

Исследование гемосовместимости в роторных насосах крови на примере системы вспомогательного кровообращения «Спутник»

Аннотация

Проведено исследование гемосовместимости роторных насосов крови (РНК) «Спутник» первого («Спутник-1») и второго («Спутник-2») поколений посредством моделирования влияния геометрии проточной части на распределение скалярных сдвиговых напряжений (ССН), время пребывания частицы в насосе, объем зон рециркуляции. Для рабочей точки со скоростью потока 4,5 л/мин и напором 80 мм рт. ст. при скорости вращения ротора 8000 об/мин получены значения объемных распределений ССН для следующих пороговых напряжений: 9, 50, 150 Па. Отмечено, что для всех выбранных пороговых уровней величина объемов повышенных ССН для второго поколения РНК ниже, что позволяет говорить о его меньшем воздействии на форменные элементы крови. Среднее время пребывания частицы в насосе составляет 39 мс для «Спутника-1» и 29 мс для «Спутника-2». Получены объемы зон рециркуляции, соответствующие значениям 4,36 мл для «Спутника-1» и 1,72 мл для «Спутника-2». Меньший объем зон рециркуляции для второго поколения РНК «Спутник» приводит к снижению вероятности образования застойных зон, которые могут являться причиной тромбообразования. Результаты моделирования показывают, что проведенная оптимизация конструкции РНК «Спутник» не оказывает негативного воздействия на гемосовместимость.

Введение

По оценкам Всемирной организации здравоохранения, в 2008 году от сердечно-сосудистых заболеваний умерло более 17 млн чел. [1]. Ежегодно в мире диагностируется около 1 млн новых случаев сердечной недостаточности [2]. При развитии острой формы сердечной недостаточности требуется пересадка донорского сердца, поскольку медикаментозное лечение не приносит должного результата [3]. Ежегодно в мире пересаживают около 3000 донорских сердец, данная цифра остается неизменной на протяжении последних нескольких лет. Так, в США ежегодно пересаживают около 2000 донорских сердец, в России эта цифра достигает 100 трансплантаций ежегодно [4]. В то же время число пациентов, нуждающихся в трансплантации, значительно выше, чем количество донорских органов. Значительным шагом в развитии медицины стало появление носимых имплантируемых устройств поддержки кровообращения, повышающих уровень выживаемости пациентов с хронической сердечной недостаточностью.

Одним из таких устройств поддержки является аппарат вспомогательного кровообращения (АВК), представляющий собой сложную систему, в основе которой лежит РНК. Выживаемость пациентов с использованием АВК превышает 70 % в течение первых двух лет после имплантации [5]. Несмотря на то что АВК имеет небольшие размеры, миниатюризация является актуальной задачей, так как она позволяет снизить инвазивность процедуры имплантации и расширяет возможности применения АВК для пациентов с общей площадью тела менее 1,5 м² [2], [6], [7].

Одной из задач разработки РНК является оптимизация геометрии проточной части насоса для снижения влияния деталей насоса на кровь [8]. В рассматриваемой работе проводились моделирование и анализ кровотока в РНК «Спутник» первого и второго поколений с целью оценки влияния конструктивных изменений геометрии проточной части РНК на гемосовместимость.

Материалы и методы

В рассматриваемой работе было проведено численное моделирование потока в двух РНК: «Спутник-1» и «Спутник-2».

Основные геометрические различия между двумя насосами отражены в табл. 1. «Спутник-2» является миниатюрной версией в сравнении с первым поколением АВК «Спутник» (рис. 1).

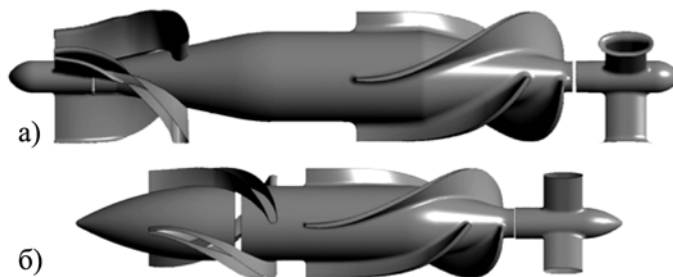


Рис. 1. Трехмерные модели роторных насосов: а) «Спутник-1»; б) «Спутник-2»

Современные методы вычислительной гидродинамики позволяют моделировать течение жидкости в таких сложных системах, как РНК [9].

Численное моделирование течения жидкости в насосах выполнялось в программном комплексе вычислительной гидродинамики Fluent ANSYS 19.0, «Ansys inc.» (США).

Для построения сеток были подготовлены трехмерные модели в среде SolidWorks 14, «Dassault Systemes» (Франция). Были получены неструктурированные сетки на основе тетраэдров и призм. Для сходимости итеративного вычислительного процесса в местах с высоким градиентом изменения параметров потока плотность ячеек была увеличена за счет уменьшения характерных размеров. Возле всех стенок были сгенерированы пристеночные области, состоящие из 5 призматических слоев с размером ячейки $5 \cdot 10^{-6}$ м.

Кровь представляет собой ньютоновскую жидкость. Ввиду того, что диаметр сечения кровеносного сосуда намного больше, чем размер эритроцита, и скорость сдвига выше 100 м/с, в качестве расчетной среды использовалась ньютоновская жидкость с постоянной вязкостью 0,0035 кг/(м·с) и средней постоянной плотностью 1050 кг/м³ [10].

Моделирование проводилось для рабочей точки со скоростью потока 4,5 л/мин и напором 80 мм рт. ст. при скорости

Таблица 1

Геометрические характеристики роторных насосов

	Длина, мм	Диаметр, мм	Количество лопаток		Зазор между лопатками и корпусом, мм	Расстояние между лопатками импеллера и диффузора, мм
			импеллера, шт.	диффузора, шт.		
Спутник 1	82	16	4	3	0,2	20
Спутник 2	66	14	4	3	0,1	3

вращения ротора 8000 об/мин. В качестве граничных условий были приняты расход потока на входе в расчетную область и статистическое давление на выходе. Турбулентность моделировалась с использованием модели k- ω SST. Данная модель представляет собой сочетание двух наиболее используемых моделей турбулентности, при этом моделирование в области свободного потока происходит на основе k- ϵ модели, для пристеночных областей применяется k- ω модель [11].

Напряжения сдвига и время воздействия напряжений являются главными причинами разрушения эритроцитов, влияющих на уровень гемолиза. В работе [12] был предложен метод для вычисления скалярных сдвиговых напряжений. Значение скалярного напряжения включает в себя шесть компонент тензора напряжений. Уравнение (1) определяет скалярное напряжение сдвига в любой точке потока, τ_{ij} вычислялся на основе градиента скорости потока:

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

Для оценки влияния роторного насоса крови на эритроциты были выбраны следующие пороговые значения: деградация фактора Виллебранда (9 Па), активация тромбоцитов (50 Па) и образование гемолиза (150 Па) [13].

Время нахождения частицы в насосе также является причиной увеличения уровня гемолиза. Время и напряжение являются основными параметрами для расчета гемолиза [14].

Так как появление тромба негативно сказывается на безопасности использования РНК, в насосах были определены области с зонами рециркуляции, где осевая скорость имеет отрицательное значение, и зоны стагнации, где значение скорости равно нулю. Наличие зон рециркуляции и стагнации может приводить к появлению тромбов [15], [16].

Результаты и выводы

В ходе работы были получены объемные распределения ССН для обоих РНК. На рис. 2 представлена гистограмма объемного распределения ССН для пороговых значений выше 9, 50, 150 Па. Из гистограммы видно, что объемные распределения ССН выше у РНК «Спутник-1» для всех трех пороговых значений. Влияние геометрии насоса «Спутник-1» на форменные элементы крови выше, чем РНК «Спутник-2».

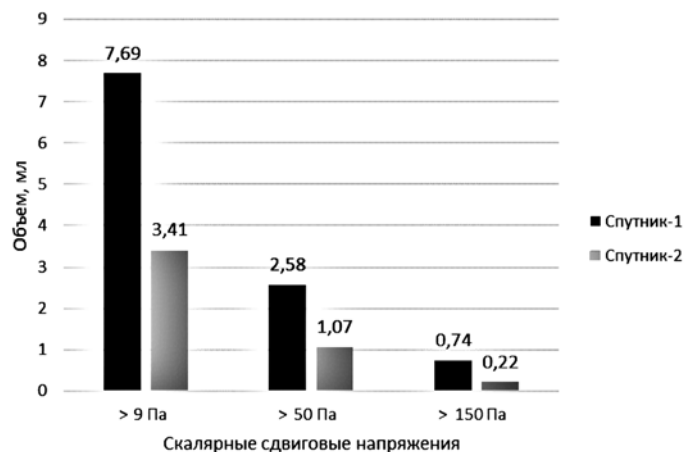


Рис. 2. Объемы областей потока крови, подверженные определенным пороговым значениям напряжения сдвига

Среднее время нахождения частицы в насосе составляет 39 и 29 мс для «Спутника-1» и «Спутника-2» соответственно. Снижение времени воздействия компонентов проточной части РНК на форменные элементы крови понижает риск их разрушения [11].

В результате моделирования получены линии тока для РНК «Спутник-1» (рис. 3) и РНК «Спутник-2» (рис. 4) и определены области стагнации и рециркуляции потока. Согласно исследованиям [15], [16], увеличение зон стагнации и рециркуляции может служить причиной тромбообразования. Значения объемов зон стагнации и рециркуляции составляют 4,36 и 1,72 мл для «Спутника-1» и «Спутника-2» соответственно.

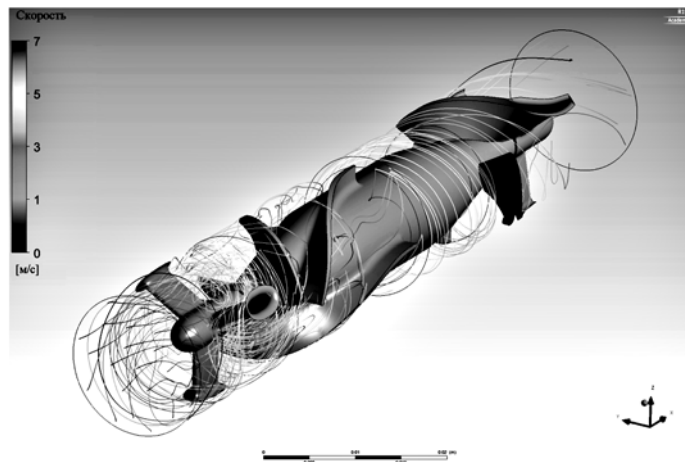


Рис. 3. Линии тока для РНК «Спутник-1» в рабочей точке со скоростью потока 4,5 л/мин, давлением 80 мм рт. ст. и скоростью вращения ротора 8000 об/мин

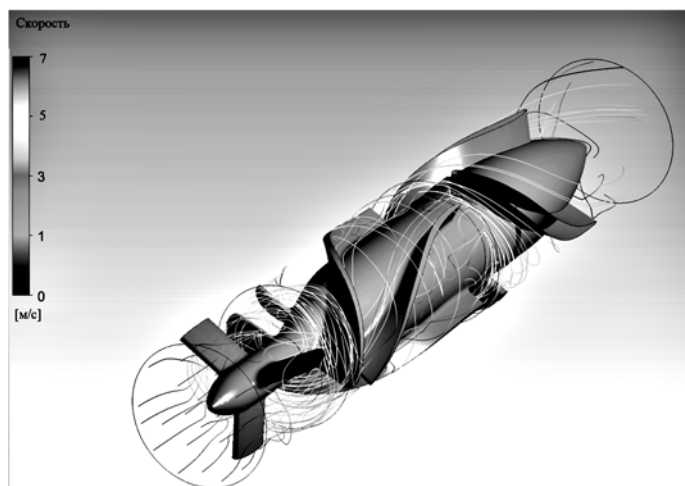


Рис. 4. Линии тока для РНК «Спутник-2» в рабочей точке со скоростью потока 4,5 л/мин, давлением 80 мм рт. ст. и скоростью вращения ротора 8000 об/мин

Заключение

Оптимизация геометрии проточной части РНК, уменьшение зазора между лопатками импеллера и диффузора, уменьшение диаметра и длины насоса, уменьшение расстояния между лопатками импеллера и корпусом позволили уменьшить объем зон рециркуляции, снизить время пребывания форменных элементов крови в проточной части насоса, снизить вероятность появления тромба, что в целом повышает гемосовместимость РНК «Спутник-2». Проведенные исследования показывают, что внесение изменений в конструкцию РНК с целью его миниатюризации не оказывает негативного воздействия на форменные элементы крови.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ и Немецкого научно-исследовательского сообщества в рамках научного проекта № 19-51-12005.

Список литературы:

1. Mendis Sh., Puska P., Norrving B. World Health Organization, World Heart Federation, World Stroke Organization / Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. 2011.

2. Miller L.W., Guglin M., Rogers J. Cost of ventricular assist devices: Can we afford the progress? // *Circulation*. 2013. Vol. 127. № 6. PP. 743-748.
3. Mulloy D.P., Bhamidipati C.M., Stone M.L., Ailawadi G., Kron I.L., Kern J.A. Orthotopic heart transplant versus left ventricular assist device: A national comparison of cost and survival // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2013. Vol. 145. № 2. PP. 566-574.
4. Petukhov D.S., Selishchev S.V., Telyshev D.V. Development of left ventricular assist devices as the most effective acute heart failure therapy // *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 48. № 6. PP. 328-330.
5. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Optimisation of the Sputnik-VAD design // *The International Journal of Artificial Organs*. 2016. Vol. 39. № 8. PP. 407-414.
6. Telyshev D.V., Denisov M.V., Selishchev S.V. The effect of rotor geometry on the H-Q curves of the Sputnik implantable pediatric rotary blood pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 6. PP. 420-424.
7. Denisov M.V., Selishchev S.V., Telyshev D.V., Frolova E.A. Development of medical and technical requirements and simulation of the flow-pressure characteristics of the Sputnik pediatric rotary blood pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 5. PP. 296-299.
8. Telyshev D., Denisov M., Pugovkin A., Selishchev S., Nesterenko I. The progress in the novel pediatric rotary blood pump Sputnik development // *Artificial Organs*. 2018. Vol. 42. № 4. PP. 432-443.
9. Lopes G. Jr., Bock E., Gomez L. Numerical analyses for low reynolds flow in a ventricular assist device low reynolds flow in a ventricular assist device // *Artificial Organs*. 2017. Vol. 41. № 6. PP. 30-40.
10. Sohrabi S., Liu Y. A cellular model of shear-induced hemolysis // *Artificial Organs*. 2017. Vol. 41. № 9. PP. 1-12.
11. Versteeg H.K., Malalasekera W. An introduction to computational fluid dynamics: The finite volume method. – 2nd ed. Harlow, UK: Pearson Education Limited, 2007.
12. Bludszweit C. Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump // *Artificial Organs*. 1995. Vol. 19. № 7. PP. 590-596.
13. Science Clarified, Blood // *AdvaMeg*. 2007. PP. 50-56.
14. Giersiepen M., Wurzing L.J., Opitz R., Reul H. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prosthesis-in vitro comparison of 25 aortic valves // *The International Journal of Artificial Organs*. 1990. Vol. 13. PP. 300-306.
15. Hochareon P., Manning K.B., Fontaine A.A., Tarbell J.M., Deutsch S. Correlation of in vivo clot deposition with the flow characteristics in the 50 cc Penn State artificial heart: A preliminary study // *ASAIO Journal*. 2004. Vol. 50. № 6. PP. 537-542.
16. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E., Griffith B.P., Wu Z.J. Computational fluid dynamics analysis of thrombosis potential in ventricular assist device drainage cannulae // *ASAIO Journal*. 2010. Vol. 56. № 3. PP. 157-163.

Максим Валерьевич Денисов,
инженер,

Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,

Дмитрий Викторович Тельшев,
канд. техн. наук, доцент,

Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,

директор,

Институт бионических технологий
и инжиниринга,

ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный
медицинский университет им. И.М. Сеченова»
Министерства здравоохранения Российской
Федерации (Сеченовский Университет),
г. Москва,

Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор, директор,

Александра Николаевна Романова,
студент,

Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: denisov@bms.zone

Н.Г. Лавров, В.В. Борцов, Е.Д. Конев

Использование вариации Аллана для оценки ошибок канала измерения объема выдоха в аппарате искусственной вентиляции легких

Аннотация

Рассматривается канал измерения объема выдоха пациента в аппарате искусственной вентиляции легких при малых величинах расхода газовой смеси. Приводится обоснование актуальности вопроса измерения малых расходов при проведении искусственной вентиляции, особенно в неонатальной практике. Подробно описаны канал измерения объема аппарата искусственной вентиляции легких и его составные части с указанием основных характеристик. Для анализа ошибок канала измерения объема предлагается использовать специальную статистику – вариации Аллана. Показаны результаты построения вариаций Аллана, их аппроксимации суммой степенных функций, а также оценки коэффициентов спектральных плотностей мощности шумов нулевого сигнала. Полученные значения основных составляющих ошибки канала измерения объема соотнесены с характеристиками используемых электронных компонентов. Сформулированы предварительные рекомендации по уменьшению ошибок канала измерения объема.

Введение

Современные аппараты искусственной вентиляции легких (ИВЛ), как правило, имеют в своем составе несколько датчиков измерения расхода газовой смеси для определения величин потоков через характерные сечения дыхательного контура и вспомогательных систем аппарата [1]. Информация с датчиков расхода используется для оценки объема газовой смеси,

прошедшей через заданное сечение за определенный интервал времени, например объемов вдоха/выдоха пациента. Точное измерение дыхательного объема необходимо для адекватной оценки основных параметров легких пациента (комплаенса, резистанса) и соответственно выбора оптимальных параметров вентиляции. Особенно актуальным является вопрос измерения дыхательных объемов при малых величинах расхода газовой смеси на выдохе порядка 0,5...1,5 л/мин. При любых