

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ МОДЕЛЬ ДИСКОВОГО НАСОСА ДЛЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ ПОДДЕРЖКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ

*А.М. Чернявский¹, Т.М. Рузматов¹, А.В. Фомичев¹, А.Е. Медведев², Ю.М. Приходько²,
В.М. Фомин², В.П. Фомичев², В.П. Чехов²*

¹ Новосибирский научно-исследовательский институт патологии кровообращения имени академика Е.Н. Мешалкина Минздрава России

² Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича СО РАН

С каждым годом возрастает актуальность использования систем вспомогательного кровообращения для лечения хронической сердечной недостаточности (ХСН). Ежегодно погибают более 20% пациентов из листа ожидания, так и не дождавшись донорского сердца. В нашей стране существует огромная потребность в системах механической поддержки сердца, однако приобретение зарубежных устройств связано с чрезмерными финансовыми затратами. Кроме этого, на сегодняшний день не существует ни одной системы, которая на 100% отвечала бы всем медико-техническим требованиям и обладала бы высокой безопасностью для пациента. Поэтому исследования в области разработки систем вспомогательного кровообращения являются актуальными и востребованными не только в нашей стране, но и за рубежом. Одним из перспективных направлений в этой сфере являются дисковые насосы вязкого трения, основанные на принципе работы насоса Тесла. В статье описаны создание и работа действующего макета дискового насоса. Результаты математических исследований и стендовых испытаний подтвердили, что расходно-напорные характеристики создаваемого насоса способны обеспечить необходимые параметры кровообращения. Полученные данные подтверждают перспективность выбранного направления исследований и дают основания для дальнейшей разработки и испытания этой модели насоса.

Ключевые слова: сердечная недостаточность, механическая поддержка сердца, дисковый насос Тесла, система обхода левого желудочка.

THE EXPERIMENTAL MODEL OF DISC-PUMP FOR MECHANICAL CIRCULATORY SUPPORT

*A.M. Chernyavskiy¹, T.M. Ruzmatov¹, A.V. Fomichev¹, A.E. Medvedev², Y.M. Prikhodko²,
V.M. Fomin², V.P. Fomichev², V.P. Chekhov²*

¹ Federal state institution «E.N. Meshalkin Novosibirsk Research Institute of Circulation Pathology» of Ministry of Healthcare, Russian Federation

² S.A. Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics, Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences

The relevance of the use of circulatory support systems for the treatment of chronic heart failure (CHF) has increased over the recent years. Up to 20% of the patients from the waiting list for a donor heart die each year before they could get one. In our country, there is a huge need for mechanical heart support systems. However, the acquisition of foreign systems is associated with the excessive financial costs. In addition, nowadays, there is no system that would meet all medical and technical requirements in full, and at the same time, would be of high safety for the patient. Therefore, research on the development of the systems of auxiliary circulation is highly relevant and is in demand in our country. One of the promising directions in this field is disk pumps of viscous friction, which are based on the operation principle of Tesla disk pump. This article describes the creation and operation of the current model of the disk pump. The results of the bench tests confirmed that the expendable pressure characteristics of our disk pump are capable of providing the necessary parameters of blood circulation.

Для корреспонденции: Рузматов Тимур Махмуджанович. Адрес: 630055, Новосибирск, ул. Речкуновская, 15. Тел. (960) 785-47-92. E-mail: t.m.ruzmatov@gmail.com.

For correspondence: Ruzmatov Timur Makhmudzhanovich. Address: 15, Rechkunovskaya st., 630055 Novosibirsk, Russian Federation. Tel. (960) 785-47-92. E-mail: t.m.ruzmatov@gmail.com

The findings confirm the perspective of the selected research area and provide the basis for further development and testing of this model of pump.

Key words: heart failure, mechanical support of the heart, Tesla disk pump, the system of left ventricular bypass.

ВВЕДЕНИЕ

Хроническая сердечная недостаточность (СН) развивается на определенном этапе течения большинства заболеваний сердца и является прогрессирующим процессом, сопровождающимся высокой инвалидизацией и смертностью. По данным исследования ЭПОХА–ХСН, распространенность хронической сердечной недостаточности (ХСН) I–IV функционального класса (ФК) в популяции составила 7% случаев (7,9 млн человек). Клинически выраженная ХСН (II–IV ФК) имеет место у 4,5% населения (5,1 млн человек). Распространенность терминальной сердечной недостаточности (III–IV ФК) достигает 2,1% случаев (2,4 млн человек) [1, 2]. Эффективность медикаментозной и ресинхронизирующей терапии при прогрессировании СН относительно невысока. Смертность в течение одного года с клинически выраженной ХСН (III–IV ФК) достигает 26–29% [3, 4], и единственным выходом для пациента остается трансплантация сердца. В мире ежегодно выполняется более 5000 трансплантаций сердца в более чем 300 странах [5]. Что касается нашей страны, очевидно, что число пациентов в листах ожидания трансплантации органов в РФ год от года будет увеличиваться. Это связано с увеличением числа трансплантаций, выполняемых в РФ [6], и соответственно, с ростом потребности в трансплантации органов.

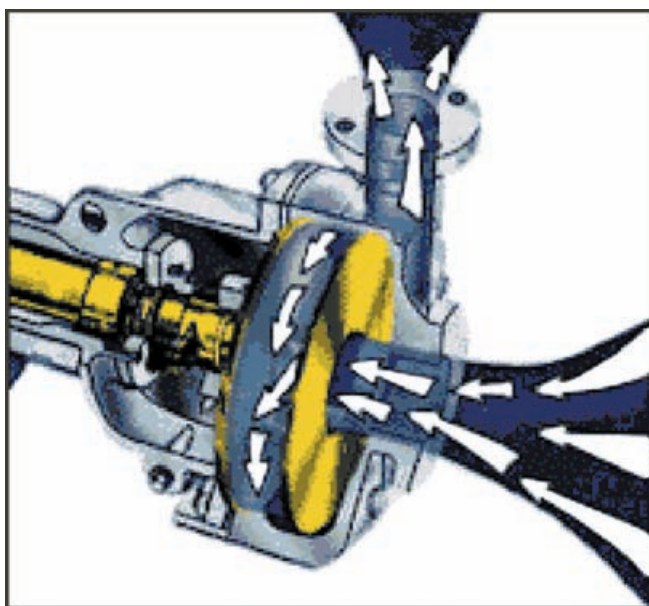


Рис. 1. Схема действия дискового насоса трения

Fig. 1. The scheme of the disk friction pump

Однако, несмотря на увеличение количества трансплантаций сердца, летальность в группе пациентов, ожидающих трансплантацию, остается очень высокой, так как часть пациентов имеют противопоказания к трансплантации, другие погибают, не дождавшись операции, из-за тяжести состояния [7].

Альтернативным методом лечения может выступать использование систем вспомогательного кровообращения (ВК), получивших название искусственных желудочков сердца [8]. Данные системы могут быть использованы как в качестве моста к трансплантации сердца, так и в качестве длительной терапии у пациентов с противопоказаниями к трансплантации сердца.

Для поддержки левого желудочка в большинстве случаев применяются имплантируемые аксиальные насосы [9]. Для бивентрикулярной поддержки обычно применяются экстракорпоральные системы с пневматическим приводом [10].

В последние два десятилетия в нашей стране активно идет разработка отечественных устройств механической поддержки кровообращения [11]. В статье представлено описание и экспериментальные данные работы дискового насоса на основе модели насоса Н. Тесла [12], разрабатываемого сотрудниками Новосибирского научно-исследовательского института патологии кровообращения имени академика Е.Н. Мешалкина и Института теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича СО РАН.

Основным преимуществом дискового насоса является бережное воздействие на перекачиваемую жидкость. Дисковые насосы трения (рис. 1), в отличие от лопастных насосов, имеют ряд характеристик, которые позволяют их использовать в качестве насосов вспомогательного кровообращения. Насосы вспомогательного кровообращения (имплантируемые насосы левого желудочкового обхода – left ventricular assist device – LVAD) в силу своих конструктивных особенностей меньше (по сравнению с лопастными насосами) повреждают эритроциты крови. Пограничный слой не только передает кинетическую энергию жидкости, находящейся между дисками, но и работает в качестве молекулярного буфера между поверхностью диска и элементами, находящимися в жидкости. Около стенки диска образуется безэритроцитный слой плазмы крови, поэтому эритроциты не контактируют с поверхностью диска [13, 14], и благодаря этому предотвращается повреждение форменных элементов крови.

РАСЧЕТ ХАРАКТЕРИСТИК НАСОСА

Исследования по адаптации дисковых насосов трения для использования в качестве LVAD описаны в ряде работ [15–18]. Ротор насоса был собран из дисков с внешним диаметром 76 мм. Обороты ротора менялись от 1250 до 1750 об/мин. Во время стендовых испытаний расход жидкости достигал 10 л/мин при давлении 100 мм рт. ст. Также было выполнено исследование гемолиза, которое показало минимальное повреждение крови с уровнем ниже, чем у многих других конструкций центробежных насосов крови. Также было показано отсутствие застойных зон и вихреобразования в потоке при любом расходе. Основным недостатком данного насоса – в больших габаритах, затрудняющих его установку в организм человека.

В других работах [19, 20] описан насос с внешним диаметром дисков 20 мм, который обеспечивает перекачку до 10 л/мин при скорости вращения ротора 8000 об/мин и с напором 70 мм рт. ст. Для исследования гемолиза и тромбообразования были проведены эксперименты *in vitro* (с бычьей кровью) и *in vivo* (100-килограммовый теленок, насос располагался снаружи). Результаты, по словам авторов, удовлетворительные, хотя авторы получили достаточно высокие уровни напряжения сдвига (300–500 Па), что является потенциально угрожающим по развитию тромбозов и развитию гемолиза.

Из всего вышесказанного можно сделать вывод, что использование конструкций дисковых насосов для перекачивания крови является интересным с экспериментальной и клинической точки зрения.

Математическая модель

Нами проводился анализ течения в зазоре дискового насоса по математической модели, предложенной в работе [21]. Были рассчитаны характеристики насоса: скорости потока, перепад давления, тензор напряжений насоса. Анализ течения позволил определить оптимальные характеристики дискового насоса трения. Был обнаружен локальный минимум давления в насосе, что приводит к локальному «запиранию» потока и снижению напорных характеристик насоса. Найдены параметры, которые вызывают локальное «запирание» потока, и указаны пути преодоления этого явления. Найдены оптимальный внутренний радиус диска, при котором достигается максимальный перепад давления дискового насоса. Рассчитаны оптимальные параметры дискового пакета насоса.

Геометрия расчетной области

Было изучено течение в зазоре между вращающимися дисками (рис. 2) применительно к дисковому насосу с ротором из 12 дисков. Ниже приведены

параметры насоса, используемого для расчета. Выбор характеристик насоса и размера дисков ориентирован на разрабатываемый насос поддержки кровообращения.

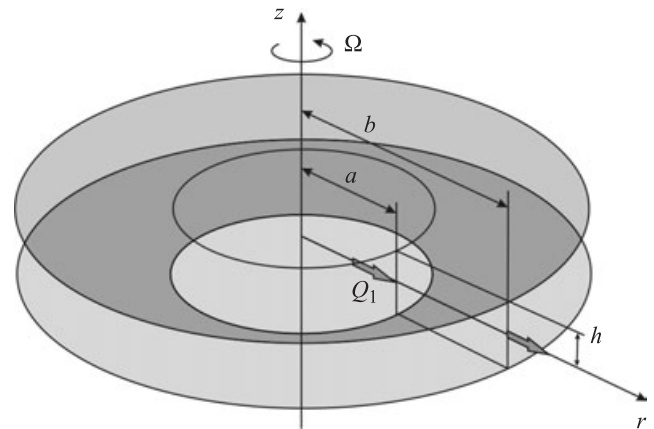


Рис. 2. Геометрия расчетной области зазора между вращающимися дисками

Fig. 2. The geometry of the calculated gap area between the rotating disks

Расчетные геометрические параметры задачи: внутренний $a = 6$ мм и внешний $b = 20$ мм радиусы дисков; зазор между дисками $2h = 0,5$ мм; безразмерный минимальный радиус $r_{\min} = a/b = 0,3$, параметр $\varepsilon = h/b = 0,0125$.

Параметры модельной смеси (глицерин 40% + вода 60%): коэффициент динамической вязкости $\mu = 3,7 \cdot 10^{-3}$ кг/(м · с); плотность $\rho = 1100$ кг/м³.

Параметры насоса (12 дисков): скорость вращения дисков менялась от $\Omega = 1000$ об/мин до $\Omega = 3500$ об/мин; расход всего насоса варьировался от $Q = 0,63$ л/мин до $Q = 7,74$ л/мин (расход на один зазор между дисками равен $Q_1 = Q/11$).

Расчет траектории эритроцитов

Для оптимизации параметров насоса необходимо было уменьшить время нахождения крови в проточном тракте насоса. Для этого были проведены расчеты траекторий эритроцитов крови в зазоре между дисками. Кровь представляет собой суспензию, состоящую из плазмы и форменных элементов (эритроцитов, лейкоцитов и др.). Объемная доля эритроцитов составляет около 45% (объемная доля эритроцитов – это показатель гематокрита, в норме равен 45%), содержание остальных форменных элементов крови около 1%. Эритроциты оказывают решающее влияние на реологические свойства крови. Эритроциты в норме представляют собой двояковогнутый циклоид с размерами 3 и 10 микрон. Считается, что средний размер эритроцита около 8 микрон. Эритроциты немного тяжелее плазмы:

плотность эритроцитов – 1100 кг/м^3 , плотность плазмы – 1030 кг/м^3 .

Расчеты траекторий движения эритроцитов показали, что в зазоре между дисками кровь не успевает сепарироваться, из-за того что траектории эритроцитов практически совпадают с траекторией точек жидкости. В зависимости от скорости вращения дисков эритроциты делают внутри зазора между дисками от 2 до 6 оборотов.

Влияние скорости вращения ротора на параметры течения

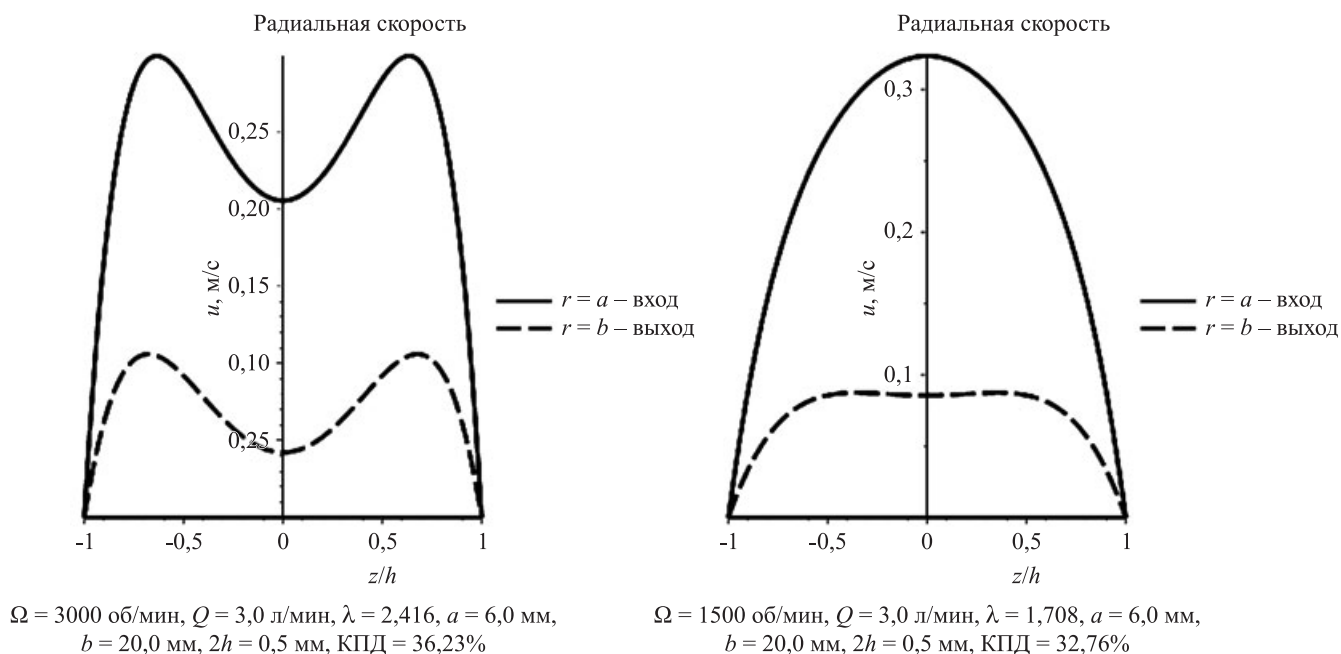
Была проведена серия расчетов течения жидкости в зазоре между плоскими и неплоскими дисками. На рис. 3 показан профиль радиальной скорости в зазоре между дисками на входе ($r = a$) и на выходе ($r = b$) для двух скоростей вращения дисков (3000 и 1500 об/мин). Как известно [22], характер течения между дисками определяется параметром λ , который равен отношению половины междискового расстояния h к толщине пограничного слоя δ . При $\lambda = 1$ все междисковое пространство охвачено вязким течением (пограничные слои сомкнулись), при $\lambda > 1$ профиль скорости имеет прогиб (пограничные слои не смыкаются), при $\lambda < 1$ пограничные слои перекрываются (профиль скорости выпуклый). Это хорошо подтверждается данными, приведенными на рис. 3.

Для дискового насоса, предназначенного для перекачки крови, необходимо добиться минимума

тензора сдвиговых напряжений. Чем меньше их значения, тем меньшим деформациям подвергаются эритроциты крови и меньше вероятность их разрушения (гемолиза). Максимальные значения тензоров сдвиговых напряжений достигаются во входном сечении на стенке дисков. При расчете дискового насоса трения в работе [23] (параметры насоса [23] отличаются от представленных здесь) тензор сдвиговых напряжений на входе в дисковый пакет составлял от 250 до 500 Па. В работе [24] в человеческом организме максимальное значение тензора сдвиговых напряжений меньше 60 Па и достигается в артериолах. В нашем дисковом насосе, как показали расчеты, тензор сдвиговых напряжений не превышает 240 Па (при максимальной скорости вращения ротора 3500 об/мин и расходе 7 л/мин). Таким образом, в представленном насосе реализуется течение с лучшими характеристиками по сдвиговому напряжению.

Расчетные расходно-напорные характеристики насоса

На рис. 4 приведен график перепада давления между выходом и входом в насосе. Перепад давления падает с ростом расхода насоса и увеличивается при увеличении скорости вращения дисков. По медицинским показаниям при нормальной работе насоса должен обеспечиваться перепад давления около 100 торр (мм рт. ст.) при расходе около от 5 до 7 л/мин.



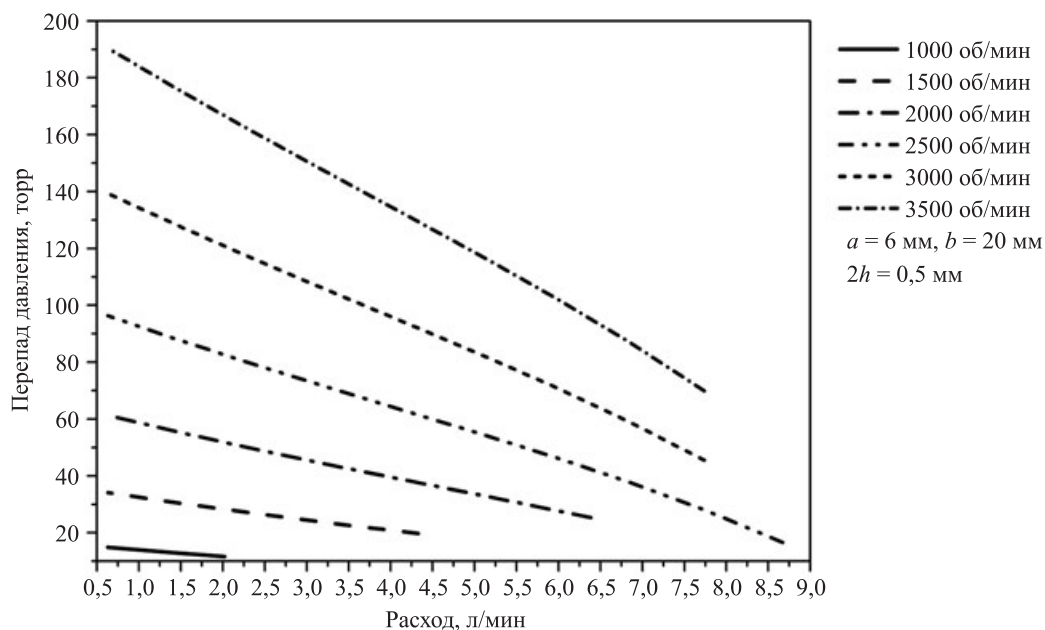


Рис. 4. Перепад давления между выходом и входом насоса в зависимости от расхода для различных скоростей вращения дисков

Fig. 4. The differential pressure between the output and the input of the pump according to the flow velocities for different rotation disks

Влияние зазора между дисками на характеристики насоса

Проведено исследование влияния зазора между дисками на характеристики дискового насоса трения. Рассмотрено три значения расстояния между дисками: 1) $2h = 0,5$ мм; 2) $2h = 0,75$ мм; 3) $2h = 0,25$ мм. Скорость вращения дисков $\Omega = 2500$ об/мин.

На рис. 5 показан перепад давления между входным и выходным сечениями в зависимости от расхода насоса для трех расстояний между дисками. Для всех расстояний между дисками характер поведения примерно одинаковый – перепад давления падает с ростом расхода, только для междискового зазора $2h = 0,25$ мм это падение не такое сильное с ростом расхода, чем для других значений зазора.

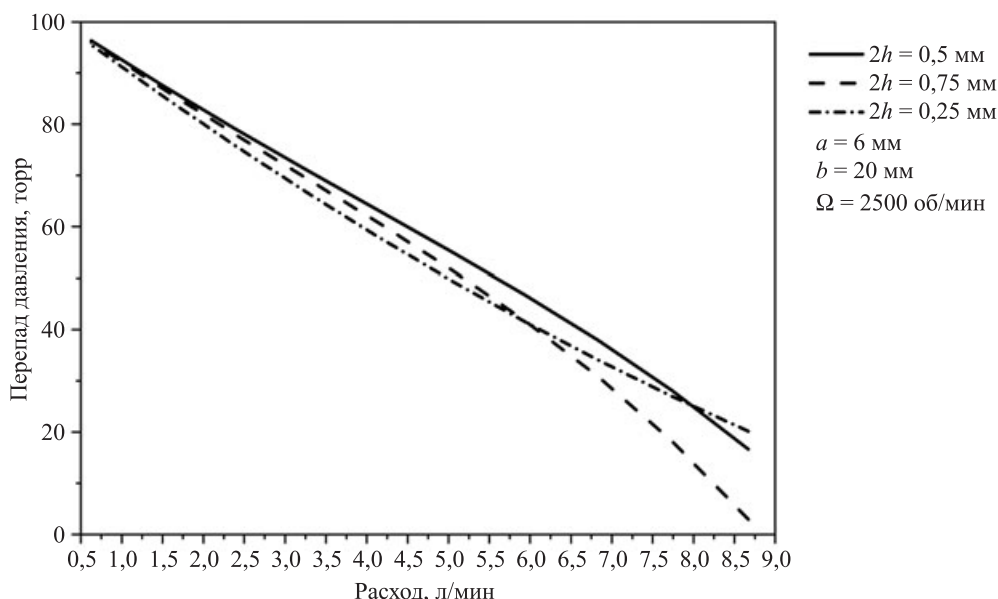


Рис. 5. Перепад давления между выходом и входом насоса в зависимости от расхода для различных расстояний между дисками

Fig. 5. The differential pressure between the outlet and the inlet of the pump according to the flow for different distances between the discs

Влияние входного диаметра дисков на характеристики насоса

Изменение давления по радиусу диска имеет не-монотонный характер – существует локальный минимум давления (рис. 6). В этой точке происходит локальное «запирание» потока. Назовем эту точку оптимальным внутренним радиусом диска r_{opt} , которая находится из решения уравнения $\partial p_{full}(r_{opt}, 0)/\partial r = 0$.

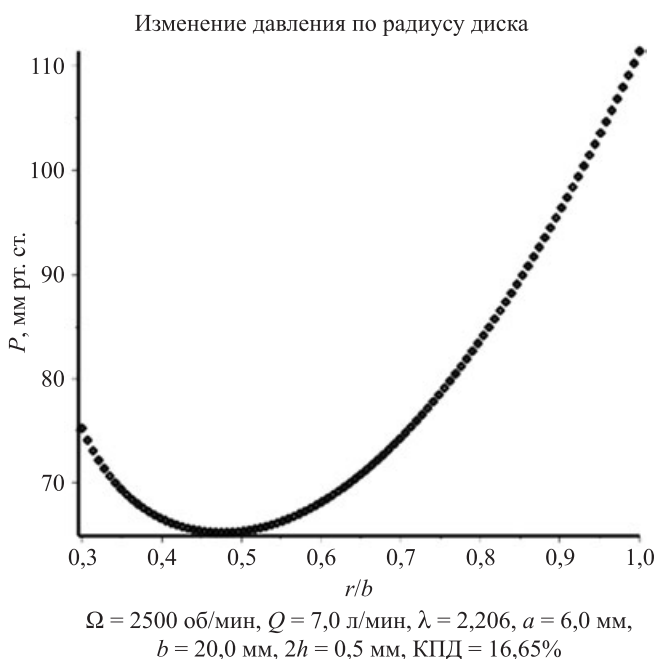


Рис. 6. Немонотонная зависимость давления вдоль радиуса диска

Fig. 6. The non-monotonic dependence of the pressure along the radius of the disk

Если внутренний радиус диска $a < r_{opt}$ или $a > r_{opt}$, то перепад давления в насосе между выходным и входным сечениями не будет максимальным (не оптимальным с точки производительности насоса).

Оптимальный внутренний радиус зависит от расхода, скорости вращения ротора и расстояния между дисками. На рис. 7 приведен график оптимального внутреннего радиуса в зависимости от расхода для различных скоростей вращения ротора. На рис. 8 приведен график оптимального внутреннего радиуса в зависимости от расхода для различных значений междискового расстояния.

Проведена серия расчетов, которая позволила выбрать оптимальные параметры реального дискового насоса для перекачивания крови. Как показывают расчеты (см. рис. 7, 8), добиться оптимальной производительности насоса по всем параметрам не удастся. Поэтому необходимо удовлетворять медицинским требованиям, к которым относятся следующие: расход крови от 3 до 7 л/мин; тензор сдвиговых напряжений не превышает 240 Па; перепад давления в рабочем режиме в 100–110 мм рт. ст. Проведенные расчеты показали, что дисковый насос со следующими параметрами: внутренний радиус дисков 6 мм, внешний радиусе дисков 20 мм, зазор между дисками 0,25 мм и скорость вращения ротора 3000–3500 об/мин обеспечивает выполнение указанных выше параметров.

Выводы по результатам расчетов

Приведен расширенный математический анализ течения в дисковом насосе, исследовано влияние параметров насоса (скорость вращения ротора, за-

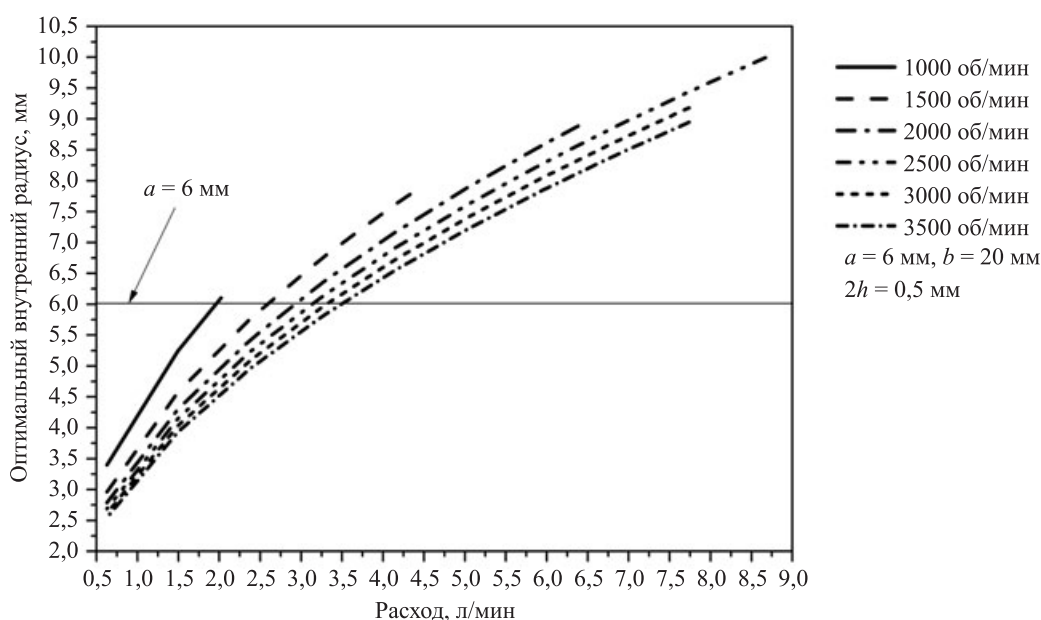


Рис. 7. Оптимальный внутренний радиус дисков для различных скоростей вращения ротора

Fig. 7. The optimal inner radius of disks for the different rotor speeds

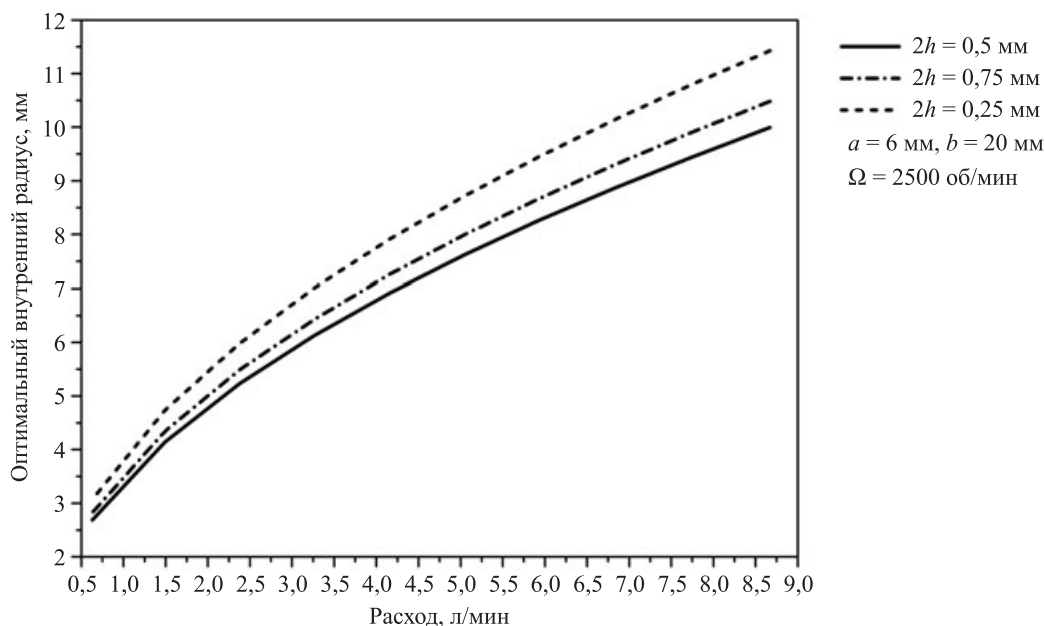


Рис. 8. Оптимальный внутренний радиус дисков для различных размеров зазора между пластинами дисков

Fig. 8. The optimal inner radius of disks for the different sizes of the gap between disks

зор между дисками, внутренний и внешний диаметры дисков). Разработана математическая модель течения вязкой жидкости в зазоре дискового насоса. Рассчитаны характеристики насоса: скорости потока, перепад давления, тензор напряжений насоса. Обнаружен локальный минимум давления в насосе, что приводит к локальному «запиранию» потока и снижению напорных характеристик насоса. Найдены параметры, которые вызывают локальное «запирание» потока и пути преодоления этого явления. Найден оптимальный внутренний радиус диска, при котором достигается максимальный перепад давления дискового насоса. Рассчитаны оптимальные параметры дискового пакета насоса.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ МАКЕТ ДИСКОВОГО НАСОСА ДЛЯ КРОВИ

Экспериментальные исследования были выполнены на установке, модель которой представлена на рис. 9. Установка состояла из корпуса 1 и размещенного в нем ротора 2. При вращении ротора жидкость засасывалась через входное отверстие 3 и, получив ускорение в роторе, выбрасывалась через выходное отверстие 4.

Ротор представлял собой пакет из 12 гладких дисков с отверстиями в центре, соединенных между собой шпильками с разделительными кольцами, обеспечивающими равные зазоры между дисками. Внешний радиус 20 мм, внутренний 6 мм, толщина дисков 0,1 мм, расстояние между соседними дисками 0,5 мм. Спиральный корпус насоса («улитка») строился по принципу так называемого конструкторского квадрата в соответствии с рекоменда-

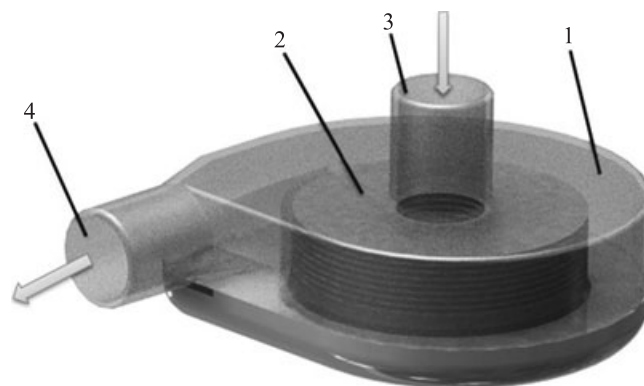


Рис. 9. Модель дискового насоса для перекачивания крови

Fig. 9. The model of disc pump for pumping the blood. The explanation is provided in the text

ми для корпусов центробежных насосов. Диаметры входного и выходного отверстий совпадали и были равны 12 мм. Ротор был закреплен на валу двигателя, который располагался вне корпуса насоса.

Эксперимент проводился следующим образом. Ротор раскручивался до заданной частоты вращения из диапазона от 1000 об/мин до 3500 об/мин с шагом 500 об/мин. Затем при каждой заданной частоте вращения изменялось гидравлическое сопротивление для получения с определенным шагом (1,0 л/мин) дискретных значений расхода. При этом для каждого значения расхода определялось давление на входе и выходе насоса.

Расходно-напорные характеристики насоса приведены на рис. 10, и их можно аппроксимировать формулой:

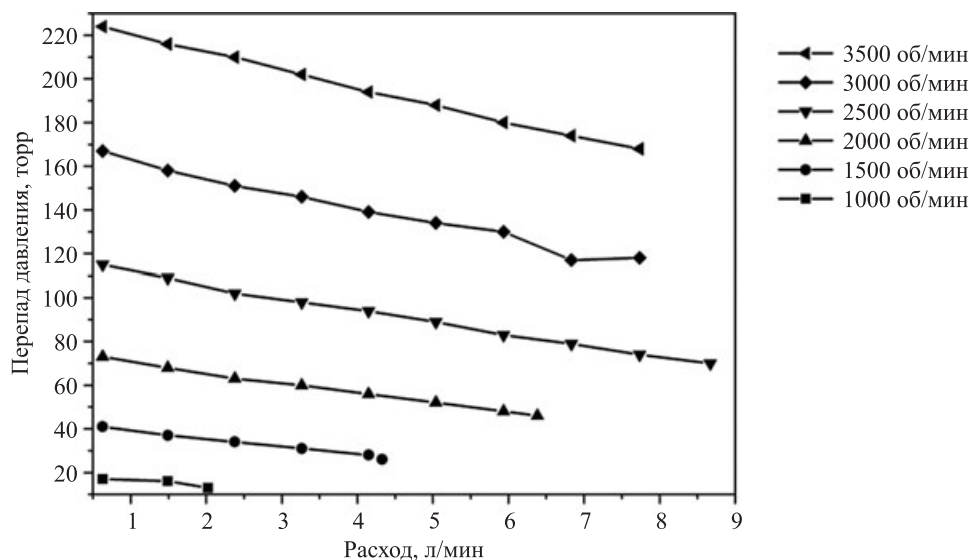


Рис. 10. Расходно-напорные характеристики дискового насоса крови

Fig. 10. The consumable and pressure characteristics of the blood disk pump

$$p(q, \omega) = A(\omega) + B(\omega) \cdot q,$$

$$A(\omega) = -0,8711 + 0,00291 \cdot \omega + 2,06215 \cdot 10^{-5} \cdot \omega^2,$$

$$B(\omega) = -18,35023 + 0,02276 \cdot \omega - 1,13675 \cdot 10^{-5} \cdot \omega^2 + 1,58084 \cdot 10^{-9} \cdot \omega^3,$$

где p – напор в мм рт. ст., q – расход в л/мин, ω – скорость вращения ротора насоса в об/мин.

Выводы по результатам стендовых экспериментов

Полученные расходно-напорные характеристики дискового насоса крови представлены на рис. 10. Зависимости получились почти линейными. Требуемые значения расхода (4–6 л/мин) и напора (80–120 мм рт. ст.) достигаются при частоте вращения ротора в диапазоне 2500–2800 об/мин.

Результаты, полученные в ходе проведенных исследований расходно-напорных характеристик дискового насоса, подтверждают возможность создания на его базе имплантируемого насоса крови. Следующим этапом предполагается провести эксперименты для оценки степени тромбообразования и травмируемости крови при использовании дискового насоса.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенного нами исследования разработана математическая модель течения вязкой жидкости в зазоре дискового насоса. Рассчитаны характеристики насоса: скорости потока, перепад давления, тензор напряжений и гидравлический коэффициент полезного действия насоса. Найден оптимальный внутренний радиус диска, при котором достигается максимальный перепад давления дис-

кового насоса. Рассчитаны оптимальные параметры дискового пакета насоса.

На основе проведенного исследования, используя математическую модель течения крови, создан действующий макет дискового насоса. Проведены стендовые испытания, которые подтвердили возможность реализации расходно-напорных характеристик насоса в требуемых интервалах величин (напор 120 мм рт. ст., расход 8 л/мин) при числах оборотов ротора до 3000 об/мин, что положительно отличает прототип от существующих аналогов.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 15-29-01175.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Фомин ИВ, Фомин КВ, Беленков ЮН и др. Распространенность хронической сердечной недостаточности в Европейской части Российской Федерации – данные ЭПОХА-ХСН. *Сердечная недостаточность*. 2006; 7 (3): 112–115. Fomin IV, Fomin KV, Belenkov YuN i dr. Rasprostranennost' hronicheskoy serdechnoy nedostatochnosti v Evropejskoj chasti Rossijskoj Federacii – dannye EHPOHA-HSN. *Serdechnaya nedostatochnost'*. 2006; 7 (3): 112–115.
2. Беленков ЮН, Фомин ИВ, Мареев ВЮ. Первые результаты Российского эпидемиологического исследования по ХСН. *Сердечная недостаточность*. 2003; 4 (11): 26–30. Belenkov YuN, Fomin IV, Mareev VYu. Pervye rezul'taty Rossijskogo ehpidemiologicheskogo issledovaniya po HSN. *Serdechnaya nedostatochnost'*. 2003; 4 (11): 26–30.
3. Даниелян МО. Прогноз и лечение хронической сердечной недостаточности (данные 20-летнего наблюдения). *Медицинские науки*. 2001: 36–33. Danielyan MO. Prognoz i lechenie hronicheskoy serdechnoy

- nedostatochnosti (dannye 20-letnego nablyudeniya). *Medicinskie nauki*. 2001; 36–33.
4. Мареєв ВЮ, Агеев ФТ, Арутюнов ГП и др. Национальные рекомендации ОССН, РКО и РНМОТ по диагностике и лечению ХСН (четвертый пересмотр). *Сердечная недостаточность*. 2013; 14 (7): 379–472. Mareev VYu, Ageev FT, Arutyunov GP i dr. Nacional'nye rekomendacii OSSN, RKO i RNMOT po diagnostike i lecheniyu HSN (chetvertyj peresmotr). *Serdechnaya nedostatochnost'*. 2013; 14 (7): 379–472.
 5. Stehlik J, Edwards LB. The Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: 29th official adult heart transplant report – 2012. *The Journal of heart and lung transplantation*. 2012; 31 (10): 1052–1064.
 6. Готьє СВ, Мойсюк ЯГ, Хомяков СМ. Донорство и трансплантация органов в Российской Федерации в 2013 году (VI сообщение регистра Российского трансплантологического общества). *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2014; XVI (2): 5–23. Gautier SV, Moysyuk YaG, Khomyakov SM. Organ donation and transplantation in the Russian Federation in 2013 6th report of National Register. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov = Russian journal of transplantology and artificial organs*. 2014; XVI (2): 5–23 [English abstract].
 7. Garbade J, Bittner HB, Barten MJ et al. Current Trends in Implantable Left Ventricular Assist Devices. *Cardiology Research and Practice*. 2011; Vol. 2011, Article ID 290561, 9 pages, 2011. doi:10.4061/2011/290561.
 8. Чернявский АМ, Ефремова ОС, Ружматов ТМ и др. Предикторы отдаленной летальности больных ишемической болезнью сердца с выраженной левожелудочковой дисфункцией. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2015; 19 (2): 49–55. Cherniavsky AM, Yefremova OS, Ruzmatov TM et al. Predictors of remote mortality of CHD patients with severe left ventricular dysfunction. *Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2015; 19 (2): 49–54 [English abstract].
 9. Dembitsky WP, Tector AJ, Park S et al. Left ventricular assist device performance with long-term circulatory support: lessons from the REMATCH trial. *The Annals of thoracic surgery*. 2004; 78 (6): 2123–2130.
 10. Magliato KE et al. Biventricular support in patients with profound cardiogenic shock: a single center experience. *ASAIO Journal*. 2003; 49: 475–479.
 11. Иткин ГП. Устройства для вспомогательного кровообращения: прошлое, настоящее и будущее непulse-рующих насосов. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2009; 11 (3): 81–87. Itkin GP. Ventricle assist device: past, present, and future nonpulsatile pumps. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov = Russian journal of transplantology and artificial organs*. 2009; 11 (3): 81–87 [English abstract].
 12. Tesla N. Fluid propulsion. U.S. Patent 1,061,206, 1913.
 13. Медведев АЕ, Фомин ВМ. Двухфазная модель течения крови в крупных и мелких сосудах. *Доклады Академии наук*. 2011; 441 (4): 476–479. Medvedev AE, Fomin VM. Dvuhfaznaya model' techeniya krovi v krupnykh i melkiykh sosudah. *Doklady Akademii nauk*. 2011; 441 (4): 476–479.
 14. Медведев АЕ. Двухфазная модель течения крови. *Российский журнал биомеханики*. 2013; 17, № 4 (62): 22–36. Medvedev AE. Dvuhfaznaya model' techeniya krovi. *Rossiyskiy zhurnal biomehaniki*. 2013; 17, № 4 (62): 22–36.
 15. Miller GE, Etter BD, Dorsi JM. A multiple disk centrifugal pump as a blood flow device. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1990; 37 (2): 157–163.
 16. Miller GE, Sidhu A, Fink R et al. Evaluation of a multiple disk centrifugal pump as an artificial ventricle. *Artificial Organs*. 1993; 17 (7): 590–592.
 17. Miller GE, Madigan M, Fink R. A preliminary flow visualization study in a multiple disk centrifugal artificial ventricle. *Artificial Organs*. 1995; 19 (7): 680–684.
 18. Miller GE, Fink R. Analysis of optimal design configurations for a multiple disk centrifugal blood pump. *Artificial Organs*. 1999; 23 (6): 559–565.
 19. Izraelev V, Weiss WJ, Fritz B et al. A passive-suspended Tesla pump left ventricular assist device. *ASAIO Journal*. 2009; 55 (6): 556–561.
 20. Medvitz RB, Boger DA, Izraelev V et al. CFD Design and Analysis of a Passively Suspended Tesla Pump Left Ventricular Assist Device. *Artificial Organs*. 2011; 35 (5): 522–533.
 21. Batista M. Steady flow of incompressible fluid between two co-rotating disks. *Applied Mathematical Modelling*. 2011; 35: 5225–5233.
 22. Мисюра ВИ, Овсянников БВ, Присяжков ВФ. Дисковые насосы. М.: Машиностроение, 1986. Misjura VI, Ovsjannikov BV, Prisnjakov VF. Diskovye nasosy. M.: Mashinostroenie, 1986.
 23. Jhun C-S, Newswanger R, Cysyk J et al. Tesla-Based Blood Pump and Its Applications. *Transactions of the ASME*. 2013; 7: 040917-2.
 24. Papaioannou TG, Stefanadis C. Vascular Wall Shear Stress: Basic Principles and Methods. *Hellenic Journal of Cardiology*. 2005; 46 (1): 9–15.

Статья поступила в редакцию 6.10.2016 г.
The article was submitted to the journal on 6.10.2016