

DOI: 10.15825/1995-1191-2016-3-68-73

## ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДИСКОВОГО НАСОСА ДЛЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ ПОДДЕРЖКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ В КАРДИОХИРУРГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ (ОБЗОРНАЯ СТАТЬЯ)

*А.М. Чернявский<sup>1</sup>, А.В. Фомичев<sup>1</sup>, Т.М. Рузматов<sup>1</sup>, А.Е. Медведев<sup>2</sup>, Ю.М. Приходько<sup>2</sup>, В.М. Фомин<sup>2</sup>, В.П. Фомичев<sup>2</sup>, В.П. Чехов<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Новосибирский научно-исследовательский институт патологии кровообращения имени академика Е.Н. Мешалкина Минздрава России, Новосибирск, Российская Федерация

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

Актуальность использования систем вспомогательного кровообращения в лечении хронической сердечной недостаточности постоянно возрастает, поскольку 20% пациентов из листа ожидания ежегодно погибают, не дождавшись донорского сердца. Несмотря на огромную потребность в системах механической поддержки сердца в клиниках страны, приобретение зарубежных аналогов связано с определенными сложностями, т. к. их стоимость слишком высока для широкого применения. Кроме того, на сегодняшний день не существует ни одной системы, которая на 100% отвечала бы всем медико-техническим требованиям и была бы полностью безопасна для пациента. Поэтому отечественные исследования в области разработки и внедрения систем вспомогательного кровообращения (ВК), доступных для широкого использования и отвечающих медико-техническим требованиям, являются актуальными и востребованными. Одним из новых направлений в исследовании являются системы механической поддержки кровообращения на основе дисковых насосов вязкого трения для транспортировки жидких сред, основанные на принципе работы насоса Тесла. Принцип действия насосов основан на явлении пограничного слоя, который образуется на диске, вращающемся в жидкости. Проводятся экспериментальные исследования моделей с различными вариантами подвеса ротора, различными формами и количеством дисков, формами корпусов насоса. Однако ни один из описанных образцов не был доведен до клинических испытаний. Кроме того, несмотря на перспективность этой модели, до сих пор в ряде современных используемых систем вспомогательного кровообращения нет ни одного насоса подобного типа. Опубликованные данные дают основания для дальнейшей разработки и испытания этой модели насоса и позволяют надеяться на нивелирование ряда значимых недостатков современных систем обхода левого желудочка.

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

## PROSPECTS OF DISK PUMP FOR MECHANICAL CIRCULATORY SUPPORT IN CARDIAC SURGERY (REVIEW)

*A.M. Chernyavskiy<sup>1</sup>, A.V. Fomichev<sup>1</sup>, T.M. Ruzmatov<sup>1</sup>, A.E. Medvedev<sup>2</sup>, Yu.M. Prikhodko<sup>2</sup>, V.M. Fomin<sup>2</sup>, V.P. Fomichev<sup>2</sup>, V.P. Chekhov<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> E.N. Meshalkin Novosibirsk Research Institute of Circulation Pathology, Novosibirsk, Russian Federation

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

The need of circulatory support systems in the treatment of chronic heart failure is increasing constantly, as 20% of the patients on the waiting list die every year. Despite the great need for mechanical heart support systems, the use of available systems is limited by its expensiveness. In addition, there is no one system that is 100% responsible to all medical and technical requirements and that would be completely safe for patient. Therefore, further

**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., 630055, Novosibirsk, Russia. Tel. (913) 487-29-65. E-mail: a\_fomichev@list.ru

research in the field of circulatory support systems considering health and technical requirements is relevant. One of the new directions in the study are disc pumps of viscous friction for liquid transporting, based on the Tesla pump principle. The operation principle of such pumps is based on the phenomenon of the boundary layer which is formed on the disk rotating in a fluid. There are experimental studies of models with different variants of the rotor suspension, various forms and numbers of the disks, forms of the pump housing. However, none of the above samples was brought to clinical trials. Furthermore, despite the potential of that model there have been no pumps of similar type used so far in circulatory support systems. Published data provide a basis for further development and testing of the pump model and allow hoping for leveling a number of significant shortcomings of modern left ventricular bypass systems.

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

## ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время наиболее эффективным методом лечения больных в терминальной стадии сердечной недостаточности является трансплантация сердца. В США выполняется более 2,5 тыс. операций по трансплантации сердца в год, тогда как потребность в них намного больше. В России потребность в пересадке сердца составляет около 1500 операций в год, в то время как реализованных операций около 200. Одной из проблем пересадки сердца является дефицит донорских органов. Единственной альтернативой трансплантации являются методы механической поддержки работы сердца (искусственное сердце, искусственные желудочки сердца, различные имплантируемые и не имплантируемые насосы крови). Актуальность использования систем вспомогательного кровообращения в лечении хронической сердечной недостаточности постоянно возрастает, поскольку 20% пациентов из листа ожидания ежегодно погибают, не дождавшись донорского сердца. Несмотря на огромную потребность в системах механической поддержки сердца в клиниках страны, приобретение зарубежных аналогов связано с определенными сложностями, т. к. их стоимость слишком высока для широкого применения. Кроме того, на сегодняшний день не существует ни одной системы, которая на 100% отвечала бы всем потребностям живого организма и была бы полностью безопасна для пациента. Поэтому отечественные исследования в области разработки и внедрения систем вспомогательного кровообращения (ВК), доступных для широкого использования и отвечающих медико-техническим требованиям, являются актуальными и востребованными [2].

Одним из перспективных направлений, с нашей точки зрения, являются дисковые насосы вязкого трения для транспортировки жидких сред, основанные на принципе работы турбины Тесла. Принцип действия подобных насосов основан на появлении пограничного слоя, который образуется на диске, вращающемся в жидкости. Пограничный слой не только передает кинетическую энергию жидкости, находящейся между дисками, но и работает в ка-

честве молекулярного буфера между поверхностью диска и кровью, которая состоит из жидкой части и клеточных элементов. Около стенки диска образуется безэритроцитный слой плазмы крови, поэтому эритроциты крови не контактируют с поверхностью диска [3, 4]. Это защищает перекачиваемую плазму крови и форменные элементы крови от механического повреждения, которое образуется при прямом контакте элементов крови и ротора насоса.

## РЕЗУЛЬТАТЫ РАЗРАБОТОК ДИСКОВОГО НАСОСА ТЕСЛА

В работах G.E. Miller [5, 6] приводятся результаты исследования работы центробежного дискового насоса Тесла (рис. 1) для использования в качестве устройства механической поддержки сердца.

Устройство состоит из дисков с внутренним диаметром 1,5 дюйма (38,1 мм) и внешним диаметром 3 дюйма (76,2 мм) [6]. Обороты ротора менялись от 1250 до 1750 об/мин. Были исследованы характеристики насоса при различных междисковых зазорах и различном количестве дисков. Результаты показали, что оптимальные параметры производительности

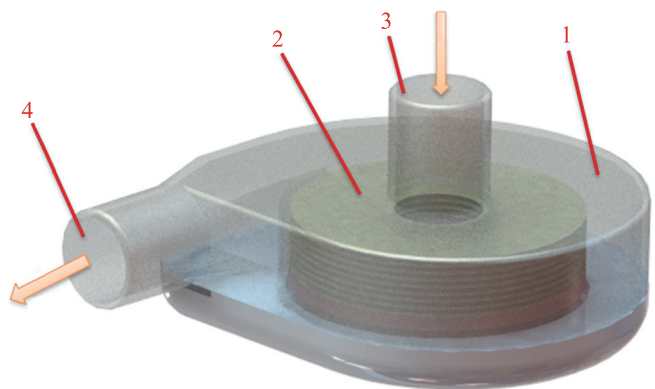


Рис. 1. Модель центробежного дискового насоса Тесла: 1 – корпус насоса; 2 – пакет дисков; 3 – патрубок входящего потока; 4 – патрубок выходящего потока

Fig. 1. Model of a centrifugal disc pump Tesla: 1 – the pump casing; 2 – the stack of disks; 3 – pipe incoming flow; 4 – the pipe facing the flow

имеет конфигурация из 5 дисков с междисковым зазором 0,15 дюйма (3,81 мм). Воздействие такой нагрузки на расход насоса оказалось минимальным. Также было выполнено исследование гемолиза, которое показало минимальное повреждение крови с более низким уровнем, чем у многих других конструкций центробежных насосов крови. В дальнейшем были выполнены стендовые испытания различных модификаций дискового насоса.

Был изготовлен и испытан вариант насоса Тесла с пульсирующим режимом работы. Оказалось, что такой насос позволяет получить характеристики, соответствующие параметрам работы живого сердца и различных пульсирующих искусственных желудочков. Для стабильного и пульсирующего режимов была проведена визуализация потока при помощи частичек янтаря, лазера и скоростной камеры. Это исследование показало отсутствие застойных зон и вихреобразования в потоке при любом расходе. Однако, несмотря на успех, описанный в статьях

G. Miller и соавторов, эта работа конца XX века не имела продолжения.

Другие авторы описали результаты испытаний пассивно подвешенного (без использования обычных подшипников) насоса Тесла (рис. 2) [7]. Рабочее колесо насоса имело плотность меньше, чем у крови, и при вращении внутри статора в крови это создавало выталкивающую силу, центрирующую подвешенный ротор в радиальном направлении. Электромагниты создавали силу, которая удерживала ротор в осевом направлении. Ротор состоял из одиннадцати равномерно расположенных параллельных дисков вместе с верхним и нижним кожухами, которые содержали магниты ротора. Внешний диаметр диска 0,8 дюйма (20,3 мм), толщина диска 0,01 дюйма (0,25 мм) и расстояние между дисками 0,02 дюйма (0,51 мм). Зазор между ротором и корпусом 0,06 дюйма (1,5 мм). Поток входил через осевой вход и выходил через улитку в форме двойной спирали, ветви которой сливались в одно соединение на выходе. Спиральная конструкция выхода насоса предназначена для преобразования кинетической энергии выходного потока в потенциальную энергию давления. Длина ротора 2,95 дюйма (75 мм) из-за конструктивных требований двигателя и магнита. Наружный диаметр насоса 50 мм. Вес насоса – менее 200 г.

Этот насос был способен перекачивать до 10 л/мин при давлении 70 мм рт. ст. и 8000 оборотов в минуту. Насос продемонстрировал нормированный индекс уровня гемолиза ниже 0,02 мг/л при расходе от 2 до 9,7 л/мин. Для оптимизации характеристик насоса, при его проектировании использовался код Computational fluid dynamics (CFD). Описанию данной методики и результатам расчета была посвящена отдельная статья [1]. Для исследования гемолиза и тромбообразования были проведены эксперименты *in vitro* (с бычьей кровью) и *in vivo* (теленка 100 кг, насос располагался снаружи). На основании CFD-анализа уровни напряжения сдвига оказались достаточно высокими – 300–500 Па, что приводило к возникновению тромбов и гемолизу в экспериментах *in vivo*. Сделано заключение, что данная конструкция является перспективной моделью, но необходимы дополнительные исследования. Кроме того, размеры насоса были чрезмерно большими для человеческого организма. Поскольку габариты и вес данного насоса не позволяли имплантировать его в организм взрослого человека, был спроектирован, изготовлен и испытан новый вариант насоса [8]. Размер насоса был значительно уменьшен без ухудшения гемодинамических характеристик. Основная цель этого исследования состояла в том, чтобы проверить гидродинамический расход и напряжение сдвига на улитке и роторе (предикторы тромбоэмболических осложнений). Исследования

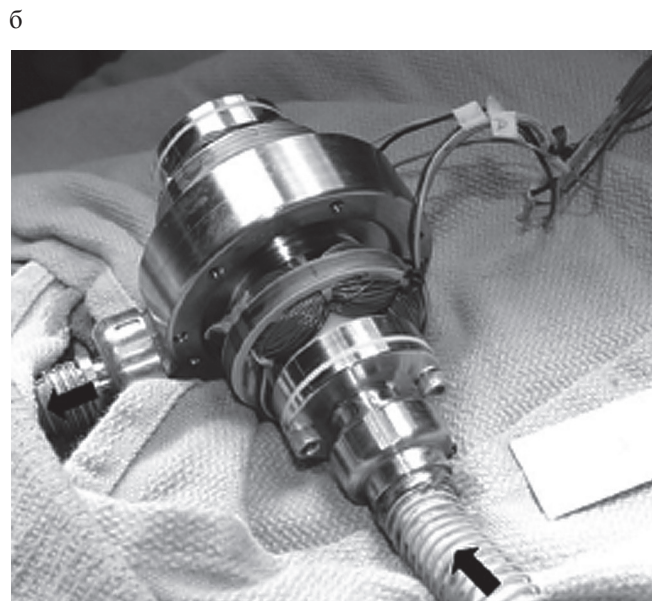
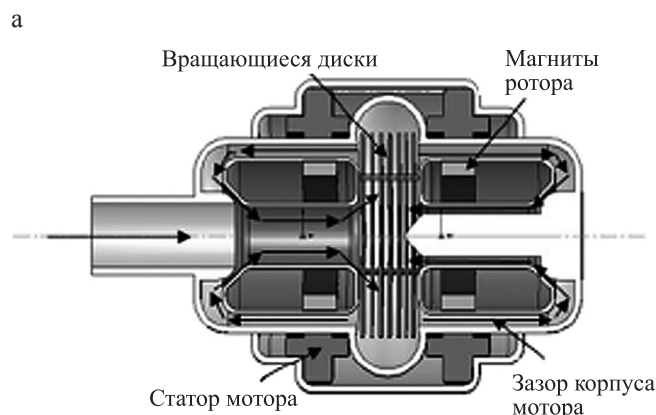


Рис. 2. Пассивно подвешенный насос Тесла: а – схема насоса; б – внешний вид насоса

Fig. 2. Passively suspended Tesla pump. а – pump; б – appearance of the pump



конструкции выполнялись при 6000 об/мин и диапазоне скоростей потока от 2 до 8 л/мин.

Как и в прежней версии, насос состоял из подвешенного ротора с 11 дисками, составляющими рабочее колесо Тесла. Снова использовался тот же метод подвески ротора: ротор был пассивно подвешен в осевом направлении в осевом магнитном поле и гидродинамически подвешен в радиальном направлении (рис. 3).

На рис. 4, а, показаны траектории частицы в потоке жидкости. Рис. 4, б, показывает напряжение сдвига на поверхности улитки. Относительно высокое напряжение сдвига (500 Па) наблюдалось из-за реактивного потока. Рис. 4, в, показывает напряжение сдвига на роторе. Пиковые напряжения сдвига составляют приблизительно 250 и 500 Па, и появились на наружных и внутренних поверхностях ротора соответственно. Исследования гемолиза показали удовлетворительный индекс гемолиза ( $<0,011$  мг/дл) в рабочем диапазоне работы насоса. Последняя публикация авторов этой модели датирована 2013 годом, где в конце статьи авторы на-

писали, что исследование приостановлено вследствие окончания финансовой поддержки научного гранта.

При тщательном анализе литературы было найдено несколько патентов, описывающих различные варианты конструкции дисковых насосов Тесла для перекачивания крови. В патенте [9] предлагается несколько вариантов конфигурации корпуса и дисков (рис. 5).

В патентах подробно описываются все элементы конструкции и также предлагается несколько вариантов корпуса (рис. 6) и ротора (рис. 7).

Однако по этим патентам не удалось найти ни экспериментальных исследований, ни информации о дальнейшем развитии идеи патентов.

По результатам данного обзора можно сказать, что разработано достаточное количество моделей дисковых насосов, которые потенциально могли быть использованы в системах механической поддержки сердца. Проводятся экспериментальные исследования моделей с различными вариантами подвеса ротора, различными формами и количеством

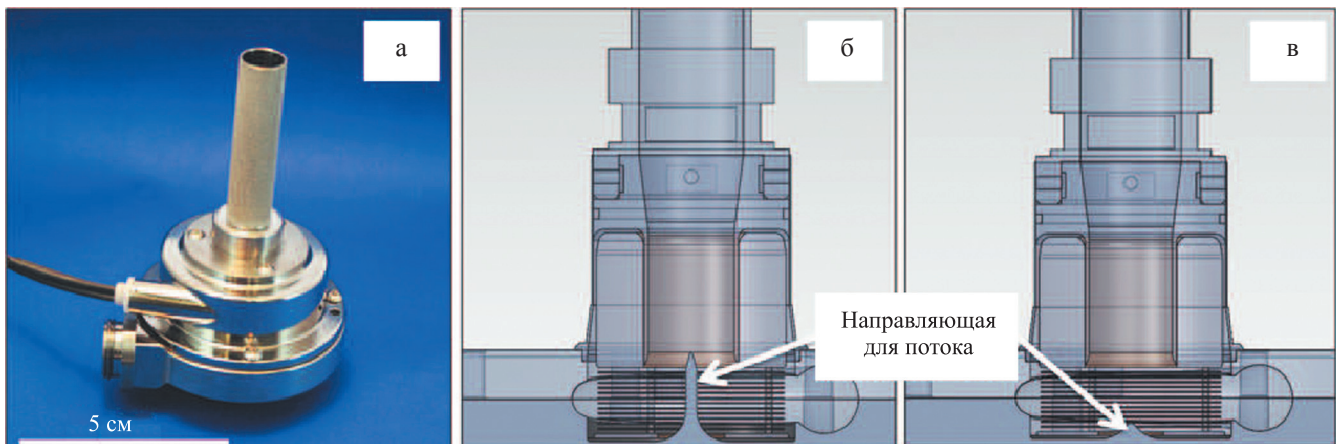


Рис. 3. Вторая версия LVAD Penn State Tesla: внешний вид (а); поперечное сечение с длинным (б) и короткой (в) направляющей потока на задней крышке (указаны стрелками)

Fig. 3. The Second version of the Penn State LVAD Tesla: appearance of the pump (а); cross section with long (б) and short (в) directing the stream at the back cover (indicated by arrows)

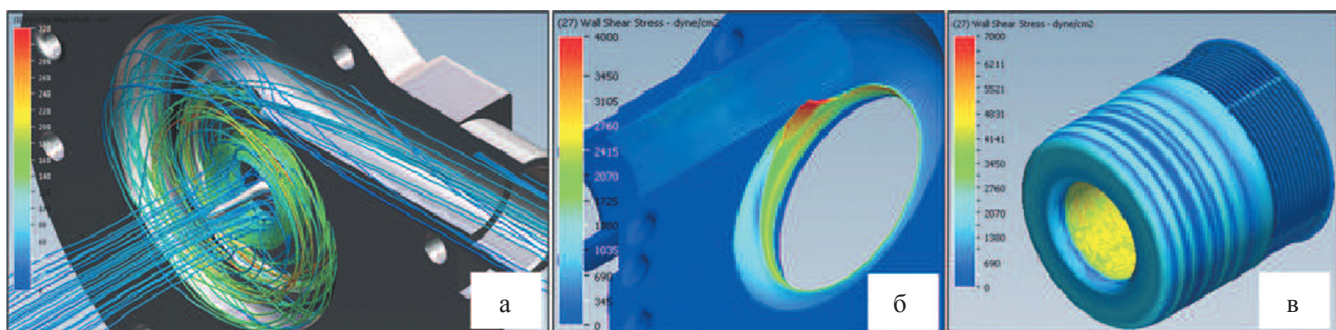


Рис. 4. Траектории частицы (а). Напряжение сдвига на поверхности улитки (б). Напряжение сдвига на роторе (в)

Fig. 4. Particle trajectory (а). Shear stress on the surface of the cochlea (б). Shear stress on the rotor (в)

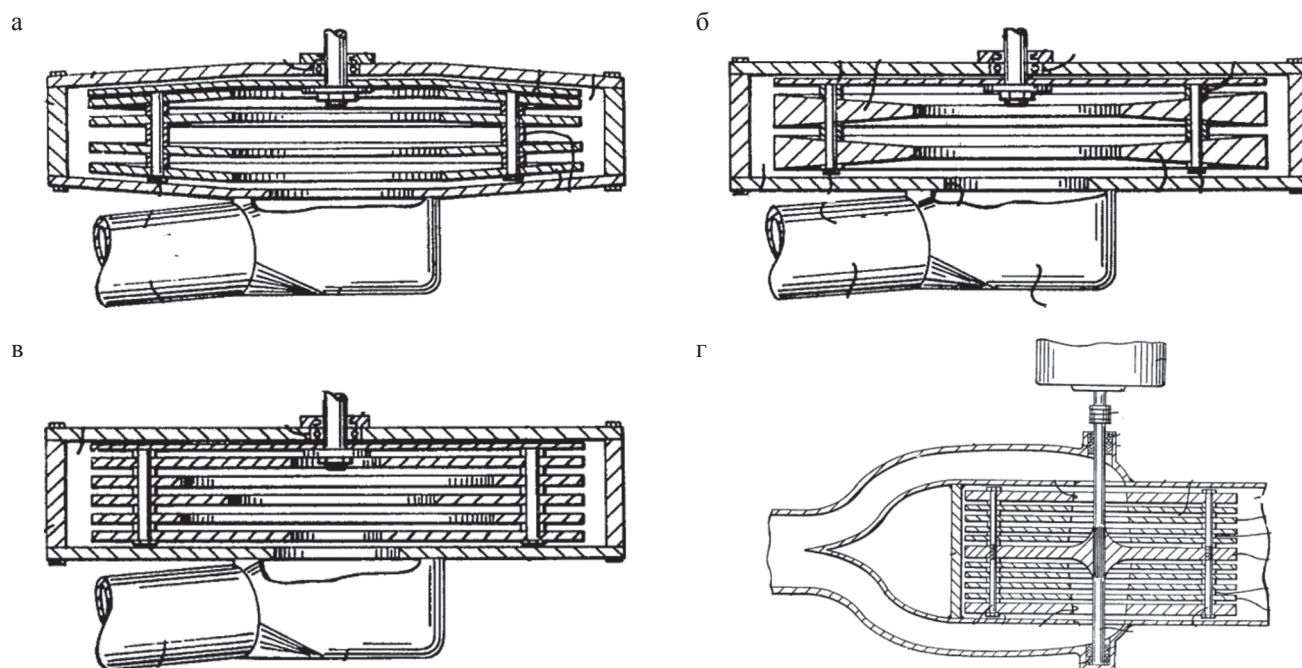


Рис. 5. Варианты конструкции дисковых насосов Тесла для перекачивания крови [9]: а – толщина дисков ротора к периферии уменьшается; б – толщина дисков ротора к периферии увеличивается; в – диски ротора равномерны по толщине; г – ротор с осевой фиксацией дисков

Fig. 5. Design options of the Tesla disk pump for blood pumping [9]: а – the thickness of the disk rotor to the periphery is reduced; б – the thickness of the disk rotor to the periphery increases; в – the rotor disks of uniform thickness; г – rotor with an axial disc locking

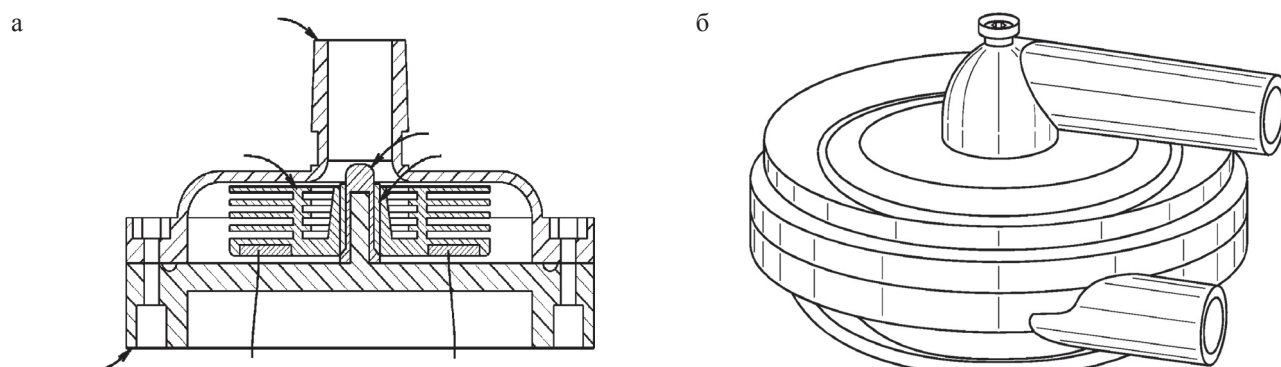


Рис. 6. Варианты конструкции корпуса насосов Тесла для перекачивания крови [10]: а – корпус насоса с вертикальным расположением приточного патрубка; б – корпус насоса с горизонтальным расположением приточного патрубка

Fig. 6. Pump housing design options: а – the pump casing with a vertical inlet pipe; б – pump casing with horizontal inlet branch pipe



Рис. 7. Варианты конструкции ротора дисковых насосов Тесла для перекачивания крови [11]: а – ротор с увеличением диаметра дисков к основанию насоса; б – ротор с постоянным диаметром дисков и конусовидным рассекателем потока

Fig. 7. Design options of the rotor of the Tesla disk pump for blood pumping: а – rotor with increasing disc diameter to the base of the pump; б – rotor with a constant diameter of the disc and conical flow divider

дисков, формами корпусов насоса. Однако ни один из описанных образцов не был доведен до клинических испытаний. Кроме того, несмотря на перспективность этой модели, до сих пор в ряде современных используемых имплантируемых систем вспомогательного кровообращения нет ни одного насоса подобного типа.

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

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Medvitz RB, Boger DA, Izraelev V, Rosenberg G, Patterson EG. CFD Design and Analysis of a Passively Suspended Tesla Pump Left Ventricular Assist Device. *Artificial Organs*. 2010; 35 (5): 522–533.
2. Чернявский АМ, Ефремова ОС, Рузматов ТМ и др. Предикторы отдаленной летальности больных ишемической болезнью сердца с выраженной левожелудочковой дисфункцией. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2015; 19 (2): 49–55. Chernyavskiy AM, Efremova OS, Ruzmatov TM et al. The distant predictors of mortality in patients with ischemic heart disease with severe left ventricle dysfunction. *Circulation pathology and cardiac surgery*. 2015; 19 (2): 49–55.
3. Медведев АЕ. Двухфазная модель течения крови в крупных и мелких кровеносных сосудах. *Математическая биология и биоинформатика*. 2011; 6 (2): 228–249. Medvedev AE. Dvuhfaznaya model' techeniya krovi v krupnyh i melkih krovenosnyh sosudah. *Matematicheskaya biologiya i bioinformatika*. 2011; 6 (2): 228–249.
4. Medvedev AE, Fomin VM, Samsonov VI. Mathematical modeling of the blood flow in blood vessels. *Circulatory System and Arterial Hypertension: Experimental Investigation, Mathematical and Computer Simulation*. Chapter 2. / Eds. L.N. Ivanova, A.L. Markel, A.M. Blokhin, E.V. Mishchenko. New York: Nova Science Publishers, Inc., 2012: 55–114. [ISBN: 978-1-62257-275-5].
5. Miller GE, Madigan M, Fink R. A Preliminary Flow Visualization Study in a Multiple Disk Centrifugal Artificial Ventricle. *Artificial Organs*. 1995; 19: 680–684.
6. Miller GE, Fink R. Analysis of optimal design configurations for a multiple disk centrifugal blood pump. *Artificial Organs*. 1999; 23 (6): 559–965.
7. Izraelev V, Weiss B, Fritz B et al. A passively-suspended Tesla pump left ventricular assist device. *ASAIO J*. 2009; 55: 556–561.
8. Jhun C-S, Newswanger R, Cysyk J, Lukic B, Weiss W, Rosenberg G. Tesla-Based Blood Pump and Its Applications. *Journal of Medical Devices*. 2013; 7 (4): 0409171–0409172.
9. US Patent 4403911A. Clarence R. Possell. Bladeless pump and method of using same – 1983.
10. US Patent 8523539B2. Brijesh Gill et al. Centrifugal pump – 2013.
11. US Patent 3487784. Edson Howard Rafferty, Harold D. Kletschka. Pumps capable of use as heart pumps – 1976.

*Статья поступила в редакцию 28.03.2016 г.  
The article was submitted to the journal on 28.03.2016*