

DOI: 10.15825/1995-1191-2017-1-28-34

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА УСТРОЙСТВА МЕХАНИЧЕСКОЙ ПОДДЕРЖКИ СЕРДЦА НА ОСНОВЕ ДИСКОВОГО НАСОСА ВЯЗКОГО ТРЕНИЯ

*А.М. Чернявский¹, Т.М. Рузматов¹, А.В. Фомичев¹, А.Е. Медведев², Ю.М. Приходько²,
В.М. Фомин², В.П. Фомичев², К.А. Ломанович², А.М. Караськов¹*

¹ Кардиохирургическое отделение аорты и коронарных артерий ФГУ «Новосибирский научно-исследовательский институт патологии кровообращения имени академика Е.Н. Мешалкина» Минздрава России, Новосибирск, Российская Федерация

² Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича СО РАН, Новосибирск, Российская Федерация

Цель: экспериментальная оценка производительности дискового насоса вязкого трения, изучение взаимосвязи междискового зазора и размеров входных и выходных отверстий и параметров производительности насоса. **Материалы и методы.** Для изучения характеристик и оптимизации конструкции дискового насоса трения, предназначенного для перекачивания крови, был изготовлен макет насоса и стенд для его испытания. Габариты насоса задавались, исходя из медико-биологических требований для систем механической поддержки сердца и с учетом экспериментальных исследований наших коллег из Пенсильвании. Объемный расход рабочей жидкости измерялся поплавковым ротаметром Krohne VA-40 с погрешностью измерений не более 1%. Значения давления в гидродинамическом контуре измерялись при помощи монитора производства фирмы «Биософт-М». Дросселирующее устройство позволяло менять гидравлическое сопротивление системы, имитируя общее периферическое сопротивление сердечно-сосудистой системы человека. **Результаты.** В ходе эксперимента получена линейная прямая зависимость между производительностью насоса и создаваемым им перепадом давления жидкости на входе и выходе на насосе. Требуемые значения расхода (5–7 л/мин) и давления (90–100 мм рт. ст.) достигаются при частоте вращения ротора в диапазоне 2500–3000 об/мин. Показано, что увеличение входного диаметра до 15 мм не привело к значимому увеличению производительности насоса, а наибольшие значения производительности можно получить для величины междискового зазора 0,4–0,5 мм. **Заключение.** Спроектированный и изготовленный экспериментальный макет дискового насоса для перекачивания жидкости показал принципиальную возможность использовать такую модель в качестве системы для механической поддержки сердца.

Ключевые слова: сердечная недостаточность, механическая поддержка сердца.

EXPERIMENTAL EVALUATION OF MECHANICAL HEART SUPPORT SYSTEM BASED ON VISCOUS FRICTION DISC PUMP

*A.M. Chernyavskiy¹, T.M. Ruzmatov¹, A.V. Fomichev¹, A.E. Medvedev², Yu.M. Prikhodko²,
V.M. Fomin², V.P. Fomichev², K.A. Lomanovich², A.M. Karaskov¹*

¹ Federal State Institution «E.N. Meshalkin Novosibirsk Research Institute of Circulation Pathology» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation

² Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics, Siberian branch of Russian Academy of the Sciences, Novosibirsk, Russian Federation

Aim. Experimental evaluation of the viscous friction disk pump efficiency, studying the relationship between inter-disk clearance and sizes of input and output ports and pump performance parameters. **Materials and methods.** To assess the characteristics and to optimize the disk friction pump design the pump model and

Для корреспонденции: Фомичев Алексей Вячеславович. Адрес: 630055, Новосибирск, ул. Речкуновская, 15. Тел. (913) 487-29-65. E-mail: a_fomichev@list.ru.

For correspondence: Fomichev Alexey Vyacheslavovich. Address: 15, Rechkunovskaya st., Novosibirsk, 630055, Russian Federation. Tel. (913) 487-29-65. E-mail: a_fomichev@list.ru

experimental stand were created. Pump dimensions were set on the basis of medical and biological requirements for mechanical heart support systems and with due consideration of the experimental studies of our colleagues from Pennsylvania. Flow volume of the working fluid was measured by float rotameter Krohne VA-40 with measurement error of not more than 1%. The pressure values in the hydrodynamic circuit were measured using a monitor manufactured by Biosoft-M. Expansion device allowed changing the flow resistance of the system simulating the total peripheral resistance of the circulatory system. **Results.** Linear direct correlation between the pump performance and the pressure drop of liquid being created at the inlet and outlet of the pump was obtained. The required flow rate (5–7 l/min) and pressure (90–100 mmHg) were reached when the rotor speed was in the range of 2500–3000 rev/min. It has been shown that the increase of the inlet diameter to 15 mm has not resulted in a significant increase in the pump performance, and that the highest efficiency values can be obtained for the magnitude of inter-disk gap of 0.4–0.5 mm. **Conclusion.** Designed and manufactured experimental disc pump model for pumping fluid has showed the fundamental possibility to use this model as a system for mechanical support of the heart.

Key words: heart failure, mechanical heart support.

ВВЕДЕНИЕ

Сердечная недостаточность (СН) развивается на конечном этапе течения большинства заболеваний сердца и является прогрессирующим процессом, сопровождающимся высокой инвалидизацией и смертностью. В последние десятилетия распространенность хронической сердечной недостаточности (ХСН) увеличилась более чем в 5 раз [1]. По данным исследования ЭПОХА–ХСН, которое характеризует распространенность ХСН в России, клинически выраженная ХСН (II–IV ФК) встречается у 4,5% населения (5,1 млн человек). Распространенность терминальной сердечной недостаточности (III–IV ФК) достигает 2,1% (2,4 млн человек) [2, 3]. По данным Национальных рекомендаций по диагностике и лечению ХСН, смертность в течение одного года с клинически выраженной СН (III–IV ФК) достигает 26–29% [4]. «Золотым стандартом» в лечении терминальной стадии СН является трансплантация сердца [4]. В мире ежегодно выполняется более 5000 операций трансплантации сердца в более чем 300 странах [5]. Однако сегодня далеко не все пациенты могут получить этот вид медицинской помощи по нескольким причинам. Ежегодно до 20% пациентов из листа ожидания погибают, так и не дождавшись донорского сердца [6].

Альтернативным методом лечения может выступать использование систем вспомогательного кровообращения (ВК) или так называемых систем механической поддержки сердца (МПС) [7]. Эти устройства могут быть использованы как мост к трансплантации сердца, так и в качестве постоянного длительного лечения у пациентов с противопоказаниями к трансплантации сердца.

В нашей стране существует большая потребность в таких устройствах, что диктует необходимость разработки и клинического применения отечественных моделей, которые будут более доступны для широкого клинического применения. В то же время разработка и создание новых моде-

лей систем МПС обусловлены тем, что на сегодняшний день не существует ни одного идеального устройства, которое на 100% было бы физиологично и безопасно для пациента. Поэтому исследования в области разработки систем вспомогательного кровообращения являются актуальными и востребованными в нашей стране. В последние два десятилетия в нашей стране активно идет разработка отечественных устройств механической поддержки кровообращения [8, 9].

Одним из перспективных направлений в этой сфере являются дисковые насосы вязкого трения, основанные на принципе работы насоса Тесла [10].

Дисковые насосы являются одной из разновидностей центробежных насосов. Рабочая часть насоса представляет собой пакет дисков, расположенных с фиксированным зазором. Прокачивание жидкой среды происходит в результате передачи энергии вращения от дисков за счет силы трения в пограничных слоях. Теоретические основы процессов движения в дисковых насосах трения достаточно хорошо описаны в литературе [11]. Теоретические доказательства и ранее выполненные экспериментальные исследования создали хорошие предпосылки для рассмотрения дисковых насосов трения как устройств для МПС [12, 13].

Основным преимуществом этого типа насосов является то, что используемый принцип передачи энергии от насоса к жидкости меньше повреждает форменные элементы крови. Это происходит за счет того, что пограничный слой на поверхности дисков работает не только как диск сцепления с жидкой средой, но и как молекулярный буфер между дисками и форменными элементами крови, поскольку около стенки диска в результате вращения образуется плазменный слой, через который форменные элементы крови контактируют с элементами насоса, тем самым предотвращается повреждение форменных элементов крови.

Работы по созданию устройств для МПС на основе дисковых насосов трения ранее уже проводились и опубликованы в литературе [14–17].

Группа авторов из Пенсильванского университета создала экспериментальную модель дискового насоса трения для перекачивания крови [18, 19]. В экспериментальных исследованиях *in vitro* и *in vivo* было показано, что подобные модели способны развивать производительность до 10 л/мин, в зависимости от диаметра дисков обеспечивать перекачивание этого объема крови при скорости вращения ротора от 4000 до 8000 об/мин. При этом, несмотря на высокий уровень напряжения сдвига (300–500 Па), исследования показали приемлемо низкий уровень гемолиза.

Трудно сказать, почему эти исследования прекратились 8 лет назад. Но проводя анализ литера-

туры, можно говорить о том, что исследования использования дисковых насосов трения для создания систем МПС, с нашей точки зрения, привлекательные и перспективные.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для изучения характеристик и оптимизации конструкции дискового насоса трения, предназначенного для перекачивания крови, был изготовлен макет насоса и стенд для его испытания. Габариты насоса задавались, исходя из медико-биологических требований для систем МПС и с учетом экспериментальных исследований наших коллег из Пенсильвании [18, 19].

Экспериментальные исследования были выполнены на установке, модель которой представлена на рис. 1. Установка состояла из корпуса и размещенного в нем ротора. При вращении ротора жидкость засасывалась через входное отверстие и, получив ускорение в роторе, выбрасывалась через выходное отверстие. 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 диаметр дисков был 40 мм, внутренний – 12 мм, толщина дисков 0,1 мм, расстояние между соседними дисками 0,5 мм. Корпус насоса был выполнен в виде спирали («улитки») и проектировался по принципу так называемого конструкторского квадрата в соответствии с рекомендациями для корпусов центробежных насосов. Диаметры входного и выходного отверстий совпадали и варьировали от 12 до 15 мм. Ротор был закреплен на валу двигателя, который располагался вне корпуса насоса.

Для определения расходно-напорных характеристик дискового насоса был создан экспериментальный стенд, внешний вид и схема которого представлены на рис. 2.

Стенд состоял из дискового насоса 1, емкости 2, ротаметра 3, датчиков давления на входе 4 и на выходе 5 насоса, дросселирующего устройства 6. В качестве емкости 2 использовался мягкий герметичный мешок, имитирующий эластичность сосудов. Объемный расход рабочей жидкости измерялся поплавковым ротаметром Krohne VA-40 с погрешностью измерений не более 1%. Значения давления в гидродинамическом контуре измерялись при помощи монитора производства фирмы «Биософт-М». Дросселирующее устройство 6 позволяло менять гидравлическое сопротивление системы, имитируя общее периферическое сопротивление сердечно-сосудистой системы человека. Все устройства соединялись силиконовыми трубками с

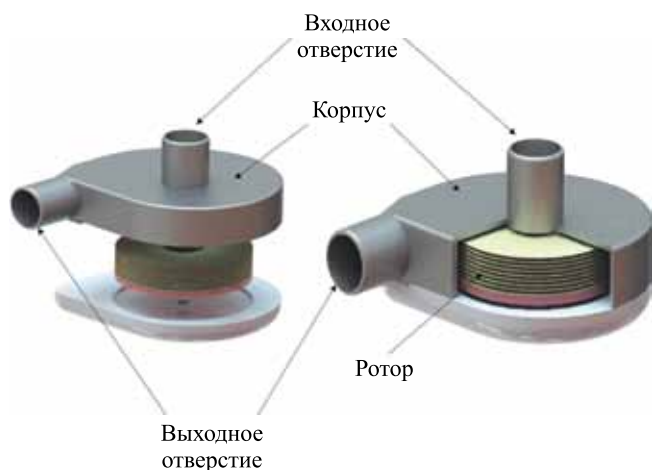


Рис. 1. Модель дискового насоса для перекачивания крови

Fig. 1. Disk blood pump model

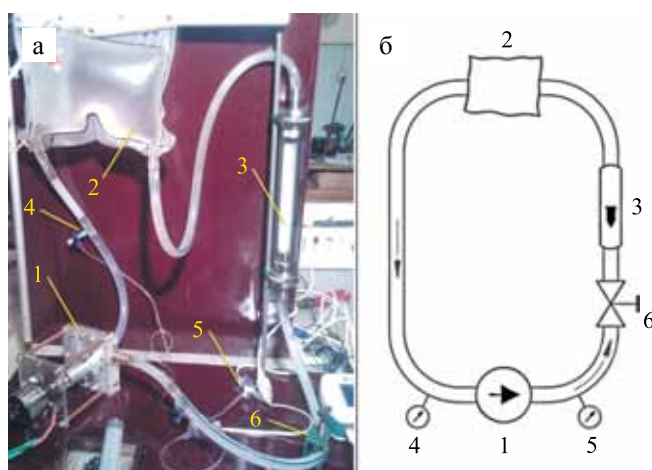


Рис. 2. Общий вид (а) и схема (б) экспериментального стенда

Fig. 2. General view (a) and the circuit (b) of the experimental bench

внутренним диаметром 12 мм. В качестве рабочей жидкости был использован 40% водный раствор глицерина, имеющий вязкость, максимально приближенную к вязкости крови.

Экспериментальные исследования на гидродинамическом стенде проводились с целью оценить принципиальную возможность дискового насоса трения нашей конструкции создавать необходимый объем производительности с уровнем давления более 90 мм рт. ст., изучить влияние междискового зазора и размеров входных и выходных отверстий на производительность насоса.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Эксперимент проводился следующим образом. Ротор раскручивался до заданной частоты вращения из диапазона от 1000 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.

На первой серии экспериментов получены расходно-напорные характеристики дискового насоса крови, которые представлены на рис. 3. Получилась линейная прямая зависимость между производительностью насоса и создаваемым им перепадом давления жидкости на входе и выходе на насосе. Требуемые значения расхода (5–7 л/мин) и давления (90–100 мм рт. ст.) достигаются при частоте вращения ротора в диапазоне 2500–3000 об/мин.

Во второй серии были проведены исследования влияния диаметра входного и выходного отверстий

на производительность насоса. Эксперименты проводили с двумя размерами диаметра отверстий – 12 и 15 мм (рис. 4). Изначально внутренний диаметр ротора выбирался в соответствии с внутренним диаметром соединительных трубок – 12 мм. Чтобы определить влияние этого параметра на характеристики насоса, внутренний диаметр дисков ротора был увеличен до 15 мм. Для перехода от трубок меньшего диаметра на больший диаметр ротора входной и выходной патрубков (рис. 1) были расширены с 12 до 15 мм. Сравнение расходно-напорных характеристик роторов с разными входными диаметрами показало, что увеличение входного диаметра не привело к значимому увеличению производительности насоса ($p > 0,05$).

Третья серия экспериментов была проведена с целью оценить влияние междискового зазора на производительность насоса и выбрать оптимальные размеры междискового расстояния. Эксперименты проводились на гемодинамическом стенде (рис. 2) по изучению влияния величины междискового зазора на расходно-напорные характеристики насоса. Поскольку высота канала насоса была неизменна, то для различных междисковых зазоров требовалось различное количество дисков (табл.).

Сравнение характеристик насоса в зависимости от величины междискового зазора показало, что наибольшие значения можно получить для величины зазора 0,4–0,5 мм (рис. 5). Еще более наглядно это можно увидеть на рис. 6, где на графике приведено количество оборотов ротора в минуту, необходимых для получения рабочих параметров насоса крови в зависимости от величины междискового

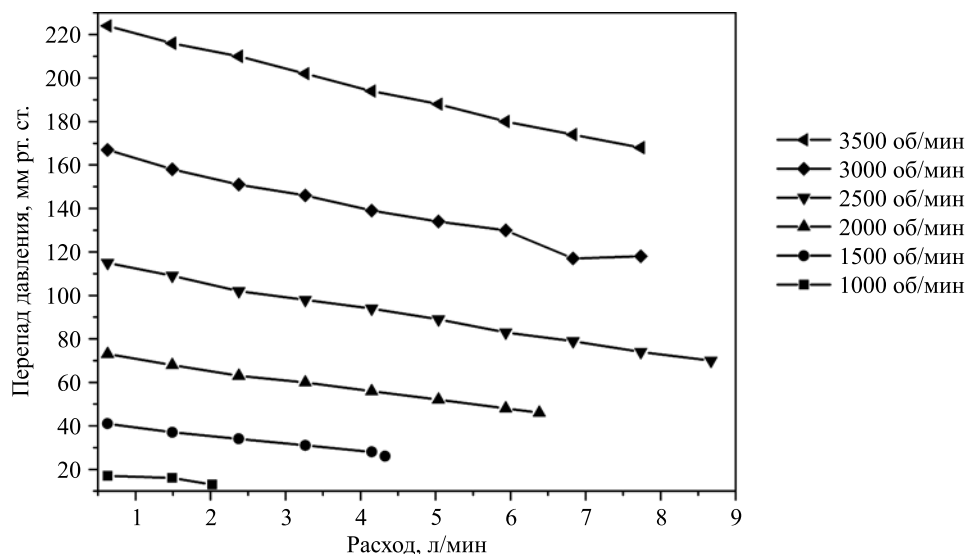


Рис. 3. Расходно-напорные характеристики дискового насоса крови для различных скоростей вращения ротора

Fig. 3. Consumables-pressure characteristics of the disk blood pump depending to different rotor speeds

Параметры ротора в насосе при проведении эксперимента по влиянию междискового зазора на производительность

Pump rotor parameters during the experiment on the inter-disk clearance and pump performance relation

Величина зазора между дисками, мм	0,1	0,25	0,4	0,5	0,6	1
Количество дисков	27	20	16	12	10	7

Таблица зазора. Для зазоров 0,4–0,5 мм требуются наименьшие обороты ротора, т. е. этот зазор оптимален для данного размера и модели насоса.

ОБСУЖДЕНИЕ

Сделан обзор существующих насосов поддержки кровообращения и практики их применения, обзор математических и численных исследований дисковых насосов (применительно к кровообращению). Приведен расширенный математический анализ течения в дисковом насосе, исследовано влияние параметров насоса (скорость вращения ротора,

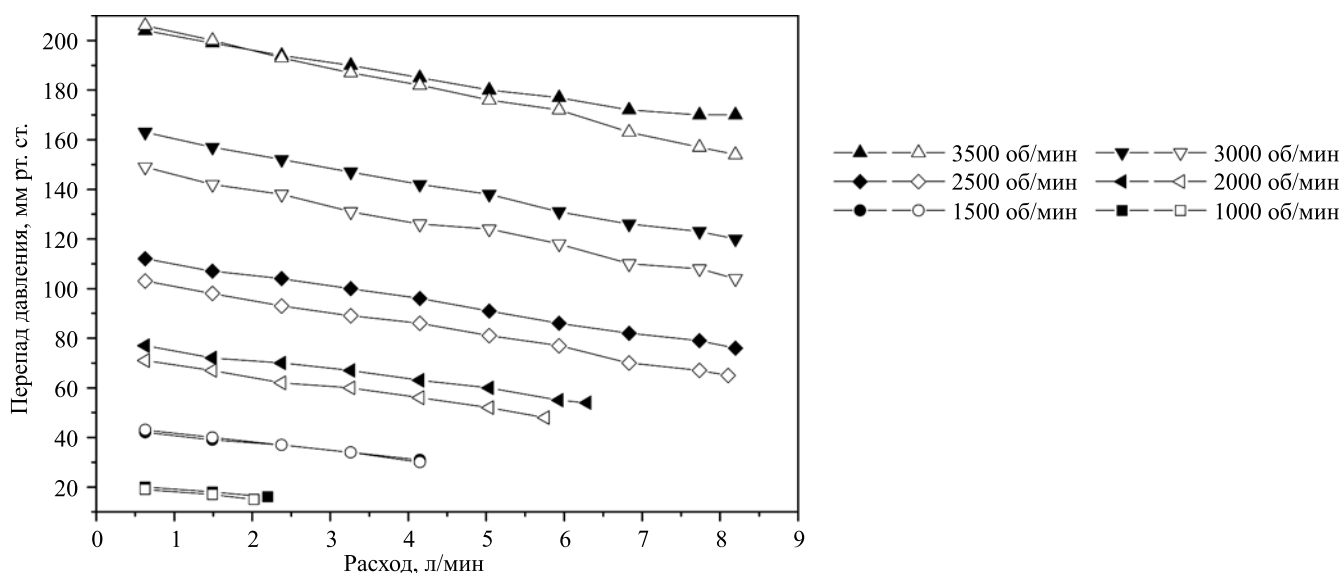


Рис. 4. Влияние размера входного отверстия дисков на расходно-напорные характеристики дискового насоса крови. Сплошные значки – входной радиус равен 15 мм; контурные значки – входной радиус равен 12 мм

Fig. 4. Influence of the inlet discs size to flow-pressure characteristics of the disk blood pump. The solid icons – input range is 15 mm; contour icons – the input range is 12 mm

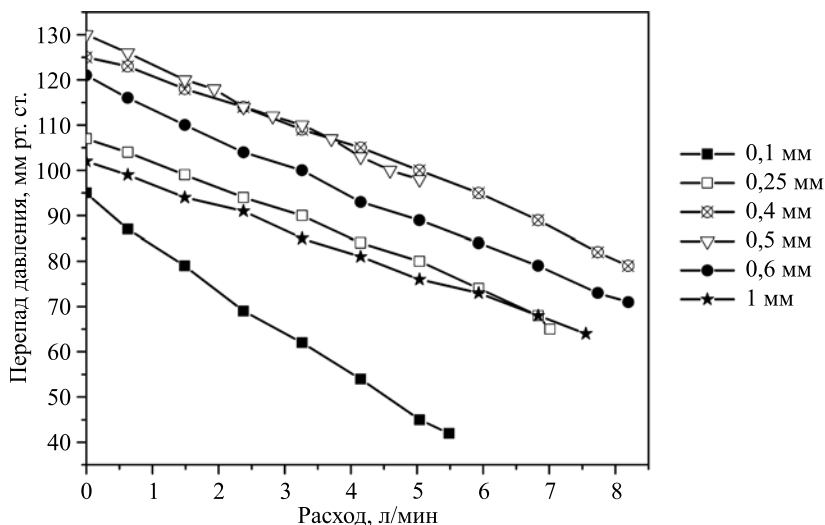


Рис. 5. Влияние междискового зазора на расходно-напорные характеристики дискового насоса крови. Скорость вращения ротора 2500 об/мин

Fig. 5. Influence of interdisk gap on flow-pressure characteristics of disk blood pump. Rotor speed – 2500 rev/min

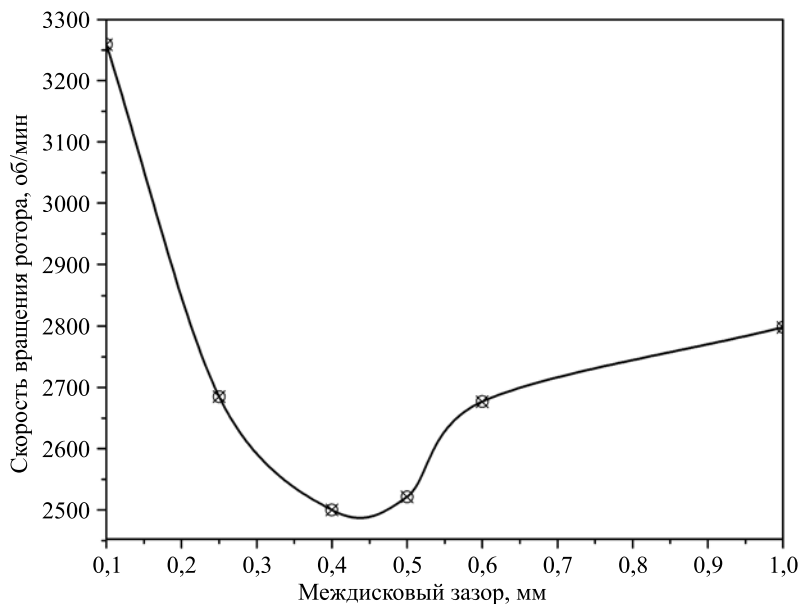


Рис. 6. Зависимость оборотов, необходимых для получения рабочих параметров насоса крови (давление 100 мм рт. ст. при расходе 5 л/мин) от величины междискового зазора

Fig. 6. Dependence of revolutions required to obtain a blood pump operating parameters (pressure 100 mm Hg. V. At a rate of 5 l/min) on the interdisk gap

зазор между дисками, внутренний и внешний диаметры дисков).

На основе десятилетнего опыта использования имплантируемых систем поддержки кровообращения, а также с учетом мирового опыта механической поддержки сердца выполнен детальный анализ достоинств и недостатков существующих систем. Разработаны практические рекомендации и медико-биологические требования к вспомогательным насосам поддержки кровообращения (массогабаритные и расходно-напорные характеристики, требования к используемым материалам). Практическое использование имплантируемых насосов выявило ряд острых проблем, например, большие размеры и вес устройств, высокая тромбогенность, что приводит к таким осложнениям, как тромбоэмболия, геморрагический инсульт. Одним из основных недостатков существующих систем также является высокая стоимость (более 100 тыс. долларов на одного больного).

Обнаружен локальный минимум давления в насосе, что приводит к локальному «запиранию» потока и снижению напорных характеристик и КПД насоса. Найдены параметры, которые вызывают локальное «запирание» потока и пути преодоления этого явления. Найден оптимальный внутренний радиус диска, при котором достигается максимальный перепад давления и КПД дискового насоса. Рассчитаны оптимальные параметры дискового пакета насоса.

На основе рекомендаций хирургов и исследований, проведенных на основе математической модели течения крови, создан прототип (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 в минуту, что положительно отличает прототип от существующих аналогов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Спроектированный и изготовленный экспериментальный макет дискового насоса для перекачивания жидкости показал принципиальную возможность использовать такую модель в качестве системы для механической поддержки сердца. На специально созданном стенде проведены испытания этого макета для перекачивания 40% водного раствора глицерина, который по своей текучести и удельному весу максимально соответствует гидродинамическим характеристикам крови [20]. Испытания показали, что этот тип насоса в представленном сконструированном размере позволяет достичь достаточной производительности для замещения насосной работы сердца. Проведенные исследования позволили оценить важные конструкторские характеристики, такие как оптимальные размеры патрубков и входных и выходных отверстий, междисковых расстояний в роторе насоса, что является основополагающим для дальнейшей разработки на-

соса. Результаты, полученные в ходе проведенных исследований расходно-напорных характеристик дискового насоса, показали перспективность создания на его базе имплантируемого насоса крови.

Статья написана при поддержке гранта Российского фонда фундаментальных исследований (№ 15-29-01175).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Kelly DT. Paul Dudley White International Lecture Our Future Society: A Global Challenge. *Circulation*. 1997; 95 (11): 2459–2464.
2. 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 EPOHA-HSN. *Serdechnaya nedostatochnost'*. 2006; 7 (3): 112–115.
3. 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.
4. Мареев 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. 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.
7. Чернявский АМ, Ефремова ОС, Рuzматов 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): 49–55. [English abstract].
8. Иткин ГП. Устройства для вспомогательного кровообращения: прошлое, настоящее и будущее непультрирующих 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].
9. Иткин ГП. Механическая поддержка кровообращения: проблемы, решения и новые технологии. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2014; 16 (3): 76–84. Itkin GP. Mechanical circulatory support: problems, solutions and new directions. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2014; 16 (3): 76–84. (In Russ.) doi: 10.15825/1995-1191-2014-3-76-84.
10. Tesla N. Fluid propulsion. U.S. Patent 1,061,206, 1913.
11. Мисюра ВИ, Овсянников БВ, Присняков ВФ. Дисковые насосы. М.: Машиностроение, 1986. Misjura VI, Ovsjannikov BV, Prisnjakov VF. Diskovye nasosy. M.: Mashinostroenie, 1986.
12. 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. Dvuhfaznaja model' techenija krovi v krupnyh i melkih sosudah. *Doklady Akademii nauk*. 2011; 441 (4): 476–479.
13. Медведев АЕ. Двухфазная модель течения крови. *Российский журнал биомеханики*. 2013; 17; 4 (62): 22–36. Medvedev AE. Dvuhfaznaja model' techenija krovi. *Rossijskij zhurnal biomehaniki*. 2013; 17; 4 (62): 22–36.
14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. Miller GE, Fink R. Analysis of optimal design configurations for a multiple disk centrifugal blood pump. *Artificial Organs*. 1999; 23 (6): 559–565.
18. Izraelev V, Weiss WJ, Fritz B et al. A passive-suspended Tesla pump left ventricular assist device. *ASAIO Journal*. 2009; 55 (6): 556–561.
19. 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.
20. Коньшева ЕГ и др. Стендовые исследования имплантируемого осевого насоса крови. *Медицинская техника*. 2010; 6: 264. Konysheva EG i dr. Stendovye issledovaniya implantiruемого oseвого насоса крови. *Medicinskaja tehnika*. 2010; 6: 264.

*Статья поступила в редакцию 16.02.2017 г.
The article was submitted to the journal on 16.02.2017*