

Численное моделирование влияния изменения геометрии проточной части роторного насоса на поток крови при гемодинамической поддержке пациентов, перенесших операцию по Фонтену

Аннотация

Приводятся результаты исследования влияния изменения геометрии проточной части имплантируемого роторного насоса крови (РНК) на поток крови. Были подготовлены восемь трехмерных моделей насосов, в которых изменялись выходной угол лопатки спрямляющего аппарата в диапазоне от 0 до 45 град и длина лопатки импеллера в диапазоне от 10 до 22 мм. Для всех случаев были построены и оценены расходно-напорные характеристики, сравнивалось влияние геометрии насоса на уровень скалярных касательных напряжений в рабочей точке 2,2 л/мин при напоре 11 мм рт. ст. Результаты исследования показали, что при миниатюризации осевого РНК за счет уменьшения длины ротора для обеспечения требуемого уровня поддержки необходимо увеличивать скорость вращения ротора, при этом объем областей, где наблюдаются повышенные скалярные касательные напряжения, существенно не изменяется. Численное моделирование течения жидкости проводилось в программном комплексе вычислительной гидродинамики «Fluent ANSYS 19.0».

Введение

На сегодняшний день каждый восьмой ребенок из тысячи имеет врожденные болезни сердечно-сосудистой системы (ССС), приводящие к смертности в 6...10 % среди новорожденных [1]. Среди множества заболеваний ССС особое место занимают заболевания, связанные с недоразвитием левого желудочка сердца. В большинстве случаев одножелудочковая гемодинамика приводит к такому осложнению, как сердечная недостаточность (СН). Это связано с избыточной нагрузкой на единственный желудочек, который, кроме большого круга кровообращения, прокачивает кровь через малый, что приводит к преждевременному износу сердечной мышцы. Данные заболевания для лечения требуют хирургического вмешательства – операции по Фонтену [2]. Эта операция позволяет замедлить развитие СН, но со временем у пациентов наблюдается нарастание симптомов СН вплоть до острой сердечной недостаточности, которая требует исключительных методов лечения [3], [4]. Ввиду того, что медикаментозное лечение в таких случаях неэффективно, альтернативными методами лечения являются трансплантация сердца или применение роторных насосов крови (РНК) [5]. Наличие доноров в мире ограничено, особенно в педиатрической кардиохирургии. Исходя из этого, РНК является единственным методом помощи пациентам, находящимся на стадии острой СН. Большинство коммерческих РНК предназначены для использования среди взрослого населения [6], поэтому особо важно развивать разработку и исследование РНК для применения в педиатрической области, позволяющие миниатюризировать устройства такого типа, но при этом сохранять безопасность их использования. В рассматриваемой работе были проведены исследования, направленные на изучение влияния на поток крови геометрии проточной части РНК.

Материалы и методы

При одножелудочковом кровообращении РНК предназначен для поддержки необходимого уровня давления и расхода в малом круге кровообращения. Для проведения численного моделирования было подготовлено восемь геометрических трехмерных моделей РНК. Проектирование геометрии проточной части РНК основывалось на опыте разработки аналогичных систем вспомогательного кровообращения [6]–[9]. Принципиально РНК состоит из трех основных элементов: спрямляющий аппарат, импеллер и диффузор. Спрямляющий аппарат состоит из трех лопаток, расположенных друг относительно друга с шагом в 120 град, направляет поток на лопатки импеллера и предотвращает закручивание потока жидкости на входе в насос. Импеллер, вращаясь со скоростью несколько тысяч оборотов в минуту, передает кинетическую

энергию потоку жидкости. На валу импеллера расположены три профилированные лопатки. Ускоренный поток жидкости, набегающий на закрученные в обратную сторону лопатки диффузора, затормаживается, при этом кинетическая энергия потока преобразуется в потенциальную энергию давления. Общий вид РНК с основными геометрическими параметрами показан на рис. 1 (размеры указаны в миллиметрах).

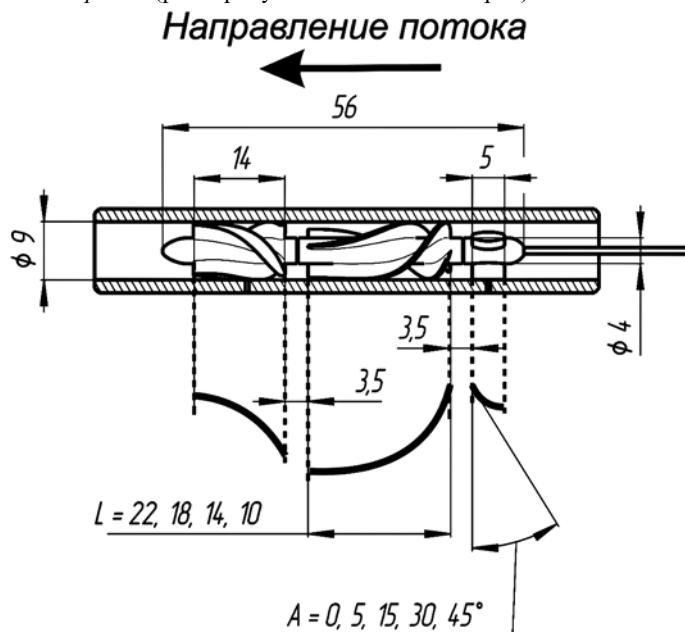


Рис. 1. Общий вид РНК с основными геометрическими параметрами: L – переменная длина лопатки импеллера; A – переменный угол выхода лопатки спрямляющего аппарата

Геометрические модели отличаются друг от друга переменными выходного угла лопаток спрямляющего аппарата и осевой длины лопаток импеллера. Исследование влияния выходного угла лопаток позволит определить наиболее оптимальные значения из заданных с точки зрения эффективности работы насоса. Изменяя длину лопаток импеллера и не меняя при этом основную форму лопатки, можно уменьшить геометрические размеры РНК, что позволяет снизить инвазивность операции. В работе [10] были сформулированы требования к условиям работы РНК в системе «Total Cardio Pulmonary Connection» (TCPC), которая представляет собой соединенные в один узел нижнюю и верхнюю полые вены и правую и левую легочные артерии. На рис. 2 показана модель с нанесенными геометрическими размерами Y-образной конфигурации TCPC

соединения кровеносных магистралей [11]. Для поддержания необходимого уровня гемодинамики насос должен обеспечивать требуемый напор в диапазоне до 15 мм рт. ст. Диапазон расхода соответствует значениям от 0 до 3 л/мин.

Подготовка сетки расчетной области и численное моделирование течения жидкости в РНК осуществлялись в программном комплексе «ANSYS 19.0». Сетка преимущественно состоит из семейств тетраэдров и призм. Для генерации сетки использовались следующие условия: максимальный размер ячейки – 1 мм, минимальный – 0,1 мм без учета локальных, более плотных областей – локальных сгущений. Локальные сгущения применялись в зазоре между лопатками импеллера и стенкой трубки, а также в областях кромок лопаток, так как они состоят из поверхностей малой кривизны и лежат в диапазоне от 0,05 до 0,2 мм. Вблизи физических стенок находятся призматические ячейки, которые представляют собой 6 пристеночных слоев с характерной высотой 0,005 мм. Эти параметры сетки позволили получить устойчивое решение в модуле численного моделирования «ANSYS Fluent».

Для моделирования использовался стационарный по времени тип расчета в решателе на основе распределения давления (Pressure-Based). Так как импеллер РНК вращается со скоростью несколько тысяч оборотов в минуту, внутри проточной части формируется турбулентный тип течения – поэтому использовалась модель $k-\omega$ SST. В качестве граничных условий были выбраны статическое давление на входе, расхода на выходе из насоса и массовый расход на входе. В качестве модельной жидкости применялась неньютоновская жидкость с плотностью 1055 кг/м^3 и вязкостью $0,0035 \text{ Па}\cdot\text{с}$. Условием завершения итеративного процесса расчета принимались невязки для параметров статического давления на входе, расхода на выходе и максимальной скорости в расчетном объеме. Величина невязки была выбрана менее 0,001 на каждую итерацию.

Результаты и выводы

Проведенное численное моделирование позволило получить серию расходно-напорных характеристик (РНХ) для каждой геометрической модели. В расчетах использовалась одна скорость вращения ротора, равная значению 7000 об/мин, и одинаковые граничные условия расчета, а также условия завершения итеративного вычислительного процесса. На *рис. 3* показаны РНХ для РНК с изменяемым выходным углом лопаток спрямляющего аппарата. Из представленного графика видно, что увеличение выходного угла как минимум до 45 град позволяет незначительно повысить требуемый напор, создаваемый РНК.

На *рис. 4* показаны РНХ для РНК, в котором изменяется длина лопаток импеллера. Из графика видно, что уменьшение длины лопаток приводит к снижению напора и снижению на-

клона кривой. Для точки 2,2 л/мин напор снижается почти в два раза. Если снижение напора является негативным следствием, то снижение наклона кривой позволяет использовать насос в более широком диапазоне по расходу относительно рабочей точки, так как при изменении расхода разброс перепада давления становится меньше, но при этом необходимо повышать скорость вращения ротора, чтобы обеспечить напор в 11 мм рт. ст. Повышение скорости ротора неизбежно приводит к увеличению касательных напряжений.

При этом стоит отметить, что спрямляющий аппарат осевого насоса в большей степени является гидравлическим сопротивлением, что приводит к снижению эффективности РНК. Это видно из *рис. 5*, где сравниваются РНХ насосов, где в качестве спрямляющего аппарата в одном случае используются непрофилированные прямые лопатки, а в другом – лопатки с выходным углом, равным 45 град. Из этого можно заключить, что для снижения гидродинамического сопротивления лопатки следует делать максимально тонкими и прямыми – это позволит повысить эффективность РНК.

Оценка влияния насоса на кровь осуществлялась на основе анализа значений касательных напряжений. Известно, что касательные напряжения, возникающие в потоке, могут оказывать существенное влияние на эритроциты крови [12]. В рассматриваемой работе было количественно оценено объемное распределение касательных напряжений относительно пороговых значений, соответствующих значениям 9, 50, 150 Па [13]. На *рис. 6* показана диаграмма распределения касательных напряжений по объему расчетной области в условиях подключения РНК к гидравлической системе ТСРС. Данные результаты представлены для рабочей точки, соответствующей значению расхода 2,2 л/мин и напору 11 мм рт. ст. Для поддержания необходимого уровня гемодинамики скорость вращения ротора соответствует значениям 7100, 7700, 8000, 8200 об/мин для геометрических моделей с длиной лопаток ротора 22, 18, 14, 10 мм. Также можно отметить, что время пролета частиц существенно не сокращается по мере уменьшения длины лопатки ротора, так как общий расход жидкости не изменяется.

Таблица 1

Минимальное, максимальное и осредненное время пребывания частиц в РНК

Длина лопаток, мм	Минимальное время, с	Максимальное время, с	Осредненное время, с
22	0,238	1,34	0,372
18	0,242	2,27	0,425
14	0,238	6,26	0,403
10	0,264	2,80	0,387

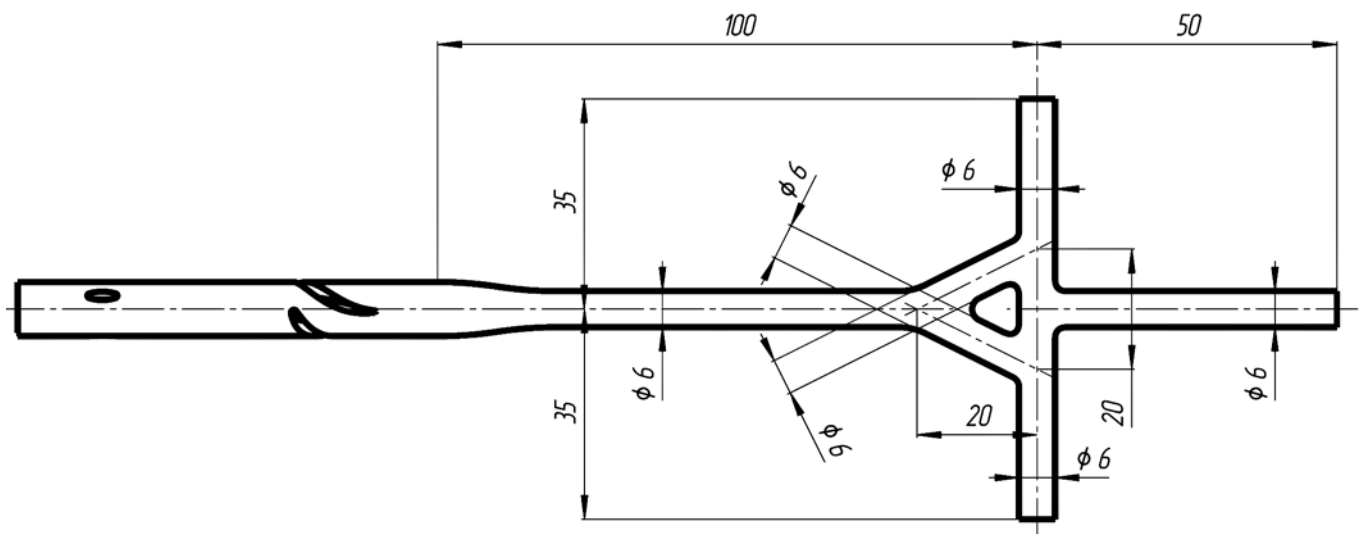


Рис. 2. Y-образная конфигурация соединения кровеносных магистралей

Из приведенных результатов видно, что при уменьшении длины лопатки несущественно изменяется не только максимальное значение касательных напряжений, но и объем областей, где наблюдаются касательные напряжения всех пороговых уровней. Это обосновывается уменьшением площади кромки лопатки со стороны зазора.

Также для оценки влияния изменения геометрии проточной части были проанализированы времена пребывания частиц в полости насоса в рабочей точке 2,2 л/мин для моделей с

изменяемым по длине лопаток ротором. Данные по минимальному, максимальному и осредненному по всем линиям тока временам приведены в табл. 1.

Из приведенных результатов видно, что в осевых насосах крови следует избегать наличия спрямляющего аппарата на входе в насос, если это позволяют конструктивные особенности насоса. В случае установки спрямляющего аппарата следует максимально уменьшать размер лопаток, а также выполнять их таким образом, чтобы минимизировать занимаемый

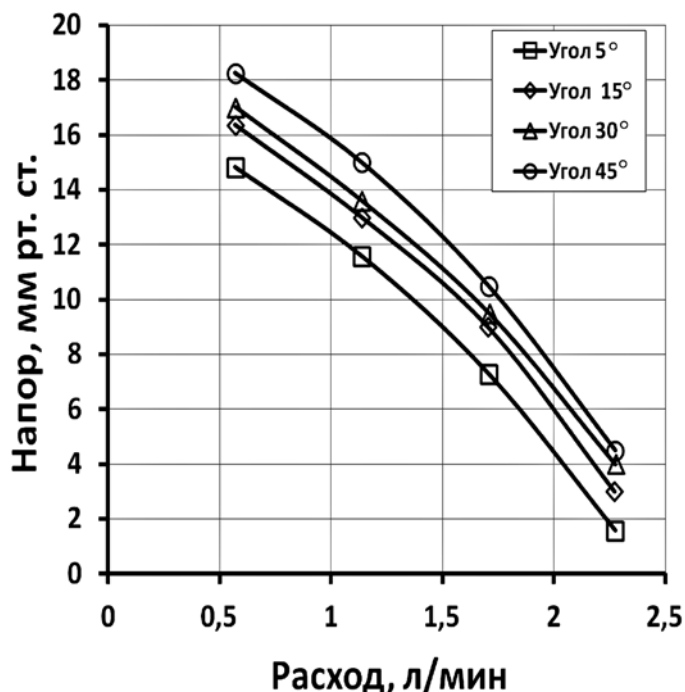


Рис. 3. РНХ для РНХ с изменяемым выходным углом лопаток спрямляющего аппарата

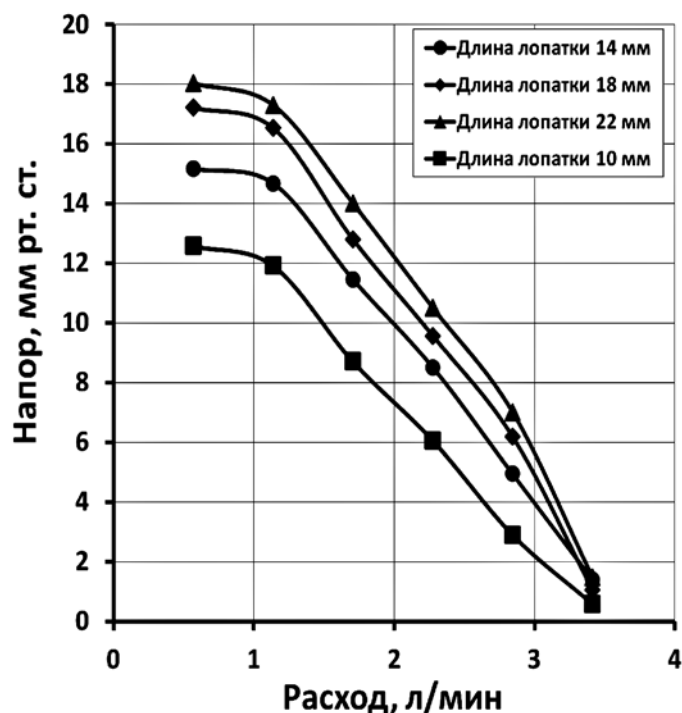


Рис. 4. РНХ для РНХ с изменяемой длиной лопаток ротора

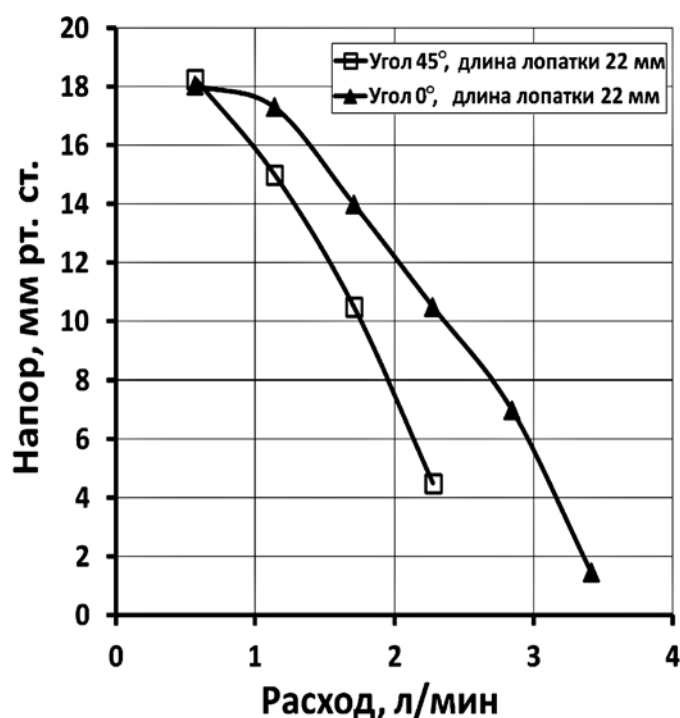


Рис. 5. Сравнение РНХ насосов, где в качестве спрямляющего аппарата в одном случае используются непрофилированные прямые лопатки, а в другом – лопатки с выходным углом, равным 45 град

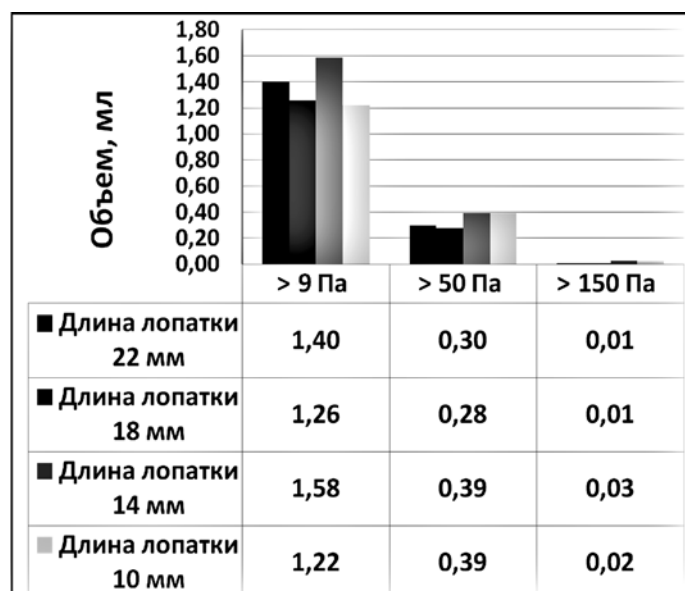


Рис. 6. Диаграмма распределения касательных напряжений по объему расчетной области в условиях подключения РНХ к гидравлической системе ТСРС

ими просвет в канале в поперечном сечении. Уменьшение длины лопаток импеллера с 22 до 10 мм путем пропорционального масштабирования профиля лопаток позволяет снизить массогабаритные характеристики РНК и, как следствие, сделать насос более миниатюрным; при этом следует учитывать, что для поддержания необходимого уровня гемодинамики необходимо повышать скорость вращения ротора с 7100 до 8200 об/мин для рабочей точки 2,2 л/мин при напоре 11 мм рт. ст. При этом повышение скорости вращения ротора существенно не влияет на среднее время пребывания частиц в полости насоса, а также на величину объема областей, где наблюдаются повышенные скалярные касательные напряжения.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда. Соглашение № 18-79-10008.

Список литературы:

1. Tanner K., Sabrine N., Wren C. Cardiovascular malformations among preterm infants // *Pediatrics*. 2005. Vol. 116. № 6. PP. 833-838.
2. Jayakumar K.A., Addonizio L.J., Kichck-Christant M.R. et al. Cardiac transplantation after the Fontan or Glenn procedure // *Journal of the American College of Cardiology*. 2004. Vol. 44. № 10. PP. 2065-2072.
3. Gentles T.L., Mayer J.E., Gauvreau K. et al. Fontan operation in five hundred consecutive patients: Factors influencing early and late outcome // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1997. Vol. 114. № 3. PP. 376-391.
4. Throckmorton A.L., Chopski S.G. Pediatric circulatory support: Current strategies and future directions. Biventricular and univentricular mechanical assistance // *ASAIO Journal*. 2008. Vol. 54. № 5. PP. 491-497.
5. Senzaki H., Masutani S., Ishido H. et al. Cardiac rest and reserve function in patients with Fontan circulation // *Journal of the American College of Cardiology*. 2006. Vol. 47. № 12. PP. 2528-2535.
6. 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.
7. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*. 2015. Vol. 29. № 3. PP. 207-210.
8. 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.
9. Telyshev D.V., Denisov M.V., Pugovkin A., Selishchev S.V., Nesterenko I.V. The Progress in the Novel Pediatric Rotary Blood Pump Sputnik Development // *Artificial Organs*. 2018. Vol. 42. № 4. PP. 432-443.
10. Telyshev D.V., Denisov M.V., Selishchev S.V. Numerical Simulation of Blood Flow in a Rotary Pump for Use in Pediatric Cardiac Surgery in Patients with Fontan Procedure // *Biomedical Engineering*. 2018. № 6. PP. 32-35.
11. Telyshev T., Denisov M., Markov A., Fresiello L., Verbelen T., Selishchev S. Energetics of blood flow in Fontan circulation under VAD support // *Artificial Organs*. 2020. Vol. 44. № 1. PP. 50-57.
12. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E. et al. A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: Shear stress, exposure time and hemolysis index // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2012. Vol. 134. № 8.
13. Thamsen B., Blumel B., Schaller J. et al. Numerical analysis of blood damage potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD rotary blood pumps // *Artificial Organs*. 2015. Vol. 39. № 8. PP. 651-659.

Максим Валерьевич Денисов,
инженер,

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

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

Л.В. Беляев, А.В. Жданов, Н.С. Довбыш

Определение ресурса работы насосов крови для пневматических систем вспомогательного кровообращения на основе математического моделирования напряженно-деформированного состояния подвижной диафрагмы

Аннотация

Представлены результаты расчета ресурса работы насосов крови на основании энергетического критерия разрушения диссипативного типа для пневматических систем вспомогательного кровообращения на основе математического моделирования напряженно-деформированного состояния диафрагм толщиной 0,3 и 0,5 мм. Дана оценка влияния толщины диафрагмы на ресурс ее работы при симметричном и пилообразном циклах изменения нагрузки. Определены амплитуды максимальных эквивалентных напряжений и коэффициенты запаса прочности для разных толщин диафрагмы.

Введение

Одним из видов систем механической поддержки кровообращения, чаще всего применяемых в качестве так называемого моста к трансплантации сердца, являются паракорпоральные системы вспомогательного кровообращения (ВК) пульсирующего типа с пневматическим приводом [1], которые рассчитаны на длительный срок применения и должны обеспечивать расчетный срок службы 50...100 млн циклов работы насоса крови (НК) с высокой надежностью [2]. С другой стороны, американским Агентством по клиническому приме-

нению вновь разрабатываемых медицинских устройств разрешается начинать медико-биологические исследования систем ВК только при соблюдении следующих условий: проведение лабораторных испытаний, работа разрабатываемых систем ВК на протяжении периода не менее одного года с соблюдением требуемого уровня надежности [3]. Определение ресурса работы может занять еще более длительный период времени.

Анализ литературных источников показывает, что на данный момент для оценки ресурса работы НК наиболее часто используются гидродинамические стенды. Так, в работе [4] приведены результаты оценки ресурса работы системы «Penn