жидкий гелий [1], [9].

Другой тип датчиков, магнитометр с оптической накачкой (МОН), работает при комнатной температуре, но не дает информации о направлении магнитного поля и для некоторых направлений магнитного поля имеет нулевые зоны [10]. Таким образом, разработка высокочувствительных датчиков для широкого использования магнитокардиографии в клинике является важной задачей.

Ранее нами разработан новый тип векторного магнитомодуляционного сенсора на базе эпитетаксиальных пленок феррита-граната со ступенчатым профилем толщины, позволяющим достичь при комнатной температуре уровня шума менее 10^{-13} Тл/Гц $^{1/2}$ [11], [12].

Целью рассматриваемой работы являлось изучение возможности применения разработанного магнитомодуляционного сенсора для получения магнитокардиографических данных, характеризующих функциональное состояние сердца.

Материалы и методы

Векторный магнитомодуляционный сенсор

В работе использован новый тип магнитомодуляционных магнитных сенсоров, в котором чувствительный элемент представляет собой пленку феррита-граната состава $Tm_3Fe_{4.3}Sc_{0.7}O_{12}$ толщиной 10 мкм, в виде круглого диска диаметром 2 см, с квазиэллиптическим профилем толщины. Пленка выращена методом жидкофазной эпитаксии на подложке