

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ: ПРОШЛОЕ, НАСТОЯЩЕЕ И БУДУЩЕЕ НЕПУЛЬСИРУЮЩИХ НАСОСОВ

Иткин Г.П.

ФГУ «ФНЦ трансплантологии и искусственных органов им. академика В.И. Шумакова»
Минздравсоцразвития РФ, Москва

В статье кратко описана история развития насосов неппульсирующего типа для искусственного и вспомогательного кровообращения в ФНЦТИО. Показаны основные преимущества этих насосов перед пульсирующими, особенно при конструировании имплантируемых систем. Вместе с тем указаны и недостатки этих насосов и направления по их минимизации или устранению. Приведены конкретные примеры наших разработок имплантируемых центробежных и осевого насоса. Показаны пути дальнейшего совершенствования насосов с точки зрения повышения надежности и длительности их работы.

Ключевые слова: вспомогательное кровообращение, неппульсирующие насосы крови, имплантируемые центробежные и осевые насосы

VENTRICLE ASSIST DEVICE: PAST, PRESENT, AND FUTURE NONPULSATILE PUMPS

Itkin G.P.

Academician V.I. Shumakov Federal Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow

The article briefly describes the history of the non-pulsating type blood pumps for ventricular assist circulation and heart-lung machine. Disclosed the main advantages of these pumps before pulsating type, especially for implantable systems development. However, disadvantages of these pumps and the directions of minimize or eliminate ones have shown. Specific examples of our implantable centrifugal and axial pump developments are presented. Declare the ways to further improve the pumps.

Key words: assisted circulation, nonpulsatile blood pump, implantable centrifugal and axial pump

Наряду с пульсирующими насосами, которые начали разрабатываться в лаборатории искусственного сердца, возглавляемой проф. Шумаковым В.И., еще в конце 60-х годов прошлого века, в конце 80-х годов было обращено внимание к созданию насосов непрерывного потока, когда появились первые публикации о создании экстракорпорального центробежного насоса (ЦН) с низким уровнем гемолиза [10]. Кроме того, особенность мягкой расходно-напорной характеристики таких насосов обеспечивала отсутствие сверхдавлений и разрежений при пережатии подходящих магистралей. ЦН все чаще стали использоваться в качестве артериального насоса вместо роликовых насосов в операциях с искусственным кровообращением, в операциях экстракорпоральной

вспомогательной оксигенации и при вено-венозном обходе при трансплантации печени. По мере дальнейшего развития ЦН стали использоваться как вариант временной гемодинамической поддержки для преодоления периода остро возникшей сердечной недостаточности (СН) после проведения операции на сердце. В некоторых случаях сердечная деятельность восстанавливалась достаточно быстро (от нескольких часов до нескольких дней), а в других, при более длительном вспомогательном кровообращении (ВК) – от нескольких недель до нескольких месяцев, – больному пересаживали донорское сердце.

В нашем институте первый опыт использования ЦН был связан с применением ВР-80 Вiorump (Medtronic, USA) в операциях трансплантации пе-

Статья поступила в редакцию 05.06.09 г.

Контакты: Иткин Георгий Пинкусович, д. б. н., профессор, зав. лабораторией биотехнических систем ФГУ «ФНЦ трансплантологии и искусственных органов им. академика В.И. Шумакова» Минздравсоцразвития РФ.

Тел. (499) 190-60-34, **e-mail:** georgeitkin@mail.ru

чени. Данный насос получил наибольшее распространение в мире, как для искусственного, так и для вспомогательного кровообращения, и до настоящего времени используется в нашей клинике в качестве механической поддержки сердца при острой СН, когда исключается возможность отключить пациента от аппарата искусственного кровообращения.

ВР-80 представляет собой дисковый ЦН (рис. 1), в котором жидкость поступает на вход насоса (А) по центру вращения и проходит через щели между дисками (С), за счет вязкого трения и центробежных сил раскручивается от центра к периферии, где собирается в общий канал и выходит через выходной патрубок (В) по касательной к направлению вращения.

Особенность ЦН состоит в том, что его производительность зависит от противодавления, и это объясняет, почему в режиме холостого хода (т. е. при нулевом расходе) в системе не развиваются сверхвысокие давления (в отличие от роликового насоса). Кроме того, мягкая расходно-напорная характеристика ВР-80 и динамика потока крови внутри насоса позволяют удерживать в насосе газовые пузырьки, которые могут по каким-либо причинам появиться на входе насоса.

Опыт использования ВР-80 позволил начать разработку собственных конструкций ЦН в ФНЦТиО. Было получено более 4 авторских свидетельств. Одно из них послужило основой разработки ЦН с волнообразным диском, которая проводилась совместно с НПО «Геофизика» (рис. 2).

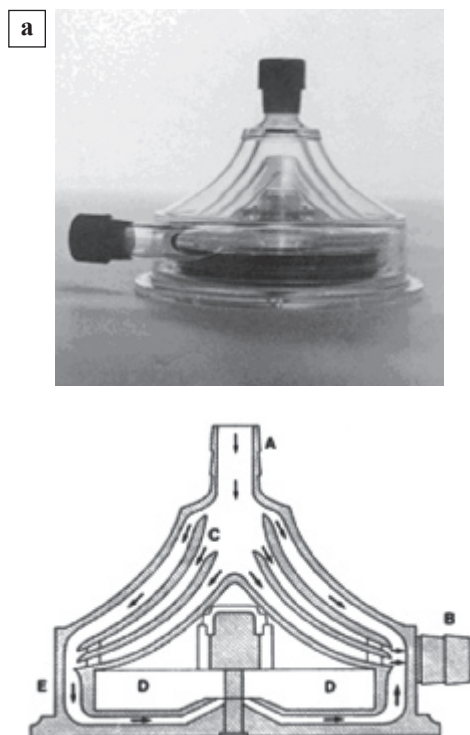


Рис. 1. Фотография (а) и эскиз в разрезе (б) центробежного насоса ВР-80 Biopump (Medtronic, USA)

В 90-е годы в мире значительно расширилось число исследовательских центров, разрабатывающих ЦН. Кроме дисковых насосов разрабатывались ЦН с открытыми лопатками [11], которые при сохранении скорости вращения ротора позволили уменьшить диаметр насоса и дать толчок развитию нового направления – созданию имплантируемых ЦН [3]. В этот период у нас появилась идея создания лопаточного насоса с покрывным диском, который был назван ИВР-80 [1]. Теоретически такой насос мог обеспечить необходимую производительность при уменьшении уровня гемолиза. Реализация такого насоса на базе ВР-80 позволила подтвердить значительное уменьшение гемолиза (в 1,5–2 раза), вызываемого данным насосом ИВР-80. Кроме того, сравнительная оценка эффективности ВР-80 и ИВР-80 показала, что КПД канального насоса в два раза выше КПД ВР-80. Приведенные преимущества канального насоса представлялись исключительно важными и были приняты за основу при проектировании имплантируемого насоса. Дополнительным преимуществом разработанного канального насоса являлась особенность его расходно-напорной характеристики, которая обеспечивала стабилизацию артериального давления при изменении гидравлической нагрузки. Это свойство также могло быть использовано при проектировании системы управления имплантируемого насоса.

Используя полученный опыт, в начале 2000-х гг. мы приступили к проектированию имплантируемых роторных насосов (РН) центробежного и осевого типа. Определяющим явилось значительное *преимущество* РН перед пульсирующими объемными насосами. Это связано прежде всего с тем, что РН имеют значительно меньшие массо-габаритные показатели, что позволяет использовать их на относительно маленьких пациентах и детях (с поверхностью тела <1,5 м²). Снижение энергопотребления этих насосов позволяет снизить вес экстракорпорального оборудования (аккумуляторные батареи, система управления) и увеличить время автономной работы таких систем без смены батарей. Существенным преимуществом этих насосов является их бесшумность, а



Рис. 2. Фотография центробежного насоса с волнообразным диском

возможность создания непрерывного потока позволяет обеспечить однонаправленное движение крови без клапанов. Преимуществом РН является также значительное уменьшение механической сложности, что делает эти насосы потенциально более надежными, долговечными и экономичными. Кроме того, РН требуют минимум специальных профессиональных навыков в управлении, поскольку единственным параметром управления является скорость вращения ротора насоса.

Вместе с тем отмечались и *недостатки* этих насосов, часть из которых свойственна им, а часть из них можно минимизировать или полностью устранить:

- неппульсирующий поток, создаваемый этими насосами, который считался нефизиологичным;
- зависимость производительности от постнагрузки;
- проблема сопряжения привода и насосного блока, которая практически отсутствует в пульсирующих насосах – это вызывает необходимость применения подшипников и уплотнителей, которые повышают опасность образования тромбов в насосе и ограничивают срок использования насосов.

Что касается *первого недостатка*, то дискуссии о необходимости пульсирующего потока идут в течение многих десятилетий, и в начале развития проблемы искусственного сердца и ВК превалировало мнение, что неппульсирующий поток является нефизиологичным [5].

Тем не менее пульсирующий поток реально имеет место только на уровне артерий, а основная функция кровообращения обеспечивать метаболизм осуществляется на уровне капилляров, где пульсаций практически нет. Поэтому теоретически отсутствие пульсаций аортального кровотока не должно сказаться на органном энергообмене. И это подтвердили эксперименты с длительным выживанием животных с неппульсирующим потоком, а также накопленный клинический опыт длительного применения имплантируемых РН [16]. Кроме того, необходимо учитывать адаптационные возможности организма, которые позволяют компенсировать отсутствие выраженных пульсаций аортального давления при условии достаточности уровня суммарного кровотока. Как показали исследования [15], потребление кислорода идет с меньшей эффективностью для постоянного потока по сравнению с пульсирующим потоком при потоке 75 мл/кг/мин, но эта разница в потреблении кислорода отсутствует при увеличении потока до 100 мл/кг/мин. Это подтверждает, что величина суммарной производительности сердца и насоса является более важным параметром для метаболизма, чем пульсирующая форма потока. Дополнительным аргументом в пользу использования роторных насосов является то, что эти насосы принципиально

нельзя считать чисто неппульсирующими, поскольку при подключении насоса по схеме «левый желудочек–аорта» пульсация давления на входе насоса, развиваемого ЛЖ, модулирует выходной поток, делая его пульсирующим.

Второй недостаток также не является определяющим, особенно учитывая особенность расходно-напорной характеристики, которая, как указывалось в случае использования канального ЦН, может обеспечить стабилизацию артериального давления при изменении постнагрузки.

Таким образом, существенным остается *третий недостаток* РН, связанный с необходимостью использования подшипников и уплотнителей. Появление в последние годы РН с импеллером на магнитной подвеске [7] во многом решает эту проблему, однако значительно усложняется система управления, и остается проблема застойных зон в зоне магнитного подшипника.

При проектировании имплантируемого ЦН нами за основу была принята конструкция канального насоса, а для решения проблемы герметизации кровяной насосной камеры и снижения тепловых потерь в области вала уплотнения было принято решение использовать магнитно-жидкостное уплотнение (МЖУ), основываясь на уникальном опыте отечественных производителей магнитной жидкости (МЖ), тем более что физико-химические свойства отечественных МЖ обеспечивают срок ее работы в течение 1–3 лет без потери магнитных свойств. Проведенные в Центре по исследованию биоматериалов испытания фторорганической основы на биосовместимость показали хорошие результаты. В результате был разработан имплантируемый канальный ЦН с МЖУ [2].

Система ЦН канального типа состоит из экстракорпоральной системы управления и имплантируемой части: насоса объединенного с электродвигателем в одном корпусе (рис. 3).

Недостатком данного канального ЦН является необходимость использования наклонных оmyвающих отверстий, создающих вторичный поток в зоне



Рис. 3. Канальный центробежный насос. Макетный образец из титана

вокруг вала, но при этом, как показали предварительные исследования, при некоторых режимах создаются условия вымывания МЖ.

Поэтому была рассмотрена возможность создания насоса с импеллером с обращенными по отношению к входу насоса лопатками; предполагалось, что подобная конструкция должна обеспечить достаточный поток в наиболее критичной области насоса – с тыльной стороны вала приводного двигателя. Конструктивно ЦН с обратным импеллером, так же как и первый макетный образец канального насоса, был интегрирован с электродвигателем в одном корпусе. На покрывном диске импеллера с тыльной стороны расположены четыре изогнутые цилиндрические лопатки (рис. 4). Такой тип импеллера позволяет практически исключить застойную зону со стороны привода насоса, наиболее критичной области с точки зрения тромбообразования.

Кроме того, учитывая предыдущий опыт проектирования узла МЖУ для канального насоса, был увеличен диаметр вала двигателя (6 мм), что должно было способствовать более надежной работе МЖУ по удержанию магнитной жидкости в рабочем диапазоне перепадов давления на насосе. Внешний вид насоса в сборе и в разобранном виде показан на рис. 5.

Испытания насоса на гемолиз показали, что он в 1,5 раза меньше травмирует кровь, чем коммерческий насос ВР-80.

Как указывалось, любой РН имеет два основных компонента – вращающийся импеллер и систему подшипников. Именно система подшипников определяет ту или иную генерацию РН, представленную как в новых разработках, так и в уже выпускаемых коммерческих насосах. Это связано с тем, что конструкция подшипников во многом определяет ресурс работы насоса и его надежность, включая вероятность тромбообразования.

В соответствии с этим имеются три генерации подшипниковых систем, которые и определяют тип РН:

- 1) передача вращения через вал с уплотнением;
- 2) магнитный подшипник;
- 3) подшипник, погруженный в кровь.

Разработанные нами ЦН канального типа и ЦН с обратным импеллером можно отнести к *первой генерации*, поскольку вращение от двигателя к импеллеру передается через подшипниковый узел, который устанавливается в самом двигателе, а вал отделяется от кровяной камеры насоса через уплотнение или сальник. И, как указывалось, именно уплотнение является слабым местом в такой системе. Несмотря на применение новой технологии реализации уплотнителя с помощью МЖУ, мы столкнулись с проблемой надежного удержания МЖ в зазоре между валом двигателя и насосом, связанной, возможно, с технологическими трудностями обеспечения точности данного зазора и высокого класса

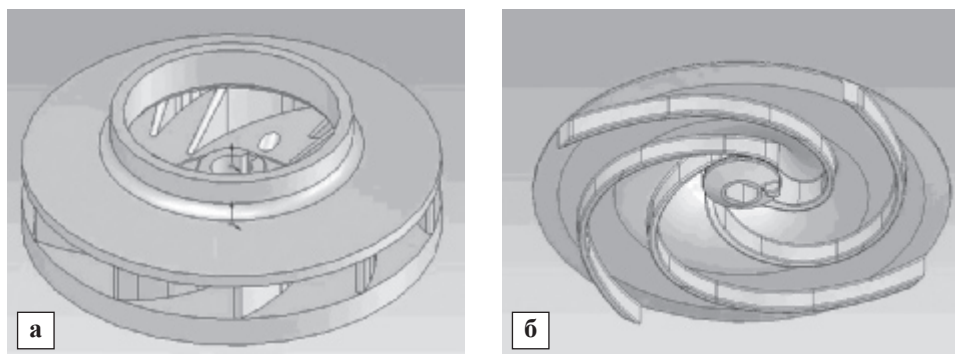


Рис. 4. Компьютерные модели канального ЦН (а) и ЦН с обратным импеллером (б)

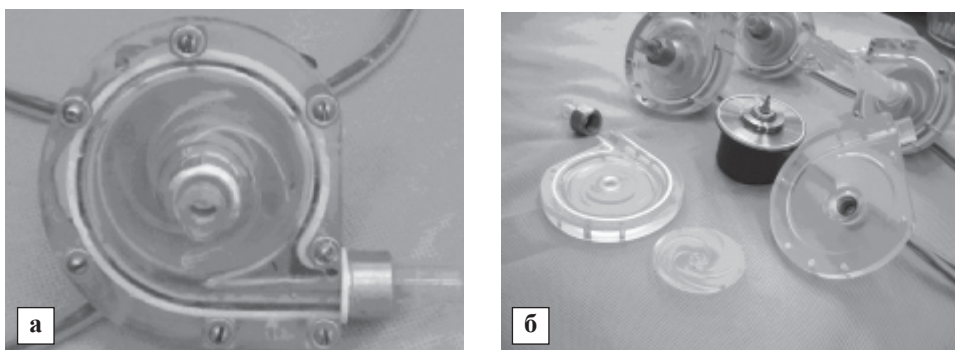


Рис. 5. ЦН с обратным импеллером в сборе (а) и разобранном виде (б)

обработки поверхностей данной пары. Кроме того, остается достаточно трудная задача формирования потока в зоне сопряжения двигатель–насос, обеспечивающая непрерывное омывание данной области. В некоторых коммерческих ЦН для увеличения срока службы уплотнения от нескольких недель до нескольких месяцев использовались системы подачи физраствора в эту зону для промывания от крови и уменьшения трения [13]. Соответственно, это требует создания экстракорпоральных промывочных систем, и такой насос может использоваться только в условиях клиники. Кроме того, подача извне жидкости в имплантированный насос является дополнительным путем проникновения инфекции.

Вторая генерация основана на том, что ротор насоса подвешен в магнитном поле [4]. С одной стороны, это кажется идеальным решением проблемы, так как в системе насоса отсутствуют какие-либо трущиеся поверхности. А следовательно, время работы такого насоса не ограничено. Однако данное решение проблемы сопряжено с увеличением веса и габаритов системы, и с некоторым дополнительным увеличением входной мощности. Кроме того, надежность насоса из-за повышения общей сложности системы управления снижается, а поломка магнитного подвеса может привести к фатальному результату. И кроме того, как указывалось, в таких насосах всегда присутствует плохо омываемая зона в области магнитной подвески.

Третья генерация основана на использовании подшипникового узла, погруженного в кровь. Здесь, так же как и в конструкции *второй генерации*, ротор двигателя совмещен с импеллером. С нашей точки зрения, данная конструкция такого подшипникового узла может быть достаточно упрощена, так как не требуется дополнительного контура промывания, а система управления таким насосом также относительно проста. Поэтому наряду с разработкой вышеуказанных имплантируемых ИЦН мы приступили к разработке имплантируемых осевых насосов (ИОН) третьей генерации.

В большинстве известных ИОН (Jarvik 2000, Heart Mate II и Micromed) [6, 8, 9] магнитный ротор двигателя совмещен с импеллером, а статор двигателя вмонтирован в корпус насоса. Наиболее близкой к нашей разработке конструкции ИОН является конструкция насоса Heart Mate II [8]. Основное отличие нашей конструкции состоит в изменении конструкции шнека и спрямляющего аппарата, рассчитанных предварительно на компьютерной модели насоса. Теоретический анализ показал, что при близких габаритных размерах разрабатываемый насос имеет лучшие расходно-напорные характеристики и меньшее потребление энергии.

Предварительные исследования основных насосных узлов на гидродинамическом стенде с ис-

пользованием внешнего привода показали, что конструкция импеллера и спрямляющего аппарата, оптимизированная с помощью компьютерной модели, обеспечивает необходимые расходно-напорные характеристики. Следующая задача состояла в том, чтобы скомпоновать систему «насос–двигатель» в виде единого насосного блока с интегрированным в него бесконтактным двигателем постоянного тока, которая должна была состоять из следующих компонентов:

- корпус насоса с входным и выходным патрубком;
- статорная обмотка бесконтактного двигателя постоянного тока;
- направляющий аппарат (он же передняя опора ротора насоса);
- шнек или импеллер с встроенным магнитным якорем двигателя;
- стационарный спрямляющий аппарат.

В основу проектирования опытного образца были заложены следующие конструктивные требования:

- вращающийся ротор должен быть закреплен в опорах скольжения (подшипники скольжения); это наиболее критический узел, поскольку конструкция подшипников во многом определяет ресурс работы насоса и его надежность, включая вероятность тромбообразования;
- для данного образца должен быть рассчитан и изготовлен собственный бесконтактный двигатель постоянного тока (в литературе, посвященной описанию конструкций ИОН насосов отсутствует описание двигателя постоянного тока во всех указанных системах). Особенностью таких двигателей является достаточно большой зазор между статором и ротором (3–3,5 мм), предназначенный для создания контура прокачки крови).

С учетом всех вышеперечисленных требований была разработана конструкция ИЦН (рис. 6), названная в честь В.И. Шумакова – ВИШ-насос.

При этом основные детали (шнек, спрямляющий аппарат, корпус) изготовлены из Ti-6 и CoCrMo. Одной из основных проблем, стоящей перед раз-



Рис. 6. Имплантируемый осевой ВИШ-насос. Макетный образец из титана

работчиками и конструкторами осевых насосов, является проблема создания опор ротора осевого насоса, которые должны обеспечивать срок службы насоса не менее 10 лет при средней скорости вращения ротора 8000 об./мин, что накладывает очень серьезные требования к их износостойкости. Все это помимо оптимизации конструкции узлов опоры требует тщательного подхода к выбору износостойких материалов. Задача усложняется ограниченным наличием инженерных материалов, допустимых к использованию в имплантируемых медицинских изделиях. Предварительный анализ научно-технических публикаций [14] показал перспективность использования в парах трения алмазоподобных покрытий (Diamond Like Coatings), поскольку эти покрытия обладают уникальной совокупностью физико-химических и механических свойств:

- сверхвысокая износостойкость;
- сверхвысокая твердость, сравнимая с твердостью алмаза;
- низкий коэффициент трения;
- химическая стойкость;
- прочное сцепление (высокая адгезия) с материалом основы;
- биосовместимость.

Помимо выбора оптимальной пары трения, важным в разработке осевого насоса является создание условий для улучшенного теплоотвода от узла опор как за счет гидродинамики, так и использования материалов с высокой теплопроводностью (CoCrMo). Конструкция опытного образца насоса проектировалась разборной, поскольку на первом этапе исследований работы насоса, как в условиях экстракорпорального подключения, так и при его имплантации, разборка насоса позволяет определить возможные места тромбоза и оценить степень износа опорного узла. Стендовые испытания опытных образцов проводились на стенде, позволяющем измерять расход жидкости Q (л/мин) при фиксированном перепаде давлений на входе и выходе насоса ΔP (мм рт. ст.) и разных скоростях вращения ротора (об./мин). При 7500 об./мин производительность насоса 5 л/мин при противодавлении 100 мм рт. ст.

Проведены предварительные сравнительные исследования ВИШ-насоса на гемолизном стенде. В качестве контрольного насоса использовался коммерческий ЦН ВР-50 (детский вариант ВР-80 с меньшим объемом заполнения), который принят в мировой практике в качестве эталона при исследовании гемолиза вновь разрабатываемых насосов. Испытания показали, что гемолиз крови, оцениваемый по нарастанию уровня свободного гемоглобина в замкнутом контуре, вызванный нашим насосом, совпадает по величине с гемолизом, вызванным ВР-50. В ближайшее время предстоит провести дополнительные исследования насоса на гемолиз и

начать программу испытаний насоса на животных. На первых этапах предполагается насос устанавливать экстракорпорально для получения возможности инспекции полостей насоса при кратковременной остановке насоса с последующей заменой на другой образец. В дальнейшем предполагается провести серию экспериментов по имплантации насоса на определенный период (от 2 недель до месяца). И на последнем этапе планируется длительная имплантация насоса на выживаемость. Эти эксперименты являются частью преклинической подготовки насоса.

Какие же дальнейшие пути создания нового ИОН?

- Одной из основных задач является совершенствование технологии изготовления наиболее сложных в изготовлении деталей (шнека, спрямляющего аппарата и узлов опоры), поскольку именно эти детали определяют себестоимость этого дорогостоящего изделия.
- Другая задача состоит в разработке энергоемкого носимого блока питания. Некоторый опыт имеется при проектировании блока питания пульсирующим электромеханическим насосом.
- В связи с тем что скорость ротора насоса не связана напрямую с его производительностью, необходимо было провести исследования для оценки возможности косвенного определения этого параметра и перепада давления по величине потребляемого тока и скорости вращения ротора. Некоторые исследования в этом направлении мы уже проводим.
- Следует отметить, что, согласно международной статистике [14], наиболее критичной областью с точки зрения вероятности тромбообразования в РН является входная канюля, что также требует проведения исследований по оптимизации потока на входе в насос.
- Еще одним из критичных узлов для имплантируемых насосов с точки зрения международной статистики является инфекция в зоне перкутанного кабеля, обеспечивающего питание и управление насосом [12]. Пожалуй, единственным решением данной проблемы является использование беспроводной передачи энергии внутрь тела с помощью трансформаторной связи. И здесь мы имеем определенные наработки, которые также нуждаются в дальнейшем развитии.

Хочется надеяться на поиск новых путей дальнейшей оптимизации ИРН в части повышения надежности, долговечности, снижения веса, габаритов, потребления энергии и стоимости изделия. Решение всех этих проблем позволит сделать имплантацию подобных насосов обычной рутинной операцией, доступной для широкого круга пациентов. История показывает, что после осторожного

отношения кардиохирургов к новым видам искусственной и вспомогательной перфузии в дальнейшем, по мере совершенствования этих методов и систем, они заняли достойное место для лечения тяжелых форм сердечной недостаточности.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Иткин Г.П., Герасимук А.А., Матвеев Ю.Г., Романов О.В., Толпекин В.Е. Центробежный насос для крови: перспективы развития и использования // Трансплантология и искусственные органы. 1995. № 2. С. 47–50.
2. Коньшова Е.Г., Иткин Г.П., Дробышев А.А., Романов О.В. Результаты исследования на гемолиз новых имплантируемых центробежных насосов // Вестник трансплантол. и искусственных органов. 2007. № 4. С. 41–46.
3. Asai T., Watanabe K., Ito S., Nose Y. et al. Real-time studies of the pivot bearings in the NEDO Gyro PI-710 centrifugal blood pump. *Artif Organs*. 2004. № 28 (10). P. 899–903.
4. Chung M., Zhang N., Tansley G.D., Woodard J.C. Impeller behavior and displacement of the ventrassist implantable rotary blood pump // *Artificial Organs*. 28 (3). P. 287–297.
5. Ciardullo R.C., Schaff H.V., Flaherty J.T. et al. Comparison of regional; myocardial blood flow and metabolism distal to a critical coronary stenosis in a fibrillating heart during alternative periods of pulsatile and nonpulsatile perfusion // *J. Thorac Cardiovasc*. 1978. Vol. 75. P. 371–375.
6. DeBakey M. Miniature Implantable Axial Flow Ventricular Assist Device // *Ann Thorac Surg*. 1999. Vol. 68. P. 637–640.
7. Huber C., Tozzi P., Hurni M., von Segesser L. No drive line, no seal, no bearing and no wear: magnetics for impeller suspension and flow assessment in a new VAD // *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*. 2004. № 3. P. 336–340.
8. John R., Kamdar F., Liao K. et al. Improved Survival and Decreasing Incidence of Adverse Events With the HeartMate II Left Ventricular Assist Device as Bridge-to-Transplant Therapy // *Ann Thorac Surg*. 2008. Vol. 86. P. 1227–1235.
9. Kaplon R.J., Oz M.C., Kwiatkowski P.A. et al. Miniature axial flow pump for ventricular assistance in children and small adult. // *J. of Thor and Cardiovasc Surgery*. 1996. Vol. 111. P. 13–18.
10. Magovern G.J.Jr. The biopump and postoperative circulatory support // *Ann Thorac. Surg*. 1993. № 55 (1). P. 245–249.
11. Oku T., Harasaki H., Smith W., Nose Y. Hemolysis. A comparative study of four nonpulsatile pumps // *J. Heart Lung. Transplant*. 2006. Vol. 25 (2). P. 181–186.
12. Ootaki, Saeed Y., Ootaki D. et al. Development of the DexAide Right Ventricular Assist Device Inflow Canula // *ASAIO J*. 2008. Vol. 54 (1). P. 31–36.
13. Savage E.B., Clark R.E., Griffin W.P. et al. The AB-180 circulatory: summary of development and plans for phase I clinical trial // *Ann Thorac Surg*. 1999. Vol. 68 (2). P. 768–774.
14. Sin D.C., Kei H.L., Miao X. Surface coatings for ventricular assist devices // *Expert Rev Med Devices*. 2009. Vol. 6 (1). P. 51–60.
15. Taenaka Y., Tatsumi E., Nakamura H. et al. Physiologic reaction of awake animals to an immediate switch from pulsatile to nonpulsatile systemic circulation // *ASAIO J*. 1990. № 36. P. 541–544.
16. Westaby S., Banning A.P., Saito S. et al. Circulatory support for long term treatment of heart failure. Experience with an intraventricular continuous flow pump // *Circulation*. 2002. Vol. 105. P. 2588–2591.