

- ных лазерным методом // Медицинская техника. 2009. № 6. С. 1-9.
4. Подгаецкий В.М., Савранский В.В., Симунин М.М. и др. Получение объемных наноконпозиций на основе водного раствора альбумина под действием лазерного излучения // Квантовая электроника. 2007. Т. 37. № 9. С. 801-803.
 5. Mark P., Mattson M.P., Haddon R.C., Rao A.M. Molecular Functionalization of Carbon Nanotubes and Use as Substrates for Neuronal Growth // J. Mol. Neurosci. 2000. Vol. 14. № 3. PP. 175-182.
 6. Zanello L.P., Zhao B., Hu H., Haddon R.C. Bone Cell Proliferation on Carbon Nanotubes // Nano Letter. 2006. Vol. 6. № 3. PP. 562-567.
 7. Kam E.J., Kotov N.A. Electrical Stimulation of Neural Stem Cells Mediated by Humanized Carbon Nanotube Composite Made with Extracellular Matrix Protein // Nano Letters. 2009. Vol. 9. № 1. PP. 273-278.
 8. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию. – Санкт-Петербург: Спецлит, 2000. 214 с.
 9. Радостина А.И., Юрина Н.А. Гистология. – Татарстан: Медицина, 1995. 256 с.
 10. Баграташвили В.Н., Соболев Э.Н., Шехтер А.Б. Лазерная инженерия хрящей. – М.: Физматлит, 2006. 487 с.
 11. Агеева С.А., Герасименко А.Ю., Елисеенко В.И. и др. Исследование возможности применения метода лазерной наноинженерии в медицинских целях / III Евразийский конгр. «Медицинская физика». М., 2001. С. 266-268.

Светлана Александровна Агеева,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
Владимир Иванович Елисеенко,
д-р мед. наук, зам. директора,
ФГУ «ГНЦ лазерной медицины»,
г. Москва,
Александр Юрьевич Герасименко,
аспирант,
Леван Павлович Ичкитидзе,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Виталий Маркович Подгаецкий,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой биомедицинских систем,
Московский государственный институт
электронной техники
(технический университет),
г. Зеленоград,
e-mail: podgaetsky@yandex.ru

ОБЗОРЫ

Г.П. Иткин, С.В. Селищев

РОТОРНЫЕ НАСОСЫ ДЛЯ ИСКУССТВЕННОГО И ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Аннотация

В статье кратко описана история развития роторных насосов для искусственного и вспомогательного кровообращения. Показаны основные преимущества таких насосов перед пульсирующими, особенно при создании имплантируемых систем: это прежде всего миниатюризация, меньшее энергопотребление и стоимость. Показаны основные направления конструирования насосов, которые в основном базируются на конструкции подшипникового узла, являющегося наиболее критичным элементом данных насосов, определяющим ресурс их работы. Более детально рассмотрены осевые насосы. Приведены конкретные примеры коммерческих систем осевых насосов, используемых в клинике.

Клиническое применение аппаратов искусственного кровообращения (АИК) для проведения операций на открытом сердце началось в 50-е годы прошлого столетия. Разработка таких аппаратов потребовала прежде всего создания эффективных устройств для оксигенации крови и нетравматичных насосов. Последняя задача упрощалась тем, что время функционирования АИК определяется временем проведения операции на сердце, которое обычно не превышает 2...3 ч. Поэтому конструкция роликового насоса, предложенная известным американским хирургом М. Дебейки (М. DeBakey), оказалась наилучшим решением проблемы и широко используется до сих пор [1].

В 60-е годы прошлого столетия начали разрабатываться механические насосы для длительной частичной и полной замены сердца (от нескольких дней до нескольких лет). Этому способствовали прежде всего первые успехи трансплантации сердца в кардиохирургических клиниках мира. Уже с самого начала развития сердечной трансплантологии стало очевидным, что возможность обеспечения реципиентов донорскими органами крайне ограничена. Поэтому первоначально цель разработки механических аналогов сердца основывалась на возможности найти альтернативное решение замены пораженного сердца. При этом ставились задачи как полной (искусственное сердце – ИС), так и

частичной замены сердца, названной вспомогательным кровообращением (ВК).

И в том, и другом случае рассматривались возможности как временной поддержки кровообращения до проведения второго этапа – трансплантации донорского органа или восстановления собственного сердца (в случае ВК), так и постоянного подключения механических насосов пациентам, которым трансплантация сердца противопоказана.

Первоначально основная идея заключалась в создании аналогов, наиболее приближенных к естественному органу по принципу действия, т. е. созданию пульсирующих насосов. Полагали, что пульсирующий поток, создаваемый механическим насосом, является необходимым условием обеспечения адекватного кровообращения в организме. Насосы непрерывного потока рассматривались только для кратковременного подключения, например, для использования их в АИК.

Вместе с тем первые разработки роторных насосов (РН) на базе центробежных насосов (ЦН) для крови показали возможность уменьшения весо-габаритных характеристик по сравнению с пульсирующими насосами [2], [3]. Кроме того, эти насосы потребляют меньше энергии, в них отсутствуют клапаны и имеется единственный движущийся элемент – рабочее колесо. Не менее важным оказался и экономический аспект, поскольку стоимость таких насосов значительно ниже, чем объемных пульсирующих насосов.

С другой стороны, было показано, что по сравнению с роликовыми насосами ЦН значительно меньше травмируют кровь [4]. Поэтому данные насосы начали широко использоваться в АИК (более 60 % в США и 40 % в Европе). Наибольшее распространение среди центробежных насосов нашел дисковый насос «Biorump» («Medtronic», США), который стал также использоваться для ВК.

Позднее многочисленными экспериментами, проведенными на животных, с длительным подключением ЦН как при обходе левого желудочка (ЛЖ), так и при бивентрикулярном обходе на фибриллирующем сердце показали, что неппульсирующий поток не вызывает значительных изменений органного и тканевого кровотока при условии, что производительность насоса превышает 120 мл/мин/кг веса животного [5].

Эти исследования дали толчок в 80-90-е годы прошлого века разработке различных конструкций РН на основе центробежного и осевого принципа. В основе работы последние насосов лежит принцип Архимедова винта, при котором нагнетание жидкости осуществляется за счет сил вязкого трения посредством вращающейся турбинки с лопастями, расположенными по спирали.

Конструкции РН во многом определялись стратегией их применения:

- кратковременное подключение к ЛЖ (от нескольких часов до нескольких недель) при осложнениях, возникающих при операциях на сердце, когда пациента нельзя отключить от АИК;
- среднетерминальное подключение к ЛЖ (от нескольких дней до нескольких месяцев) при ост-

ром инфаркте миокарда, инфекционном миокардите;

- длительное подключение к ЛЖ (от нескольких недель до нескольких лет) пациентам, находящимся в листе ожидания, при проведении двухэтапной замены сердца и при «направленной» терапии пациентам, которым пересадка сердца противопоказана из-за сопутствующих заболеваний.

Соответственно с этим определены и различные требования к системам ВК. Если кратковременное и среднетерминальное подключение насосов в основном предусматривает применение стационарных систем в условиях клиники, то длительное подключение ВК предполагает, что пациент имеет возможность покинуть клинику и вернуться к нормальной активной жизни. Поэтому в последнем случае ВК должны быть максимально удобными в обслуживании для пациента, преимущественно без ежедневной поддержки медицинского или технического персонала. И, конечно, здесь отдается предпочтение имплантируемым системам с носимым блоком управления и аккумуляторной батареей.

Появление в конце 80-х годов прошлого века разработок малогабаритных РН центробежного или осевого типа послужило толчком к развитию нового направления в создании автономных АВК длительного подключения, что связано, как указывалось, с рядом их преимуществ перед пульсирующими системами и прежде всего с уменьшением весо-габаритных характеристик и потребления энергии. Причем снижение габаритов и веса касается не только имплантируемых компонентов, но и наружных составляющих системы (блока управления и питания). Не менее важным является то, что такие насосы значительно проще по конструкции, в них отсутствуют клапаны, компенсационная камера, гибкая диафрагма, что делает в перспективе эти насосы более надежными и долговечными.

Уменьшение габаритов имплантируемых компонентов таких систем позволило значительно расширить область их применения для небольших пациентов, включая детей. Это особо важно в связи с бурным развитием в последние годы детской трансплантации сердца. Кроме того, небольшие размеры насосов позволяют рассматривать их как альтернативу пульсирующего ИС [6].

Имплантируемые осевые насосы вспомогательного кровообращения

В настоящем обзоре мы остановимся на описании 4-х коммерческих систем осевых насосов (ОН), хотя имеется достаточно большое число разработок, находящихся в стадии экспериментальных исследований.

В приложении к современным конструкциям ОН для крови (*рис. 1*) в качестве нагнетающего элемента используется шнек (импеллер), в тело которого вмонтирован постоянный магнит, являющийся ротором бесконтактного двигателя постоянного тока.

Обмотки статора такого двигателя расположены в корпусе насоса. Для преобразования кинетической энергии вращающейся жидкости в потенци-

альную энергию давления в конструкцию такого насоса должен входить также спрямитель потока, представляющий собой стационарные лопатки, направление закрутки которых противоположно вращению лопаток импеллера. Кроме того, в состав насоса входит направитель потока, формирующий входной поток перед вхождением его в зону импеллера и препятствующий закрутке потока на входе насоса. Как правило, эти насосы предназначены для обхода ЛЖ сердца, поскольку в 75 % случаев имеет место поражение более нагруженного ЛЖ. При этом, как правило, насос подключают входной канюлей к верхушке ЛЖ, а выходной – к аорте (рис. 2).

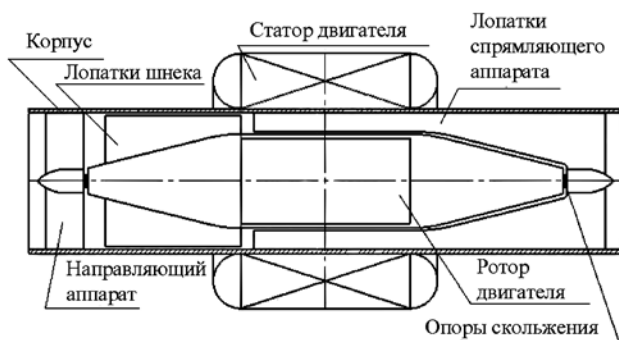


Рис. 1. Общая схема ОН

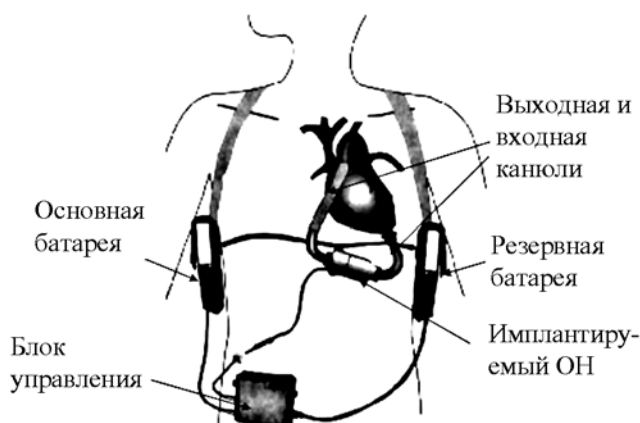


Рис. 2. Общая структурная схема подключения носимого ОН

Практически все конструкции ОН включают в себя указанные компоненты. Основное отличие состоит в конструкции подшипникового узла (ПУ), который во многом предопределяет ресурс работы РН независимо от типа – ЦН или ОН. Именно ПУ является наиболее критическим элементом таких насосов, поскольку кроме ресурса определяет надежность конструкции в целом, включая вероятность тромбообразования, особенно в зоне ПУ. Поэтому в большинстве разработок ЦН и ОН наибольшее внимание уделяется как конструкции ПУ, так и выбору материалов при использовании пары трения в процессе разработки рабочего колеса, установленного в опорах [7]-[9].

Именно система ПУ определяет ту или иную генерацию РН, представленную как в новых разра-

ботках, так и в уже выпускаемых коммерческих насосах [10].

В соответствии с этим имеются три генерации ПУ, которые и определяют тип РН (табл. 1).

Таблица 1

Классификация осевых насосов по конструкции подшипникового узла

	1	2	3
Тип подшипника	Передача вращения через вал с уплотнением	Подшипник, погруженный в кровь	Магнитный подшипник

Передача вращения ротору насоса от внешнего двигателя через вал с уплотнением (первая генерация) применялась на ранних этапах проектирования роторных насосов и не нашла широкого применения из-за необходимости подвода омывающей жидкости к уплотнению [11]. Наиболее перспективными, хотя и не до конца проработанными в данном направлении явились работы по использованию в качестве уплотнения магнитной жидкости [12]. Тем не менее использование передачи энергии вращения от внешнего двигателя позволило на начальных этапах разработки новых насосов оценить их эффективность, а также травму крови, вызываемую насосами [13].

Существенным отличием ОН второй генерации явилось то, что ротор насоса с вмонтированными в него магнитами одновременно является ротором двигателя, соответственно в статор насоса вмонтирован статор двигателя постоянного тока. При этом ротор установлен в ПУ (игольчатый или шаровой подшипник), иммерсированный в поток крови. Основные требования к ПУ такого типа – высокий ресурс работы, минимальная травма крови и вероятность тромбообразования.

Практически одновременно в нескольких центрах США в конце 80-х и начале 90-х годов прошлого века стали разрабатываться осевые насосы второй генерации: «MicroMed DeBakey VAD» («Technology Inc», Houston, TX, USA) [14], «Jarvik 2000» [15] и «Nimbus» («Nimbus Inc») [16]. Во всех этих насосах ротор установлен в подшипниковых парах различной конструкции.

MicroMed DeBakey VAD

Данный ОН разрабатывался с 1991 г. Baylor College of Medicine на базе космических технологий совместно с NASA Johnson Space Center и «MicroMed Technology» (США). В насосе «MicroMed DeBakey VAD» (рис. 3) импеллер представляет собой крыльчатку с лопатками, в которые вмонтированы магниты, выполняющие роль ротора двигателя и вращающиеся в магнитном поле статора. Благодаря этому минимизируется воздушный зазор между статором и ротором, что обеспечивает высокие энергетические характеристики двигателя. Ротор насоса состоит из индуктора, который формирует вращающийся поток для подачи на ос-

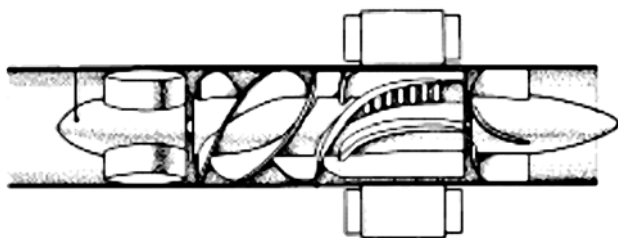


Рис. 3. Имплантируемый РН «MicroMed DeVaquey VAD» новой напорный узел-импеллер.

Такой двухкаскадный ротор позволяет получить заданные расходно-напорные характеристики при относительно небольшом диаметре. На входе насоса имеется направлятель потока, а на выходе – выпрямитель потока. При этом оба элемента являются опорами подшипников, установленных на роторе. Входной ПУ выполнен в виде шаровой опоры, что связано с ее большей гидродинамической нагрузкой, а выходной ПУ – в виде осевой опоры. В многочисленных экспериментах показано, что оптимальной формой направлятеля потока является наклонные передние кромки направлятеля потока [17]. Как указывалось, входная канюля вводится в верхушку ЛЖ, а выход насоса через подшиваемый сосудистый протез подключен к аорте. Причем на сосудистый протез установлен ультразвуковой датчик расхода крови, обеспечивающий информацию о производительности насоса (рис. 4).



Рис. 4. Общий вид насоса с датчиком расхода на сосудистом протезе

Для повышения тромборезистентности узлов насоса, контактирующих с кровью, использовалось биосовместимое покрытие «Carmeda CBAS». Насос имеет диаметр 25 мм и длину 86 мм, весит 95 г и обеспечивает поток до 10 л/мин (частота вращения 7500...12500 об/мин). Рабочие параметры насоса, такие как скорость, производительность, потребление энергии и оставшийся заряд батареи, можно наблюдать с помощью внешнего контроллера, укрепленного на поясе пациента. Сам контроллер связан с насосом через тонкий чрескожный провод. Питание устройства осуществляется от двух аккумуляторных батарей (основной и резервной), также закрепленных на поясе пациента. Это обеспечивает пациенту достаточную свободу перемещения при необходимости периодической замены аккумуляторной батареи (через 6...8 ч). Оператор на блоке управления, соединенном с компьютером, устанавливает в процессе имплантации и в ранний послеопе-

рационный период заданную скорость вращения ротора. При этом пациент не может самостоятельно ее регулировать, в отличие от системы «Jarvik 2000». Первое клиническое применение данного насоса до получения разрешения FDA началось в Европе в 1998 г. [19]. В дальнейшем насос использовался более чем в 15 кардиохирургических центрах в 7 странах. В настоящее время имеется около 1000 случаев клинического применения насоса.

Heart Mate II

Данный насос стал дальнейшим развитием внутриаортального ОН «Неморпум», разработанного «Nimbus Comp.» в 1991 г. [20]. Впоследствии компания «Thoratec corp.» совместно с «Nimbus Comp.» на базе насоса «Nimbus-Pittsburgh» разработала осевой насос с коммерческим названием «HeartMate II» (рис. 5).

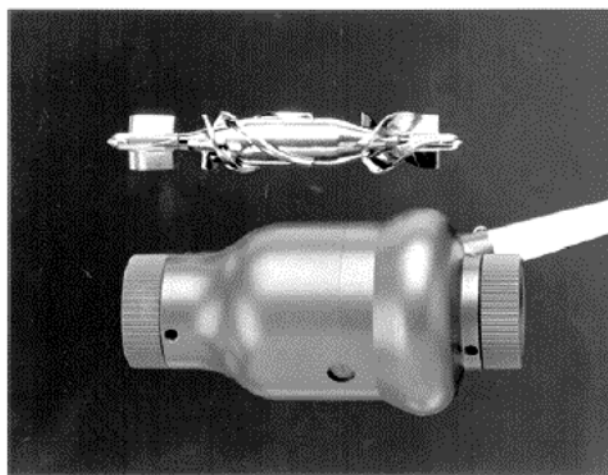


Рис. 5. Общий вид ОН «HeartMate II»

Входной и выходной ПУ выполнены в виде шаровой пары, при этом в качестве материала используется карбид кремния, имеющий высокие твердость и теплопроводность. В отличие от других конструкций данный ПУ работает на сухом трении, т. е. кровь не попадает в шаровую пару и для уменьшения трения на трущуюся поверхность наносится алмазоподобное покрытие, обладающее низким коэффициентом трения. В конструкции предусмотрены меры по съему тепла трения за счет оптимизации потока крови, проходящего через ПУ. Преимуществом данной конструкции является разборный корпус, что на ранних этапах разработки позволило определять наличие тромбов в насосе в экспериментах на животных. В последней модификации использовалась технология покрытия микросферами поверхностей, контактирующих с кровью. Данная технология впервые была использована «Thoratec Corp.» для нанесения покрытия на поверхности насоса «Heart Mate VE» и титановых канюлей. По сравнению с предыдущими коммерческими ОН размеры и вес «Heart Mate II» достаточно большие (диаметр 40 мм, длина 60 мм и вес 375 г), что не позволяет имплантировать его в грудную полость, насос имплантируется абдоминаль-

но. Он обеспечивает до 10 л/мин в диапазоне частот вращения ротора от 6000 до 15000 об/мин. Клиническое применение насоса в Европе началось в 2000 г. [22], а в США – в 2003 г. И в настоящее время данный насос имеет наибольшее клиническое применение по сравнению с другими насосами [23].

Jarvik 2000

История разработки «Jarvik 2000» поучительна тем, что R. Jarvik является пионером разработки полного ИС с пневматическим приводом в 60-70-е годы прошлого века и до сих пор разработанная им конструкция используется в клинике под названием «Cardiowest» [24]. Впоследствии для уменьшения размеров привода ИС и улучшения энергетики он разработал в 1975 г. электрогидравлический насос оригинальной конструкции [25]. В основу насоса было положено использование ОН в качестве гидропривода для замены пневматического привода ИС с возможностью питания от аккумуляторной батареи. Полученный огромный опыт разработки насосов для крови позволил ему с 1989 г. полностью перейти на разработку вспомогательных насосов для крови на базе миниатюрного ОН [26], причем небольшие размеры насоса позволили разместить насос в полости ЛЖ (рис. 6). Тем самым отпала необходимость в использовании входной канюли, которая, как показал накопленный клинический опыт, во многих случаях являлась источником тромбогенных осложнений и требовала особого внимания при ее конструировании и выборе материалов. Кроме того, при размещении насоса внутри ЛЖ снаружи он омывается кровью с антителами, препятствующими инфекционным осложнениям.

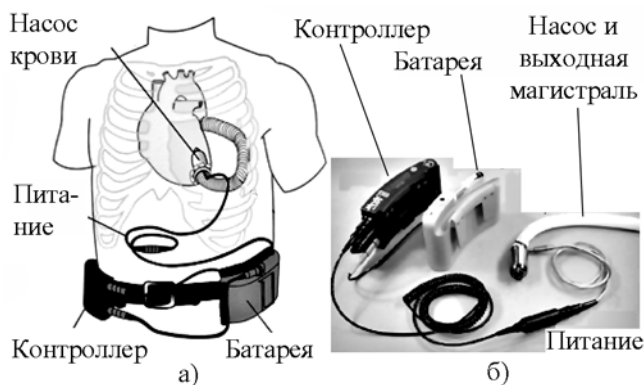


Рис. 6. Насос «Jarvik 2000» («Jarvik Heart Inc», NY, США): а) – схема имплантации; б) – комплектация системы (насос, блок питания и блок управления)

Насос «Jarvik 2000» сделан полностью из титана, весит 90 г, имеет 25 мм в диаметре и объем его заполнения 25 мл. Ротор насоса размещен в двух керамических подшипниках. Производительность насоса – до 7 л/мин при противодавлении 100 мм рт. ст. Насос питается от двух литий-ионных батарей, каждая из которых может работать до 8 ч. Кабель питания закрыт силиконовой трубкой. Первое клиническое применение «Jarvik 2000» состоялось в 1999 г., и до настоящего времени насчитывается более 1000 случаев клинического применения. Данный

насос показал наибольший срок имплантации (свыше 7 лет) у пациента, которому было отказано в пересадке сердца из-за сопутствующих заболеваний.

При конструировании насоса большое внимание уделялось конструкции ПУ и выбору материалов. Так как в зоне ПУ при больших частотах вращения ротора выделяется тепло, которое может привести к денатурации белков крови, необходимо предусмотреть эффективную систему теплоотвода за счет использования материалов с хорошей удельной теплопроводностью и достаточно высокого потока крови, омывающего ПУ. Для обеспечения длительной работы ОН материалы для ПУ должны быть износостойкими. В насосе «Jarvik 2000» в качестве материалов для ПУ используются карбид кремния или силикон карбид (опора) и сплав кобальт-хром-молибден (ротор), которые показали достаточно устойчивую к износу пару трения [7]. Диаметр пары трения также является одним из наиболее критичных параметров ПУ, поскольку его уменьшение уменьшает площадь трения, с одной стороны, но из-за большего давления приводит к большему износу из-за большей нагрузки, особенно входного ПУ. Поэтому необходимо найти оптимальный размер пары трения. Интересным является новый патент [28], в котором описывается элемент ПУ вместе с гидродинамическим подшипником, формируемым опорным кольцом и конусообразным валом. Таким образом, авторы надеются полностью избежать кольцевых тромбов, которые возможны при любой контактной конструкции ПУ из-за образования в зоне контакта области стагнации и рециркуляции. Данный проект реализован в новой конструкции ОН, предназначенной для имплантации детям (рис. 7).

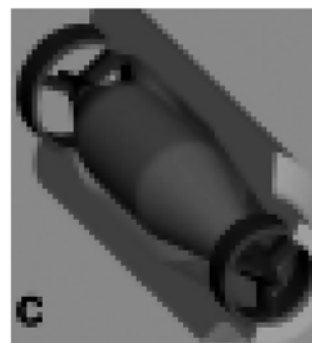


Рис. 7. Новая конструкция «Jarvik 2000» с коническим подшипником

Стратегия выбора режима работы ОН, подключенного по схеме ЛЖ–аорта, предложенная R. Jarvik [30], основана на том, что насос не полностью разгружает ЛЖ и работает параллельно с собственным сердцем. При этом частичная разгрузка ЛЖ позволяет функционировать межжелудочковой перегородке, сокращение которой вносит значительный вклад в работу правого желудочка и предупреждает развитие правожелудочковой недостаточности. В отличие от других моделей коммерческих ОН при управлении режимом работы ОН, частота вращения двигателя которых задается на этапе имплантации

насоса и в раннем постоперационном периоде, система «Jarvik 2000» позволяет пациенту изменять скорость вращения ротора в зависимости от физиологических потребностей (сон, покой, легкая физическая нагрузка) от 8000 до 12000 об/мин [31].

Третья генерация основана на том, что ротор насоса подвешен в магнитном поле [32]. С одной стороны, это кажется идеальным решением проблемы, т. к. в системе насоса отсутствуют какие-либо трущиеся поверхности, а, следовательно, время работы такого насоса неограниченно. 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.

В качестве примера насоса с магнитной подвеской ротора можно привести ОН «Incor» (рис. 8).

В этом насосе магнитный подвес осуществляется за счет постоянных магнитов (расположенных в торцах статора и ротора и противоположно направленных) и переменного магнитного поля, обеспечиваемого статорными электромагнитами, система управления которыми, получая информацию с датчиков положения ротора, стремится центрировать его. Причем информация о токе удержания ротора в магнитном подвесе используется для косвенной оценки перепада давления на насосе и его производительности. Недостатком системы магнитного подвеса в данной конструкции является то, что в торцевых областях насоса ротора и статора имеются плохо промываемые потоком крови зоны, потенциально опасные с точки зрения образования тромбов.

Выводы

Таким образом, обзор ОН выявил достаточно разнообразные подходы к выбору конструкций

насосов, в обзор не включены многие конструкции, находящиеся на стадии разработки и исследования. Это свидетельствует о том, что еще имеется большой резерв для поиска новых путей повышения надежности, долговечности, снижения веса, габаритов, потребления энергии и стоимости изделий.

Решение всех этих проблем позволит сделать имплантацию подобных насосов рутинной операцией, доступной широкому кругу пациентов. История показывает, что после периода осторожного отношения кардиохирургов к новым видам искусственной и вспомогательной перфузии в дальнейшем, по мере совершенствования методов и систем ИК и ВК, они заняли достойное место в лечении тяжелых форм сердечной недостаточности.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 02.522.12.2010 от 2009 г.).

Список литературы:

1. DeBakey M.E. The odyssey of the artificial heart // Artificial Organs. 2000. № 24(6). PP. 405-411.
2. Richenbacher W.E, Pierce D.S. Assisted circulation and the mechanical heart. Chpt. 19 in Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine 5th Ed. – Braunwald E. (ed) W.B. Saunders. Philadelphia PA, 1997.
3. Frazier O.H. Prologue: Ventricular assist device and total artificial heart: A historical perspective // Cardiology Clinics. 2003. № 21(1). PP. 1-13.
4. Nose Y., Yoshikawa M., Murabayashi S., Takano T. Development of rotary pump technology: Past, Present and Future // Artificial Organs. 2000. № 24(6). PP. 412-420.
5. 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. PP. 541-544.

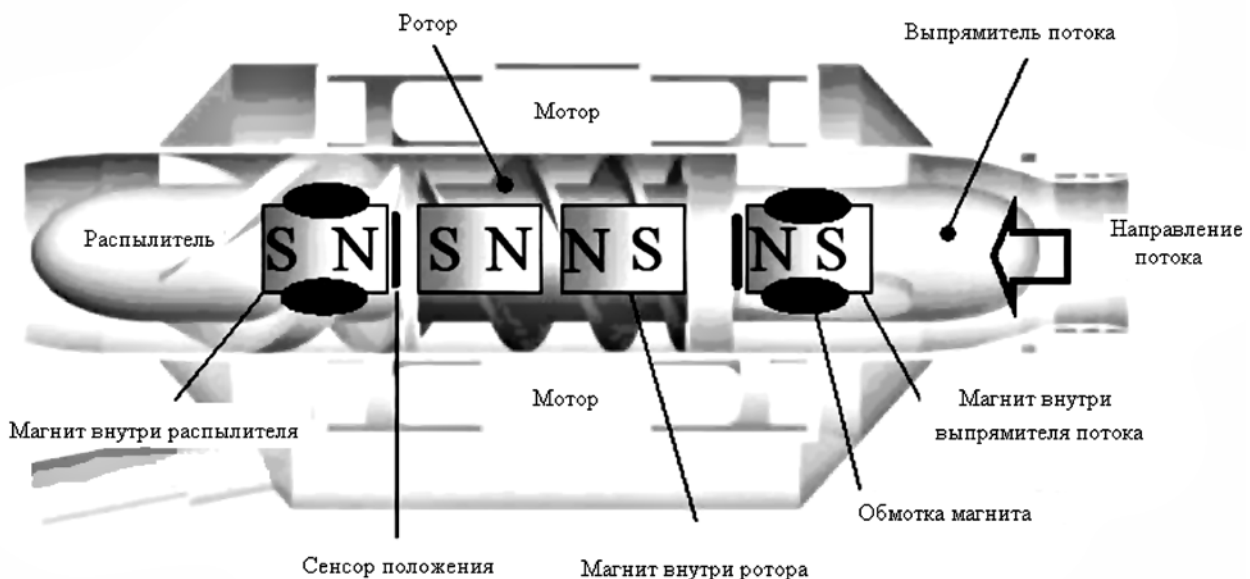


Рис. 8. Имплантируемый ОН «Incor» («Berlin Heart», Germany) [32]

6. *Frazier O.H., Khalil H.A., Benkowski R.J., Cohn W.E.* Optimization of axial-pump pressure sensitivity for a continuous-flow total artificial heart // *J. of Heart and Lung Transplantation*. 2010. № 29. PP. 687-691.
7. *Jarvik R.K.* System considerations favoring rotary artificial hearts with blood-immersed bearings // *Artificial Organs*. 1995. № 19(97). PP. 565-570.
8. *Bozeman R.J., Akkerman J.W., Aber G.S., Van Dam G.A., Becak J.W., Svejksky P.A., Benkowski R.J.* Axial pump / US Patent 5,692,882. Dec. 2. 1997.
9. *Maher T.R., Taylor L.P., Le Blank P. W.J.C., Butler K.C.* Implantable electric axial-flow blood pump with blood cooled bearing / US Patent 5,707,218. Jan. 13. 1998.
10. *Hoshi H., Shinshi T., Takatani S.* Third-generation blood pumps with mechanical noncontact magnetic bearings // *Artificial Organs*. 2006. № 30(5). PP. 324-338.
11. *Savage E.B., Clark R.E., Griffin W.P., Davis S.A., Hughson S., Conway C.J., Magovern G.J. Sr.* The AB-180 circulatory: Summary of development and plans for phase I clinical trial // *Ann. Thorac. Surg.* 1999. Aug. № 68(2). PP. 768-774.
12. *Yamazaki K., Okamoto E., Yamamoto K., Mitamura Y., Tanaka T., Yozu R.* The valvo-pump, an axial blood pump implanted at the heart valve position: Concept and Initial results // *Artificial Organs*. 1992. № 16(3). PP. 297-299.
13. *Коньшьева Е.Г., Иткин Г.П., Дробышев А.А., Романов О.В.* Результаты исследования на гемолиз новых имплантируемых центробежных насосов // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2007. № 4. С. 41-46.
14. *DeBakey M.E.* A Development of a ventricular assist device // *Artificial Organs*. 1997. № 21. PP. 1149-1153.
15. *Kaplon R.J., Oz M.C., Kwiatkowski P.A., Levin H.R., Shah A., Jarvik R.K., Rose E.A.* Miniature axial flow pump for ventricular assistance in children and small adult // *The J. of Thorac. and Cardiovasc. Surgery*. 1996. № 111. PP. 13-18.
16. *Butler K., Thomas D., Antaki J., Borovetz H., Griffith B., Kameneva M., Kormos R., Litwak P.* Development of the Nimbus/Pittsburgh axial flow left ventricular assist system // *Artificial Organs*. 1997. № 21(7). PP. 602-610.
17. *Frazier O.H., Khalil B.S., Benkowski R.J., Cohn W.E.* Optimization of axial-pump pressure sensitivity for continuous-flow total artificial heart // *The J. of Heart and Lung Transplantation*. 2010. № 29. PP. 687-691.
18. *Anderson D.W.* Blood pump: Technologies and markets in transformation // *Artificial Organs*. 2001. № 25(5). PP. 406-410.
19. *Wieselthaler M., Schima H., Hiesmayr M., Pacher R., Laufer G., Noon G.P., DeBakey M., Wjlnar E.* First clinical experience with the DeBakey VAD continuous-axial-flow pump for bridge to transplantation // *Circulation*. 2000. № 101. PP. 356-359.
20. *Wampler R.K., Moise J.C., Frazier O.H., Olsen D.B.* In vivo evaluation of a peripheral vascular access axial flow blood pump // *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*. 1988. № 34. PP. 450-452.
21. *Buttler K.C., Dow J.J., Litwak P., Kormos R.L., Borovetz H.S.* Development of the Nimbus/University of Pittsburgh innovative ventricular assist system // *Ann. Thorac. Surg.* 1999. № 68. PP. 790-794.
22. *Griffith B.P., Kormos R.L., Harvey S., Borovetz H.S., Litwak K., Antaki J.F., Poirier V.L., Kenneth C., Butler K.C.* HeartMate II left ventricular assist system: From concept to first clinical use // *Ann. Thorac. Surg.* 2001. № 71. PP. 116-120.
23. *Slaughter M.S., Rodger J.G., Milano C.A., Russell S.D., Conte J.V., Feldman D., Sun B., Tautoles A.J., Delgado R.V. 3rd, Long J.W., Wozniak T.C., Ghumman W., Farrar D.J., Frazier O.H.* Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device // *N. Engl. J. Med.* 2009. № 361(23). PP. 2241-2251.
24. *Copeland J.G., Arabia F.A., Tsau P.H., Nolan P.E., McClellan D., Smith R.G., Slepian M.J.* Total artificial hearts: Bridge to transplantation // *Cardiol. Clin.* 2003. № 23. PP. 101-113.
25. *Jarvik R., Smith L.M., Lawson J.H., Sandquist G.M., Fukumasu H., Olsen D.B., Iwaya F., Kolff W.J.* Comparison of pneumatic and electrically powered total artificial heart // *Trans. Am. Soc. Artif. Internal Organs*. 1978. № 24. PP. 593-599.
26. *Cover story machining for life – Dr. Robert Jarvik's latest life – Saving Innovation // CCN Machining*. 1998. Vol. 2. № 7. PP. 18-20.
27. *Frazier O.H., Myers T.J., Jarvik R., Westby S., Pigott D.W., Gregoric I.D., Khan T., Tamez D.W., Conger J.L., Macris M.P.* Research and development of an implantable axial-flow left ventricular assist device the Jarvik 2000 Heart // *Ann. Thorac. Surgery*. 2001. № 71. PP. 125-132.
28. *Jarvik R.* Blood pump bearing with separated contact surface / US Patent 7,762,941 B2. Jul 27. 2010.
29. *Gibber M., Chang W-B., Bianchi G., Hu J., Garcia J., Jarvik R., Griffith B.P.* In vivo experience of the child-size pediatric Jarvik 2000 heart update // *ASAIO J.* 2010. № 56. PP. 369-376.
30. *Westaby S., Katsumata T., Houel R., Evans R., Pigott D., Frazier O.H., Jarvik R.* Jarvik 2000 heart: Potential for bridge to myocyte recovery // *Circulation*. 1998. № 98(150). PP. 1568-1574.
31. *Jarvik R., Morrow M., Takeuchi E.* Belt worn control system and battery for the percutaneous model of the Jarvik 2000 heart // *Artificial Organs*. 1999. № 23(6). PP. 487-489.
32. *Huber C.H., Tozzi P., Hrni M., von Segesser L.K.* No drive line, no seal, no bearing and no wear: Magnetics for impeller suspension and flow assessment in new VAD // *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*. 2004. № 3. PP. 336-340.

Георгий Пинкусович Иткин,

д-р биолог. наук, профессор,

зав. лабораторией биотехнических систем,

ФНЦ трансплантологии и искусственных

органов им. акад. В.И. Шумакова,

г. Москва,

Сергей Васильевич Селищев,

д-р физ.-мат. наук, профессор,

зав. кафедрой биомедицинских систем,

Московский государственный институт

электронной техники

(технический университет),

г. Зеленоград,

e-mail: georgeitkin@mail.ru