

Формирование управляющего воздействия аппарата вспомогательного кровообращения Спутник с целью повышения гемосовместимости

А. Н. Романова

Национальный исследовательский университет
«Московский институт электронной техники»
romanova@bms.zone

Д. В. Тельшев

Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России;
Национальный исследовательский университет
«Московский институт электронной техники»
telyshev@bms.zone

Аннотация. Повышение гемосовместимости является основной задачей при разработке аппаратов вспомогательного кровообращения (АВК). Для решения данной задачи было сформировано управляющее воздействие с помощью модуляции скорости насоса, которая улучшает сосудистую пульсацию у пациентов с АВК с непрерывным потоком. Динамика потока АВК-Н Спутник с пульсационной модуляцией скорости насоса и его негативное воздействие на форменные элементы крови были исследованы численно. В этом исследовании особенности потока были проанализированы с помощью программного обеспечения Fluent ANSYS 19.0 для вычислительной гидродинамики. Гемолиз численно прогнозировался с использованием тензорной модели. Скалярные сдвиговые напряжения и индекс гемолиза были получены из поля потока АВК-Н Спутник. Вычислительная модель не продемонстрировала отклонение от нормы в среднем во времени индексе гемолиза при работе насоса с модулированной скоростью, поэтому прогнозирование работы с пульсационной модуляцией скорости может помочь снизить негативное воздействие АВК на форменные элементы крови и повысить гемосовместимость.

Ключевые слова: аппарат вспомогательного кровообращения, численное моделирование, гемолиз

I. ВВЕДЕНИЕ

Разработка носимых, имплантируемых устройств поддержки кровообращения является актуальной задачей. Первые клинически одобренные аппараты вспомогательного кровообращения (АВК) с пульсирующим потоком представляют собой насосы большого объема. Такие типы АВК создают пульсирующие давления, но ограничены своими большими габаритами и сроком службы. В свою очередь, АВК с непрерывным потоком на основе роторных насосов имеют больше технологических преимуществ и продемонстрировали лучшие долгосрочные результаты, чем пульсирующие [1]. Главным достоинством АВК с непрерывным потоком является восстановление сердечного выброса при обычной работе с постоянной

скоростью насоса за счет снижения пульсации.

Однако было обнаружено, что у пациентов с АВК пульсирующего потока потенциал восстановления миокарда почти в три раза выше, чем у пациентов с АВК с непрерывным потоком [2]. Поэтому, в качестве формирования управляющего воздействия АВК на поток была предложена модуляция скорости насоса в качестве потенциальной стратегии для повышения гемосовместимости и снижения риска неблагоприятных событий.

Особое беспокойство вызывает то, что модуляция скорости увеличит скорость насоса выше номинальной рабочей скорости. Более высокая рабочая скорость может повысить уровень напряжения сдвига, кратковременное ускорение и замедление потока, что приведет к дополнительному потреблению энергии и повреждению крови.

В данной работе исследовался аппарат вспомогательного кровообращения «Спутник» (АВК-Н Спутник) с непрерывным потоком [3, 4], в основе которого лежит осевой роторный насос крови (РНК) (рис. 1). Было выполнено моделирование для оценки внутренней гидродинамики и негативного воздействия на форменные элементы крови с помощью АВК-Н Спутник, работающего на алгоритме с импульсной модуляцией скорости.

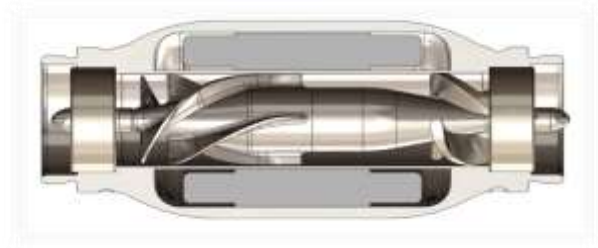


Рис. 1. Дизайн роторного насоса крови Спутник

Модуляция скорости формировалась с помощью системы управления АВК-Н Спутник с отрицательной обратной связью (рис. 2) для достижения устойчивости работы и включения сердечно-сосудистой системы в цепочку передачи мощности во время механической

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ и DFG в рамках научного проекта № 19-51-12005

поддержки кровообращения [5]. Состояние в системах такого типа определяется главным образом контроллером



Рис. 2. Система управления АВК-Н Спутник с отрицательной обратной связью

на основе измеренной ошибки управления, определяемой как разница между входным управляющим сигналом и выходным сигналом датчика отрицательной обратной связи, выполняющего функции внешнего устройства или внутреннего блока системы управления.

II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Численное моделирование течения жидкости в насосах выполнялось в программном комплексе вычислительной гидродинамики Fluent ANSYS. Для построения сеток были подготовлены трехмерные модели в среде SolidWorks.

Были разработаны неструктурированные сетки на основе тетраэдров и призм. Для сходимости вычислительного процесса в местах с высоким градиентом изменения параметров потока плотность ячеек была увеличена за счет уменьшения их характерных размеров. Возле всех стенок были сгенерированы пристеночные области, состоящие из 10 призматических слоев. В процессе формирования конечного варианта сетки было проведено несколько итераций исследований сходимости сетки. Это было сделано для оценки влияния качества элементов сетки на точность результатов, полученных при расчёте потока крови через насос в модуле Fluent ANSYS.

Низкочастотный асинхронный алгоритм (рис. 3) использовался при моделировании CFD для работы с импульсной модуляцией скорости.

Гемолиз численно прогнозировался с использованием тензорной модели повреждения крови. Скалярные напряжения сдвига и индекс гемолиза были получены из поля потока АВК-Н Спутник. Индекс гемолиза определяет количество эритроцитов, поврежденных повышенным напряжением сдвига [6]. В лагранжевой формулировке показатель гемолиза интегрируется по траекториям частиц [7] или линиям тока [8–10]. После решения определяющих уравнений потока в расчетной области рассчитываются траектории от входа до выхода насоса. Затем производится выборка линий, и повреждение частицы p за временной шаг s , по-видимому, рассчитывается следующим образом:

$$d_{p,s} = 1.8 \cdot 10^{-6} \tau_s^{1.991} \Delta t_s^{0.765} \quad (1)$$

где $\Delta t_s = t_s - t_{s-1}$ шаг по времени, где $s=1, \dots, S$ и S – индекс, соответствующий последнему моменту времени, когда

частица покидает насос; $p=1,2, \dots, N$, где $N=400$ – общее количество частиц в моделировании.

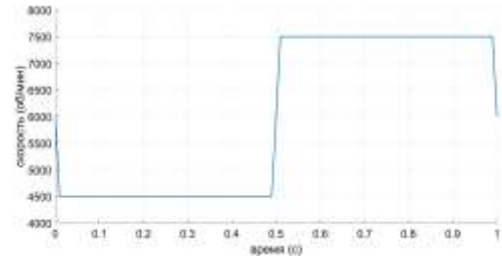


Рис. 3. Профиль скорости насоса на управляющее воздействие импульсной модуляцией

Повреждение частицы будет усиливаться через насос

$$D_{p,s} = D_{p,s-1} + (1 - D_{p,s-1})d_{p,s} \quad (2)$$

$D_p = D_{p,S}$ – максимальное повреждение частицы p после прохождения через насос. Поскольку мы предполагаем, что в начальный момент времени повреждений нет, то $D_{p,0}=0$. Таким образом, индекс гемолиза E насоса определяется как среднее повреждение всех частиц [7]:

$$E = \frac{\sum_{p=1}^N D_p}{N} \quad (3)$$

Расчет скалярного напряжения сдвига τ проводился на основе вязких напряжений методом, описанным в литературе [11].

III. РЕЗУЛЬТАТЫ

Распределение пристеночных скалярных напряжений на поверхности рабочего колеса в четырех дискретных моментах времени при модулированной скорости насоса показано на рис. 4. Наибольшие пристеночные напряжения наблюдались на лопастях рабочего колеса (рис. 3). Когда скорость ротора увеличивалась до 7500 об / мин, величина самого высокого пристеночного скалярного напряжения соответственно увеличивалась и достигла максимума, что соответствует времени, когда насос генерировал максимальный поток.

В данном исследовании основное внимание уделено механическому разрушению эритроцитов (гемолизу), связанному с воздействием напряжения сдвига и временем, в течение которого это воздействие происходит. Были получены пристеночные сдвиговые напряжения. Из рисунков видно, что самое высокое напряжения сдвига находится между лопастей ротора и корпусом.

При сравнении трех рабочих точек АВК-Н Спутник были получены индексы гемолиза с помощью метода Лагранжа. Средние показатели индекса гемолиза составили $2.4 \cdot 10^{-4}\%$, $8.7 \cdot 10^{-4}\%$, $2.9 \cdot 10^{-4}\%$, $3.1 \cdot 10^{-4}$ для АВК-Н Спутник при дискретных моментах времени 0.25, 0.5, 0.75 и 1 с, соответственно.

Результаты расчетов показывают, что максимальный индекс гемолиза в данной модуляции скорости возникает при увеличении скорости рабочего колеса до 7500 об/мин.

Минимальный индекс гемолиза наблюдается при скорости 4500 об/мин. Рассмотренные рабочие точки при дискретных моментах времени показывают невысокий уровень гемолиза. Для более точного результата работы

АВК-Н Спутник при пульсационной модуляции скорости стоит рассматривать несколько периодов пульсации скорости, что является целью наших будущих работ.

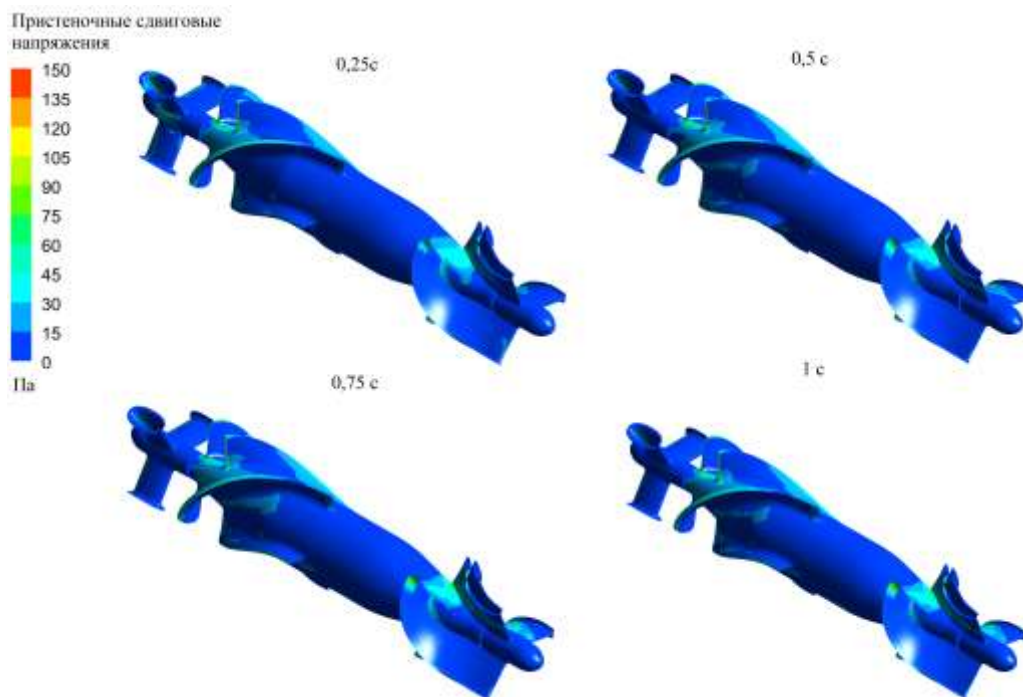


Рис. 4. Пристеночные сдвиговые напряжения для АВК-Н Спутник, в четырех дискретных моментах времени в режиме импульсной модуляции скорости

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Модуляция скорости насоса АВК-Н Спутник увеличивает пульсацию сосудов по сравнению с постоянной скоростью насоса. Хотя модуляция скорости насоса приводила к большим колебаниям поля напряжений и индекса гемолиза, усредненные по времени значения остаются не высокими. Эти данные свидетельствуют о том, что работа АВК с импульсной модуляцией скорости может быть осуществимым методом восстановления пульсации сосудов без дальнейшего увеличения риска травмы кровью.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] G. Loor, G. Gonzalez-Stawinski, "Pulsatile vs. continuous flow in ventricular assist device therapy," *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, vol. 26, i. 2, pp. 105–115, DOI:10.1016/j.bpa.2012.03.004

[2] T. Krabatsch, M. Schweiger, M. Dandel, A. Stepanenko, T. Drews, E. Potapov, M. Pasic, Y. G. Weng, M. Huebler, R. Hetzer, "Is bridge to recovery more likely with pulsatile left ventricular assist devices than with nonpulsatile-flow systems?" *Ann Thorac Surg*, vol. 91, i. 5, pp. 1335–1340, DOI: 10.1016/j.athoracsur.2011.01.027.

[3] S. Selishchev, D. Telyshev, "Optimisation of the Sputnik-VAD design". *IAO*. 2016, no. 39, pp.407–414, DOI: 10.5301/ijao.5000518.

[4] A. Pugovkin, A. Markov, S. Selishchev, L. Korn, M. Walter, S. Leonhardt, D. Telyshev, "Advances in Hemodynamic Analysis in Cardiovascular Diseases Investigation of Energetic Characteristics of Adult and Pediatric Sputnik Left Ventricular Assist Devices during

Mock Circulation Support", *Cardiology Research and Practice*, 2019, pp. 1–15. doi:10.1155/2019/4593174.

[5] K. Bourque, C. Cotter, C. Dague, "Engineering perspectives for mechanical circulatory support devices", in Karimov JH, Fukamachi K, Starling RC (eds.), *Mechanical Support for Heart Failure*, 2020, pp. 109–127.

[6] A. Garon, M. Farinas, "Fast Three-Dimensional Numerical Hemolysis Approximation", *Artif. Organs*, 2004, no. 28, pp.1016–1025, DOI: 10.1111/j.1525-1594.2004.00026.x.

[7] G. Heuser, R. Opitz, "A Couette viscometer for short time shearing of blood". *Biorheology* 1980, no. 17, pp. 17–24, DOI: 10.3233/bir-1980-171-205.

[8] T. Yano, K. Sekine, A. Mitoh, Y. Mitamura, E. Okamoto, D. Kim, I. Nishimura, S. Murabayashi, R. Yozu, "An Estimation Method of Hemolysis Within An Axial Flow Blood Pump by Computational Fluid Dynamics Analysis", *Artif. Organs*, vol. 27, i. 10, pp.920–925, DOI: 10.1046/j.1525-1594.2003.00034.x.

[9] D. Arora, M. Behr, M. Pasquali, "Hemolysis Estimation In A Centrifugal Blood Pump Using A Tensor-based Measure". *Artif. Organs*, vol. 30, i. 7, pp. 539–547, <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2006.00256.x>.

[10] X. Song, A. Throckmorton, H. Wood, J. Antaki, D. Olsen, "Computational Fluid Dynamics Prediction Of Blood Damage In a Centrifugal Pump", *Artif. Organs*, vol. 27, i. 10, pp. 938–941, DOI: 10.1046/j.1525-1594.2003.00026.x.

[11] C. Bludszuweit, "Model for a General Mechanical Blood Damage Prediction", *Artif. Organs*, vol. 19, i. 7, pp. 583–589, DOI: 10.1111/j.1525-1594.1995.tb02385.x.