

ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РАЗРАБОТКИ ПОЛНОСТЬЮ ИСКУССТВЕННОГО СЕРДЦА

Ю.М. Приходько¹, А.Е. Медведев¹, В.М. Фомин¹, М.О. Жульков², Д.А. Сирота^{2,3},
А.В. Протопопов², А.М. Чернявский^{2,3}

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича Сибирского отделения Российской академии наук, ул. Институтская, 4/1, Новосибирск, Российская Федерация, 630090; ² Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, ул. Речкуновская, 15, Новосибирск, Российская Федерация, 630055; ³ Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Красный Проспект, 52, Новосибирск, Российская Федерация, 630091

Основные положения

- Разработка полностью искусственного сердца представляет собой комплексную инженерную задачу, направленную на создание долговременной замены терминально больному сердцу. Основные усилия сосредоточены на обеспечении надежной насосной функции и биосовместимости.
- В статье рассмотрены ключевые технические аспекты ТАН, включая конструкцию насосов, выбор материалов и системы управления, на основе анализа современных разработок и научной литературы. Особое внимание уделено решению проблем гемосовместимости.
- Одной из главных технических проблем при создании ТАН остается обеспечение эффективного и безопасного долгосрочного энергоснабжения имплантированного устройства. Поиск решений в этой области является критически важным для успеха технологии.

Резюме

В статье рассматриваются критически важные инженерные аспекты: проектирование миниатюрных, высоконадежных насосных систем (роторных/пульсирующих); разработка исключительно биосовместимых материалов, предотвращающих тромбоз и кальцификацию; создание эффективных систем управления кровотоком с автономной адаптацией под потребности пациента; интеграция перспективных источников энергии и систем беспроводной передачи. Особое внимание уделяется минимизации гемолиза и достижению гемодинамической совместимости.

Ключевые слова

Полностью искусственное сердце • Гемодинамика • LVAD • Лево- и правожелудочковая поддержка кровообращения • Сердечная недостаточность

Поступила в редакцию: 01.07.2025; поступила после доработки: 16.08.2025; принята к печати: 03.09.2025

TECHNICAL ASPECTS OF TOTAL ARTIFICIAL HEART DEVELOPMENT

Yu.M. Prikhodko¹, A.E. Medvedev¹, V.M. Fomin¹, M.O. Zhulkov², D.A. Sirota^{2,3},
A.V. Protopopov², A.M. Chernyavskiy^{2,3}

¹ Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics of the Siberian Branch of the RAS, 4/1, Institutskaya St., Novosibirsk, Russian Federation, 630090; ² Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, 15, Rechkunovskaya St., Novosibirsk, Russian Federation, 630055; ³ Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “Novosibirsk State Medical University” Ministry of Health of the Russian Federation Russian Federation, 52, Krasny Prospekt, Novosibirsk, Russian Federation, 630091

Highlights

- The development of a Total Artificial Heart (TAH) represents a complex engineering challenge aimed at creating a long-term replacement for the terminally failing heart. Primary efforts focus on ensuring reliable pump function and biocompatibility.

- The article examines key technical aspects of TAH, including pump design, material selection, and control systems, based on an analysis of current developments and scientific literature. Particular attention is paid to addressing hemocompatibility issues.
- One of the major technical challenges in creating a TAH remains ensuring efficient and safe long-term energy supply for the implanted device. Finding solutions in this area is critically important for the success of the technology.

Abstract	The article examines critical engineering aspects: the design of miniature, highly reliable pump systems (rotary/pulsatile); the development of exceptionally biocompatible materials preventing thrombosis and calcification; the creation of efficient blood flow control systems with autonomous adaptation to patient needs; and the integration of advanced energy sources and wireless transmission systems. Particular attention is paid to minimizing hemolysis and achieving hemodynamic compatibility.
Keywords	Total artificial heart • Hemodynamics • LVAD • Left and right ventricular circulatory support • Heart failure

Received: 01.07.2025; received in revised form: 16.08.2025; accepted: 03.09.2025

Список сокращений

СН – сердечная недостаточность	LVAD – left ventricular assist device
ТСН – терминальная сердечная недостаточность	TET – transcutaneous energy transfer
ПИС – полностью искусственное сердце	

Введение

Сердечная недостаточность (СН) представляет собой глобальную проблему, оставаясь ведущей причиной смертности, инвалидизации и значительного снижения качества жизни во всем мире. Ее патофизиологическая основа заключается в неспособности сердца обеспечивать перекачивание крови в объеме, достаточном для удовлетворения метаболических потребностей тканей и органов [1]. Десятки миллионов людей страдают от СН, причем распространенность этого состояния неуклонно растет, что связано со старением населения, повышением выживаемости после острых коронарных событий (инфарктов миокарда) и улучшением лечения других кардиологических заболеваний [2]. Наиболее тяжелой и прогностически неблагоприятной формой является терминальная (рефрактерная) сердечная недостаточность (ТСН) [3]. На этой стадии все доступные консервативные (оптимизированная медикаментозная терапия) и хирургические методы лечения (реваскуляризация миокарда, коррекция клапанных пороков, сердечная ресинхронизирующая терапия) оказываются исчерпанными или неэффективными.

Прогноз при ТСН крайне неблагоприятен: без радикального вмешательства (трансплантация сердца или долговременная механическая поддержка кровообращения) большинство пациентов умирает в течение 6–12 месяцев [4]. Качество жизни значительно снижено из-за выраженной одышки

в покое и при минимальной нагрузке, постоянной слабости, отеков и частых госпитализаций в связи с декомпенсацией [5]. Единственным радикальным методом лечения ТСН признана трансплантация донорского сердца, которая считается «золотым стандартом» и способна вернуть пациента к полноценной жизни.

Острая нехватка донорских органов является основным и непреодолимым ограничением, делающим трансплантацию недоступной для подавляющего большинства нуждающихся пациентов [6]. Число пациентов в листах ожидания многократно (в 10 и более раз) превышает количество доступных и подходящих донорских сердец. Во всем мире тысячи пациентов ежегодно умирают, так и не дождавшись трансплантации. Согласно данным регистров (INTERMACS, Eurotransplant, UNOS), лишь около 20–30% пациентов с ТСН, нуждающихся в трансплантации, получают ее в приемлемые сроки [7].

Искусственные сердца, и в особенности полные искусственные сердца (ПИС, Total Artificial Hearts – TAH), были разработаны как жизненно важный ответ на критический разрыв между огромной и неуклонно растущей потребностью в спасении жизней пациентов с ТСН и крайне ограниченной доступностью донорских органов [8].

Методология поиска и отбора литературы
Для проведения систематического анализа со-

временных данных в области разработки искусственного сердца был осуществлен поиск научных публикаций в международных и отечественных реферативных базах данных. Основными ресурсами выступили платформа PubMed (США) и научная электронная библиотека eLibrary (Россия).

Поисковый запрос был сформирован на основе ключевых терминов, отражающих ключевые аспекты темы. На английском языке использовались: “total artificial heart” (ТАН), “mechanical circulatory support”, “ventricular assist device” (VAD), “heart failure”, “bridge to transplantation”, “destination therapy”, “biventricular support”, “artificial heart design”, “hemocompatibility”, “biomaterials”. На русском языке применялись аналоги: «полностью искусственное сердце» (ПИС), «механическая поддержка кровообращения», «вспомогательное кровообращение», «желудочковый ассист», «сердечная недостаточность», «мост к трансплантации».

1.1. Физиологические и физические требования к искусственному сердцу

Для того чтобы искусственное сердце с полной заменой могло имитировать функцию естественного человеческого сердца, оно должно соответствовать следующим требованиям [9]:

- 1) два отдельных насоса, дублирующих левое и правое сердце;
- 2) диапазон производительности 5–10 л/мин с каждой стороны;
- 3) диапазон артериального давления в аорте 120–180 мм рт. ст.;
- 4) диапазон легочного артериального давления 20–80 мм рт. ст.;
- 5) физические размеры, позволяющие легко провести операцию по установке в перикард;
- 6) небольшой вес для минимизации ограничений;
- 7) минимальный уровень шума и вибрации;
- 8) тепловая мощность менее 25 Вт;
- 9) низкая степень гемолиза;
- 10) инертность к химическим веществам организма.

1.2. Механизм работы ПИС

1.2.1. ПИС с жидкостным приводом

Это наиболее ранний тип ПИС, по механизму работы схожий с аппаратами Liotta–Cooley и Jarvik-7. Он состоит из кровяных камер и пневматических или гидравлических камер, разделенных мембраной [10]. Насос подает воздух или жидкость под давлением в приводные камеры, что приводит в движение мембрану и вызывает пульсирующий выброс крови. В фазе 1 происходит наполнение правой камеры кровью и выталкивание содержимого левой камеры. В фазе 2 насос вращается в противоположном направлении, что приводит к заполнению левой кровеносной камеры и выбросу

крови из правой камеры. Однако некоторые устройства обеспечивают одновременный выброс крови из обеих камер. Насос, перемещающий воздух или жидкость, может быть имплантирован в тело или размещен externally. В последнем случае требуются чрескожные проводники.

Недавно разработанные ПИС (например, Carmat ТАН) предназначены для имплантации насоса в тело, что позволяет избежать необходимости использования чрескожных пневматических или гидравлических линий для создания давления. Тем не менее, часто требуется прокладка чрескожных проводников для подачи электропитания к устройству. В настоящее время только два устройства с жидкостным приводом – SynCardia и Carmat ТАН – применяются в качестве «моста к трансплантации» и проходят оценку в качестве потенциальной постоянной терапии (destination therapy). Появляются и новые оригинальные разработки. SoftHeart представляет собой ПИС с пневматическим приводом, изготовленный из силиконовой резины методом 3D-печати и литья по выплавляемым моделям. На данный момент SoftHeart был протестирован только в условиях *in vitro* [11]. Хотя долговечность устройства была улучшена по сравнению с предыдущими версиями, она все еще ограничена показателем в 110 000 циклов (что эквивалентно approximately 30 часам работы) [12].

1.2.2. ПИС с механическим приводом

Механические ПИС имеют две камеры для крови и механический мотор, разделенные мембраной. Мотор толкает механическую часть (толкающую пластину) к мембране, чтобы кровь выбрасывалась из этой камеры [10].

Функциональность и клиническая применимость ПИС с жидкостным приводом были продемонстрированы еще в начале 1990-х гг., однако вскоре стали очевидны их существенные недостатки. Эти устройства были громоздкими, имели ограниченный срок службы и требовали использования чрескожных линий для подачи воздуха и подключения к внешним приводам. Эти ограничения побуждали исследователей изучить альтернативные механизмы работы и переключить внимание на ПИС с механическим приводом [13]. ПИС с механическим приводом имеют много общего с ПИС с жидкостным приводом: оба имеют две камеры для сбора и выброса крови, а также впускной и выпускной клапаны для направления потока. Механические ПИС, как и ПИС с жидкостным приводом, имеют подвижную мембрану для опорожнения камер с кровью. Однако вместо того, чтобы опорожнять камеры с кровью с помощью газа или жидкости под давлением (как в устройствах с жидкостным приводом), в ПИС с механическим приводом используется электродвигатель, который приводит в движение

толкающую пластину, прижимающуюся к камерам с кровью.

В приведенном выше примере кровь выбрасывается из камер поочередно, хотя некоторые конструкции предусматривают одновременный выброс из обеих камер. В фазе 1 механический двигатель перемещает толкательную пластину к мембране левой камеры, выталкивая кровь, в то время как правая камера заполняется. В фазе 2 двигатель перемещает пластину к мембране правой камеры, обеспечивая выброс крови, тогда как левый желудочек наполняется. По сравнению с ПИС жидкостного типа, механические системы менее громоздки и, что особенно важно, не требуют массивных внешних приводов. На данный момент все устройства с механическим приводом, все еще находятся в стадии разработки. Наиболее известные из них – Realheart TAH [14], ReinHeart TAH [15] и RollingHeart [16]. Ни одно из этих устройств не было оценено в клинических испытаниях. Realheart и ReinHeart – это полностью имплантируемые системы, включающие систему беспроводной передачи энергии и внутренние блоки батарей. Оба ПИС в настоящее время оцениваются в исследованиях на животных. RollingHeart – это ПИС с механическим приводом, разработанный в Швейцарии и прошедший испытания только *in vitro*. Устройство имеет сферическую форму, а два подвижных диска делят сферическую полость на четыре камеры. Электромотор перемещает диски и тем самым изменяет объем камеры во времени, что обеспечивает наполнение и выброс крови. Уникальность конструкции заключается в том, что она не требует клапанов. Однако в конструкции этого ПИС необходимо решить проблемы, связанные с рециркуляцией и смешиванием оксигенированной и деоксигенированной крови [16].

Одна из новых оригинальных разработок – Soft robotic sleeve supports heart (мягкий роботизированный рукав) [17]. Это не соприкасающийся с кровью насос, который имплантируется в перикардальное пространство и оборачивается вокруг сердца (рис. 1) [18]. Устройство содержит мягкие искусственные мышцы с пневматическим приводом, расположенные по спирали и окружности, как два внешних слоя мышечных волокон сердца, и силиконовые листы, в которые встроены исполнительные механизмы. Расположение мышц можно регулировать независимо друг от друга, чтобы обеспечить индивидуальную помощь при различных заболеваниях сердца. Мягкий роботизированный рукав разработан таким образом, чтобы синхронизироваться с естественным сердечным циклом, во время которого устройство сокращается и скручивается в систолу и расслабляется в диастолу. Поскольку в устройстве нет инородного материала, контактирующего с кровью, необ-

ходимость в антикоагуляции отпадает. Результаты *in vivo* у свиней подтвердили работоспособность данного устройства [17].

1.2.3. Непрерывно-поточные ПИС

В процессе эксплуатации пульсирующих устройств поддержки кровообращения были выявлены существенные недостатки, такие, как большой размер, шум, вибрации, ограниченная долговечность и различные осложнения [19]. В качестве альтернативы была разработана технология насосов с непрерывным потоком.

Непрерывно-поточные насосы обладают рядом преимуществ, которые помогают минимизировать осложнения [19]. В роторных насосах с непрерывным потоком отсутствуют камеры для перекачки крови и объемные компенсаторы. Это делает данные устройства значительно меньше и легче, что позволяет использовать их для имплантации пациентам с небольшими размерами тела. Эти насосы не имеют внутренних клапанов и включают в себя только движущийся ротор, что повышает долговечность и обеспечивает бесшумную работу насоса и минимум вибраций [19]. Все эти особенности позволяют обеспечить более высокое качество жизни для пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Существует два типа устройств: центробежный роторный насос и роторный насос с осевым потоком. В центробежном типе насоса кровото-

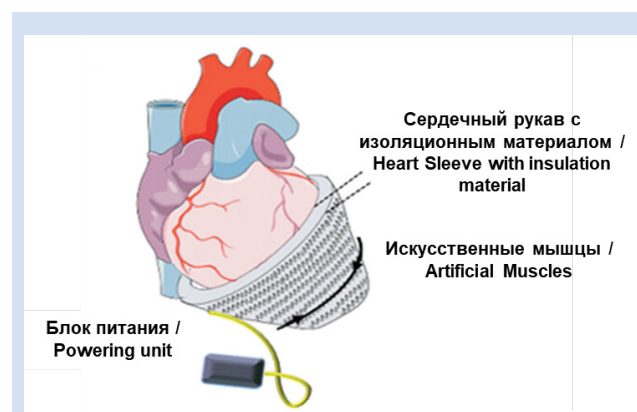


Рисунок 1. Концепция сердечного рукава, обернутого вокруг сердца, чтобы избежать контакта с кровью, что может уменьшить осложнения и избежать разрушения эритроцитов крови
Примечание: Изображение заимствовано из статьи A. Weymann, J. Foroughi, R. Vardanyan, P. P. Punjabi, B. Schmack, S. Aloko, G. M. Spinks, C. H. Wang, A. Arjomandi Rad, A. Ruhparwar, Artificial Muscles and Soft Robotic Devices for Treatment of End-Stage Heart Failure. Adv. Mater. 2023, 35, 2207390. <https://doi.org/10.1002/adma.202207390>. Распространяется по лицензии CC BY-NC-ND 4.0.

Figure 1. Concept of a heart sleeve encircling the heart to avoid blood contact, which can reduce complications and prevent blood hemolysis

Note: Image is borrowed from the article A. Weymann, J. Foroughi, R. Vardanyan, P. P. Punjabi, B. Schmack, S. Aloko, G. M. Spinks, C. H. Wang, A. Arjomandi Rad, A. Ruhparwar, Artificial Muscles and Soft Robotic Devices for Treatment of End-Stage Heart Failure. Adv. Mater. 2023, 35, 2207390. <https://doi.org/10.1002/adma.202207390>. Distributed under the license CC BY-NC-ND 4.0.

возникает под действием центробежной силы, создаваемой вращающимся диском с лопастями. При этом вход и выход расположены перпендикулярно друг другу, а траектория кровотока ориентирована под прямым углом. В качестве примера подобного устройства можно назвать BiVACOR TAN [20] и CFTAN [21]. В осевом типе насоса ротор имеет форму шнека, а вход и выход расположены на одной оси, и поток крови направлен в ту же сторону. Данный подход был использован при разработке ПИС-МИЭТ [22].

Поскольку аппараты ПИС имеют множество ограничений, альтернативной хирургической стратегией является использование второго долговременного устройства VAD в конфигурации для поддержки правого желудочка. Хотя LVAD были разработаны для помощи родному левому желудочку, эти устройства достаточно мощные, чтобы полностью взять на себя функцию родного желудочка. Поэтому несколько исследовательских групп изучали эффективность двух имеющихся в продаже LVAD (таких как HeartMate II, Heartmate III, HeartWare HVAD, Jarvik 2000 и HeartAssist 5), объединенных в конфигурацию TAN после удаления родного сердца. Конфигурация из двух LVAD, функционирующих как TAN, была протестирована в исследованиях на животных и клинических испытаниях [8, 24–33]. Однако имплантация двойных центробежных насосов требует от пациентов иметь при себе два источника питания, и эти насосы работают независимо друг от друга с отдельным управлением.

В последние годы в мире LVAD наблюдается стремительный отход от пульсирующей технологии объемного вытеснения и переход к роторным насосам непрерывного действия [34]. По всей видимости, эволюция развития систем ПИС движется в том же направлении.

1.3. Полный комплект (состав) оборудования

Насос крови ПИС является лишь частью системы. На рис. 2 представлены два варианта комплекта для имплантации: частично и полностью имплантируемые устройства. Первый вариант (рис. 2А) позволяет подать сжатый воздух или без потерь передать электроэнергию, но чреват многими осложнениями. Кроме того, для устройств с пневматическим приводом необходим еще внешний компрессор, который может иметь значительные размеры. Вариант полностью имплантируемого ПИС характеризуется отсутствием пневматических или электрических линий, проходящих сквозь кожу пациента, что позволяет избежать многих осложнений, но снижает эффективность передачи энергии. Этот вариант подходит для устройств с механическим приводом и для ПИС с непрерывным потоком.

1.4. Система подвеса ротора для роторных ПИС

Двигатель состоит из четырех важных компонентов, которые способствуют преобразованию энергии из электрической в механическую: ротора, статора, подшипников и управляющей электроники. Эффективность двигателя напрямую зависит от конструкции и взаимодействия этих компонентов. При разработке подходящего двигателя для ПИС приходится искать компромисс между эффективностью, размерами и надежностью из-за таких факторов, как требуемая стабильность ротора и механические зазоры; поэтому важно изучить влияние этих характеристик на производительность двигателя. Подробно о разработке двигателя для насосов крови можно прочитать в [35].

1.4.1. Система подвеса ротора

Механические подшипники

В осевых, непрерывных насосах, таких как HeartMate II и Jarvik 2000, используются механические подшипники для крепления крыльчатки. Они уменьшают трение между двумя поверхностями за счет элементов качения или материалов с низким коэффициентом трения. Для снижения трения подшипники смазываются, обычно, кровью. Основным недостатком механических подшипников – износ из-за трения, что может привести к потере энергии, нагреву и образованию тромбов. Насос с механической подвеской имеет простую, компактную и долговечную конструкцию. Однако необходимо предотвращать образование тромбов и гемолиз в месте контакта подшипников с кровью, так как они погружены в кровь.

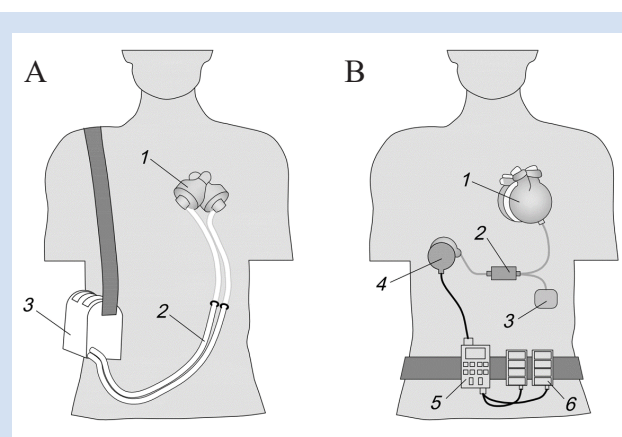


Рисунок 2. Состав системы ПИС. (А) – частично имплантируемой: 1 – насос; 2 – проходящие через кожу пневматические магистрали или электрический кабель; 3 – внешняя система управления и питания; (Б) – полностью имплантируемой: 1 – насос; 2 – внутренний контроллер; 3 – внутренний аккумулятор; 4 – система беспроводной передачи энергии; 5 – внешняя система управления; 6 – внешняя система питания

Figure 2. Layout of the TAN system. (A) – Partially implantable system: 1 – pump unit; 2 – transcutaneous pneumatic drive lines or electrical cable; 3 – external control and power unit. (B) – Fully implantable system: 1 – pump unit; 2 – internal controller; 3 – implantable battery; 4 – transcutaneous energy transmission system; 5 – external control unit; 6 – external power source/battery pack

Гидродинамические подшипники

Гидродинамические подшипники – пассивный бесконтактный метод подвески рабочего колеса. Примером может служить OregonHeart ТАН, где ротор подвешен на смазываемых кровью гемодинамических подшипниках [36], что исключает механический контакт между ротором и корпусом и обеспечивает высокую долговечность конструкции. Однако, воздействие на кровь до конца не ясно.

Насосы непрерывного действия с гидродинамическим подвешиванием могут быть простыми и компактными без дополнительных приводов и систем управления. Гидродинамический подшипник имеет небольшие зазоры и ограниченный диапазон рабочих частот вращения. Стратегия проектирования должна учитывать требуемую частоту вращения и стабильность рабочего колеса.

Магнитные подшипники

Другой бесконтактной конструкцией подвески крыльчатки является магнитный подшипник. Ротор в свободном пространстве имеет пять степеней свободы, которые должны быть магнитно стабилизированы для достижения бесконтактной подвески во вращающейся машине [37]. Известно [38], что статическое магнитное поле, использующее постоянные магниты или электромагниты, не может обеспечить стабильную магнитную левитацию.

Насосы BiVACOR [39] CFTAN [40] и Hybrid Continuous-Flow ТАН [41] используют активные системы магнитных подшипников [42, 43]. ПИС с магнитной подвеской отличаются гибкостью конструкции, так как крыльчатка подвешивается за счет регулируемых магнитных сил, не зависящих от вращательного момента двигателя. Недостатками такой конструкции являются большие размеры и сложная конструкция из-за контроллеров и датчиков обратной связи, необходимых для стабильной подвески крыльчатки. Поэтому требуется миниатюризация простых и высокопроизводительных систем магнитного подвеса.

В [44] описана разработка новых концепций и конструкций роторных искусственных сердечных насосов на постоянной магнитной левитации (маглев). В нем рассматриваются способы достижения стабильного постоянного маглева, что ранее считалось невозможным в соответствии с теорией Эрншоу от 19 века, согласно которой, точечный заряд, находящийся в покое и помещенный в статическое электрическое или магнитное поле, не может удерживаться в состоянии устойчивого равновесия только под действием электростатических или магнитостатических сил [45]. Этот принцип напрямую касается разработки наиболее современных насосов с магнитной левитацией ротора. Для создания высокоэффективного и долговечного насоса необходимо устранить трение между вращающейся (ро-

тор) и неподвижной частями. Магнитная левитация – идеальное решение, так как она позволяет ротору вращаться внутри корпуса, не касаясь стенок («бесконтактный подвес»).

В разрабатываемом насосе ротор с крыльчаткой поддерживается двумя пассивными магнитными подшипниками в радиальном направлении и контактирует со статором в осевом направлении в состоянии покоя. При увеличении скорости вращения насоса гидродинамическая сила жидкости отрывает ротор от точки контакта и делает его полностью взвешенным. Сделан вывод, что для достижения стабильности постоянному маглеву требуется действие немагнитной силы, а вращающийся магнитный левитатор с высокой скоростью и большой инерцией может поддерживать стабильность только с помощью пассивных магнитных подшипников. Такая конструкция позволила бы отказаться от активной системы магнитных подшипников, тем самым сильно упростив систему.

1.5. ПИС с пульсирующим и непрерывным потоком

Основным недостатком жидкостных и механических устройств является то, что они требуют нескольких незаменимых компонентов, таких как гибкие мембраны и клапаны. Также им необходима камера размером с ударный объем. В результате эти устройства часто бывают громоздкими и, как правило, не помещаются внутри миниатюрных пациентов, таких как дети и некоторые женщины. Гибкие мембраны, имеющиеся в этих устройствах, подвержены износу, поскольку деформируются при каждом ударе сердца (около 35 миллионов раз в год). В качестве альтернативы традиционным пульсирующим устройствам были представлены насосы непрерывного действия. Поскольку кровь в этих устройствах перекачивается непрерывно, им не требуются клапаны, мембраны или камеры для сбора крови. Поэтому ПИС с непрерывным потоком меньше и легче, чем другие типы ПИС. Кроме того, их срок службы больше благодаря отсутствию гибких мембран и непрерывному вращению двигателей в одном направлении. За последние десятилетия был достигнут значительный прогресс в области создания LVAD с непрерывным потоком, эффективность которых была доказана в клинических испытаниях [46]. Самая большая зарегистрированная продолжительность поддержки LVAD без механического отказа составляет 13 лет [46, 47]. Эти положительные результаты вдохновили многих исследователей ПИС на использование насосов непрерывного потока, в основном из-за их лучшего соотношения мощности к размеру и долговечности по сравнению с жидкостными и механическими ПИС. После имплантации обычного LVAD с непрерывным пото-

ком крови сохраняется некоторая пульсативность кровотока, поскольку родное сердце остается на месте. В отличие от этого, ПИС с непрерывным потоком выбрасывают кровь непрерывно и генерируют настоящий непрерывный кровоток. При этом, на данный момент, физиологическая реакция на длительный непрерывный кровоток неясна [48, 49]. Непрерывный поток может приводить к дисфункции сосудов и аортального клапана, нарушению функции почек и тромбоэмболическим осложнениям, а также к увеличению случаев желудочно-кишечных кровотечений [50, 51]. Обсуждаются также влияние пульсации на различные органы, возможность увеличения травмы крови и потребления энергии при использовании системы модуляции скорости. В связи с этим, большинство исследователей, разрабатывающих ПИС с непрерывным потоком, изучают возможность модулирования потока для обеспечения некоторого уровня пульсативности. Пока что достичь такого же индекса пульсативности, как в родном сердце не удалось.

Предпринимаются попытки создать роторные насосы, с пульсирующим потоком без модуляции скорости. ПИС OregonHeart [52], в котором ротор состоит из полого вала с центрально расположенными лопастями крыльчатки. Переключение потоков между левым и правым контурами происходит за счет осевого смещения ротора. В левом положении ротора кровь поступает в левое входное отверстие, проходит через отверстие ротора и выходит в аорту. Когда ротор находится в этом положении, поток из правого впускного отверстия блокируется корпусом ротора, чтобы исключить приток из правого предсердия. В правом положении ротора происходит обратное. Скорость вращения ротора в левом и правом положениях насоса независима и может составлять от 2 000 до 4 000 об/мин. Частота, с которой перемещается ротор между левым и правым положениями, может изменяться от 0 до 300 раз в минуту.

ПИС ShuttlePump [53, 54] в котором пульсирующий принцип перекачивания требует использования поршня специальной формы, совершающего линейно-вращательное движение. Линейное движение толкает кровь внутрь и наружу насоса, в то время как вращательное движение управляет открытием/закрытием входов/выходов и обеспечивает гидродинамический подшипник [55].

На сегодняшний день ни одно роторное устройство ПИС не имеет клинического применения, однако в стадии разработки и исследования находятся несколько аппаратов. BiVACOR [56], CFTAN [57–59] и HFTAN [60] оцениваются в хронических экспериментах на животных, а Hybrid CFTAN [61] и OregonHeart [52, 62] проходят испытания *in vitro*.

1.6. Баланс правого и левого сердечных выбросов ПИС

Одной из основных проблем при имплантации ПИС является баланс между сердечными выбросами. Его отсутствие может вызвать серьезные осложнения, такие как тромбообразование, отек легких и дыхательная недостаточность. Естественное сердце уравнивает системный и легочный потоки, но реализовать такой механизм в ПИС достаточно сложно [63].

Пульсирующие ПИС могут регулировать ударный объем камеры двумя способами: изменением объема наполнения или фракции выброса. В Carmat для этого используется сложная электроника и датчики, в SynCardia параметры системы устанавливаются вручную для наполнения желудочков на 70–85%, что создает буфер и увеличивает венозный возврат. В ReinHeart правый желудочек имеет фиксированный объем на 10% меньше объема левого.

ПИС с непрерывным потоком также требуют механизма балансировки для предотвращения отрицательного давления в предсердиях (событие всасывания). Два отдельных насоса, как в LVAD-TAN, Hybrid CFTAN и HFTAN, имеют встроенную способность балансировать поток [63, 64], но они не выдерживают все параметры сопротивления. Ротор OregonHeart настроен на перекачку 60% времени в левое кровообращение и 40% в правое, но это соотношение можно регулировать вручную [65]. BiVACOR контролирует положение ротора с помощью аксиальной магнитной левитации [56].

В CFTAN ротор пассивно балансирует левый и правый выходы без датчиков [66]. Осевое положение ротора определяется градиентом давления между левой и правой камерами крови. Если давление в правом предсердии становится выше давления в левом предсердии, вращающийся узел сдвигается влево [21], открывая отверстие на внешнем диаметре правого насоса, увеличивая производительность правого насоса. И наоборот, если давление слева выше, чем давление справа, вращающийся узел толкается вправо [21], закрывая диафрагму правого насоса и уменьшая производительность правого насоса, что снова приводит систему в равновесие. Эта система помогает предотвратить присасывание стенки предсердия и сбалансировать сердечные выбросы [66]. Этот простой механизм пассивной обратной связи снижает риск отказа по сравнению с механизмами активной обратной связи в других ПИС. Стабильность работы системы была продемонстрирована в стендовых исследованиях и в острых оценках *in vivo*.

1.7. Чрескожная передача энергии

В настоящее время для передачи электроэнергии к имплантированным устройствам используются чрескожные кабели, которые препятствуют

мобильности пациента, могут быть повреждены и часто вызывают инфекции [67, 68]. Оптимальная конструкция механической системы поддержки кровообращения для целевой терапии – это долговечная, биосовместимая и полностью имплантируемая система, то есть ни один компонент не проникает через кожу. Такая система требует, чтобы насос, электродвигатель, блок управления и аккумуляторная батарея находились внутри тела. Также требуется средство для беспроводной передачи электрической энергии через кожу к внешнему аккумулятору.

Система чрескожной передачи энергии (в англоязычной литературе Transcutaneous Energy Transfer (TET)) – это беспроводная система передачи энергии, которая использует магнитные поля для передачи энергии через кожу без необходимости прямого электрического подключения.

Система TET [69] состоит из четырех основных частей – внешнего контроллера с батареей, внешней катушки, внутренней катушки и внутреннего контроллера с имплантируемой батареей. Внешний контроллер используется вне тела как устройство управления и мониторинга, питаясь от подключенного аккумулятора или источника питания. Внешний контроллер управляет внешней катушкой с помощью высокочастотного сигнала квадратной волны. Внешняя катушка размещается снаружи на коже. Внутренняя катушка имплантируется хирургическим путем в подкожный карман.

Хотя системы TET разрабатываются уже несколько десятилетий, только одна система ПИС (AbioCor TАН [70]) с питанием от TET использовались пациентами. Однако, разработка этого устройства была прекращена в начале 2000-х гг., и точное функционирование систем TET во время этих испытаний неизвестно. За последние 20 лет ни одна система TET не была имплантирована пациентам, хотя несколько систем были испытаны в ходе исследований *in vitro* и *in vivo* [67, 68, 71–76].

Основное препятствие в развитии TET связано с ненадежностью передачи энергии. Эффективность передачи энергии в значительной степени зависит от выравнивания и расстояния между катушками. Другая сложность использования систем TET заключается в том, что требуются высокие уровни мощности, что увеличивает тепло, рассеиваемое катушками TET. Поэтому кожа может подвергаться воздействию высоких температур, что может привести к повреждению тканей. В исследовании Shun Long Cyril Au и его коллег был оценен *in silico* и *in vivo* нагрев системы TET [67]. Численное моделирование показало, что максимальная температура поверхности первичной и вторичной катушек составляет 38,13 °C и 38,41 °C, соответственно, при непрерывной подаче мощности 10 Вт. Для эксперимента *in vivo* приемная катушка имплан-

тировалась подкожно овце, а передающая катушка размещалась в контакте с кожей и концентрично с имплантированной катушкой. Максимальные температуры кожи и поверхности имплантата составляли 37,73 °C и 38,31 °C, соответственно. Данное исследование показало, что система TET является термически безопасной при непрерывной подаче мощности 10 Вт, достаточной для питания современных имплантируемых устройств.

Несмотря на то, что технологии беспроводной передачи энергии способны решить многие проблемы, они все еще находятся на ранней стадии внедрения, и ряд ограничений требует дальнейшего изучения.

1.8. Биосовместимость в полных искусственных сердцах (ПИС)

Разработки ПИС ведутся уже несколько десятилетий и достигли видимого прогресса по многим направлениям. Тем не менее, эксплуатационные характеристики ПИС до сих пор не оптимизированы, в основном из-за низкой биосовместимости поверхностей, контактирующих с кровью. Низкая гемосовместимость, кальцификация и восприимчивость к инфекциям серьезно влияют на успех ПИС. Эти нерешенные проблемы привели к тому, что многие прототипы были сняты с производства на доклинических этапах испытаний.

В [76] представлен всесторонний анализ патофизиологических явлений, которые могут происходить в материалах, из которых изготовлены ПИС, разработанные на сегодняшний день. Кроме того, в обзоре представлены биоинженерные стратегии по предотвращению этих явлений и описаны наиболее значимые шаги на пути к созданию полностью биосовместимого ПИС.

1.8.1. Основные проблемы биосовместимости Гемосовместимость

Это важнейшее требование для всех материалов, контактирующих с кровью. Низкая гемосовместимость может привести к гемолизу, тромбозу, и иммунному ответу, что существенно увеличивает риск осложнений.

Кальцификация

Образование кальциевых отложений на поверхности устройства также представляет собой серьезную проблему. Это может привести к ухудшению функционирования ПИС и даже к его отказу.

Инфекции

Биоматериалы, используемые в ТАН, подвержены риску инфекций, что может быть критически опасно для пациентов. Инфекции могут возникать из-за взаимодействия с микроорганизмами и требуют разработки новых стратегий для предотвращения их возникновения.

1.8.2. Стратегии улучшения биосовместимости
Эндотелиализация

Создание живого эндотелиального слоя на поверхности устройства может значительно улучшить его гемосовместимость. Это достигается путем инкапсуляции клеток на поверхности устройства перед его имплантацией. Исследования в этом направлении продолжаются и приносят значительные результаты [77, 78].

Функционализация поверхности

Изменение химических свойств и текстуры поверхности материалов может помочь улучшить их взаимодействие с кровью. Например, использование гидрофильных покрытий или специальных молекул может снизить активацию тромбоцитов и улучшить общую совместимость [79–83].

Биолизированные поверхности

Биолизированные поверхности состоят из биологических тканей (таких как перикард, твердая мозговая оболочка и аорта) и синтетических материалов (эластомеры на основе полиэфира), покрытых альбумином, гепарином и кожным желатином. Эти биологические поверхности обрабатываются спиртами и

альдегидами для подавления иммунного ответа *in vivo* и создания прочных слоев путем сшивания [84, 85].

Биолизированные поверхности находят применение в реальных конструкциях ПИС. В CARMAT ТАН гибкие мембраны, разделяющие кровеносные и технические отсеки, изготовлены из обработанной глутаральдегидом бычьей перикардиальной ткани со стороны крови и полиуретана со стороны гидравлической поверхности. Это повышает параметры биосовместимости данного устройства. Имеющиеся данные свидетельствуют о том, что пациентам, получающим Carmat ТАН, требуется меньше антикоагуляционных препаратов, чем пациентам, получающим устройство SynCardia [86, 87].

1.9. Будущие направления в технологии ПИС

Будущая работа в области создания устройств ПИС ставит задачи, которые позволят этой технологии стать более эффективной и улучшить качество жизни и комфорта для пациентов. Эти задачи включают вопросы, представленные в *таблице*.

Заключение

Разработка полностью искусственного сердца представляет собой сложнейшую инженерную за-

Перспективные направления развития технологий ПИС Key Future Trends in TAH Technologies		
Направление развития / Development Direction	Суть проблемы/задачи / Problem Statement	Пути решения и ожидаемые преимущества / Solutions and Expected Advantages
1. Миниатюризация / Miniaturization	Существующие устройства часто слишком громоздки для имплантации пациентам с малым объемом перикардиального пространства (дети, женщины) / Existing devices are often too bulky for implantation in patients with small pericardial space (e.g., children, women)	Переход от пульсирующих насосов к компактным роторным насосам непрерывного потока (например, BiVACOR, CFTAH). • Преимущества: Расширение круга реципиентов, упрощение процедуры имплантации / Transition from pulsatile pumps to compact continuous-flow rotary pumps (e.g., BiVACOR, CFTAH). • Advantages: Expanded recipient pool, simplified implantation procedure.
2. Повышение долговечности / Enhanced Durability	Ограниченный срок службы (износ мембран, подшипников) не позволяет использовать ПИС в качестве постоянной терапии (destination therapy) / Limited device service life (due to wear of membranes, bearings) prevents long-term use as destination therapy	Отказ от устаревающих компонентов: отказ от клапанов и гибких мембран в насосах непрерывного потока. Применение магнитной левитации (maglev) для устранения механического трения. Использование более надежных и износостойких материалов. • Преимущества: Возможность пожизненной поддержки, снижение количества повторных операций / Phasing out obsolete components: elimination of valves and flexible membranes in continuous-flow pumps. Implementation of magnetic levitation (maglev) to eliminate mechanical friction. Use of more reliable and wear-resistant materials. • Advantages: Potential for lifelong support, reduced need for reoperations.
3. Улучшенная биосовместимость / Improved Biocompatibility	Низкая гемосовместимость ведет к тромбозу, гемолизу, кальцификации и инфекциям, требуя агрессивной антикоагулянтной терапии / Poor hemocompatibility leads to thrombosis, hemolysis, calcification, and infections, necessitating aggressive anticoagulation therapy	Функционализация поверхности: Нанесение покрытий (гепарин, гидрофильные полимеры). Эндотелиализация: создание живого слоя клеток на поверхности. Биолизированные поверхности: использование обработанных биологических тканей (например, бычий перикард в Carmat ТАН). • Преимущества: Снижение риска осложнений, отказ или минимизация приема антикоагулянтов / Surface functionalization: Application of coatings (heparin, hydrophilic polymers). Endothelialization: Creating a living layer of cells on the device surface. Biohybrid surfaces: Use of treated biological tissues (e.g., bovine pericardium in Carmat TAH). • Advantages: Reduced risk of complications, elimination or minimization of anticoagulant therapy.

4. Повышение энергоэффективности / Increased Energy Efficiency	Высокое энергопотребление ограничивает время автономной работы, увеличивает размер и вес систем питания / High power consumption limits battery life and increases the size and weight of external power systems	Оптимизация алгоритмов работы двигателя и системы управления. Разработка более эффективных электродвигателей и приводов. • Преимущества: Уменьшение размеров внешних аккумуляторов, увеличение времени автономной работы, повышение надежности / Optimization of motor control algorithms and management systems. Development of more efficient electric motors and drives. • Advantages: Smaller external batteries, longer battery life, improved reliability.
5. Беспроводная передача энергии (TET) / Wireless Energy Transfer	Чрескожные кабели – основной источник инфекций и ограничения мобильности пациента / Percutaneous drivelines are a major source of infections and limit patient mobility	Развитие систем чрескожной передачи энергии (Transcutaneous Energy Transfer – TET) с использованием индукционных катушек. Решение проблем выравнивания катушек и тепловыделения. • Преимущества: Ликвидация сквозного кожного канала, радикальное снижение риска инфекций, повышение качества жизни / Advancement of Transcutaneous Energy Transfer systems using inductive coils. Addressing challenges of coil alignment and heat generation. • Advantages: Elimination of a transcutaneous channel, significant reduction in infection risk, improved quality of life.
6. Полная имплантируемость / Full Implantability	Наличие любых внешних компонентов, проникающих через кожу, несет риски / The presence of any external components penetrating the skin carries inherent risks	Интеграция в единый имплантируемый корпус насоса, контроллера и аккумулятора. Использование TET для подзарядки внутреннего аккумулятора. • Преимущества: Полное исключение риска инфицирования через приводы, свобода движений и водных процедур для пациента / Integration of the pump, controller, and battery into a single implantable unit. Utilizing TET for recharging the internal battery. • Advantages: Complete elimination of infection risk via drivelines, unrestricted patient movement and ability to bathe.
7. Магнитная левитация (Маглев) / Magnetic Levitation	Механические и гидродинамические подшипники вызывают гемолиз и изнашиваются / Mechanical and hydrodynamic bearings cause hemolysis and are subject to wear	Разработка активных (HeartMate 3) и пассивных систем магнитного подвеса ротора. • Преимущества: Отсутствие контакта и трения, высочайшая долговечность, минимальное повреждение клеток крови / Development of active (e.g., HeartMate 3) and passive magnetic rotor suspension systems. • Advantages: No contact or friction, exceptional durability, minimal blood cell damage.
8. Пульсирующий режим работы / Pulsatile Operation Mode	Долгосрочное влияние непрерывного потока на сосудистую систему и органы до конца не изучено (сосудистая дисфункция, кровотечения) / The long-term impact of continuous blood flow on the vascular system and organs is not fully understood (e.g., vascular dysfunction, bleeding)	Модуляция скорости вращения роторных насосов для генерации псевдопульсации. Разработка насосов с внутренним пульсирующим механизмом (например, OregonHeart, ShuttlePump). • Преимущества: Воспроизведение физиологической гемодинамики, потенциальное снижение осложнений / Modulation of rotary pump speed to generate pseudo-pulsatility. Development of pumps with intrinsic pulsatile mechanisms (e.g., OregonHeart, ShuttlePump). • Advantages: Replication of physiological hemodynamics, potential reduction in complications.
9. Упрощение конструкции / Design Simplification	Сложность конструкции увеличивает количество точек отказа и стоимость устройства / Complex design increases the number of potential failure points and device cost	Создание бесклапанных конструкций. Уменьшение количества подвижных частей и соединений. • Преимущества: Повышение общей надежности, упрощение производства и потенциальное снижение стоимости / Creating valveless designs. Reducing the number of moving parts and junctions. • Advantages: Improved overall reliability, simplified manufacturing, and potential cost reduction.
10. Простота имплантации / Ease of Implantation	Сложная и длительная операция установки увеличивает риски для пациента / Complex and lengthy implantation surgery increases patient risk	Миниатюризация устройства. Стандартизация хирургических протоколов и инструментов. • Преимущества: Сокращение времени операции, снижение инвазивности, более быстрое восстановление пациента / Device miniaturization. Standardization of surgical protocols and tools. • Advantages: Reduced operation time, lower invasiveness, faster patient recovery.
11. Интеграция с современными технологиями / Integration with Modern Technologies	Отсутствие адаптивности и удаленного мониторинга работы устройства / Lack of device adaptability and remote monitoring capabilities	Внедрение систем телеметрии для удаленного контроля параметров работы ПИС и состояния пациента. Использование алгоритмов искусственного интеллекта для адаптивного управления насосом в реальном времени в зависимости от потребностей организма (физическая активность, сон). • Преимущества: Проактивное предупреждение осложнений, персонализированная терапия, улучшение качества жизни [88] / Implementation of telemetry systems for remote monitoring of device parameters and patient status. Use of artificial intelligence algorithms for real-time, adaptive pump control based on physiological demands (physical activity, sleep). • Advantages: Proactive complication prevention, personalized therapy, improved quality of life [88].

дачу на стыке биомедицины, механики и электроники. Ключевыми аспектами являются достижение исключительной гемосовместимости материалов и покрытий для предотвращения тромбоза и гемолиза, создание надежной механо-гидравлической системы, точно воспроизводящей физиологическую гемодинамику, и разработка интеллектуальных алгоритмов адаптивного управления для автоматической регуляции сердечного выброса. Критической проблемой остается обеспечение долговременно-го, безопасного и эффективного энергоснабжения, включая миниатюризацию компонентов, беспроводную трансмиссию энергии и повышение емкости имплантируемых аккумуляторов. Дальнейший прогресс требует углубленных исследований в области биосовместимых материалов, миниатюрных датчиков, магнитного подвеса роторов и биомеханического моделирования для создания компактных, полностью имплантируемых систем с пожиз-

ненным сроком службы и минимальным риском осложнений. Успех ПИС зависит от тесной междисциплинарной кооперации.

Конфликт интересов

Ю.М. Приходько заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.Е. Медведев заявляет об отсутствии конфликта интересов. В.М. Фомин заявляет об отсутствии конфликта интересов. М.О. Жульков заявляет об отсутствии конфликта интересов. Д.А. Сирота заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.В. Протопопов заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.М. Чернявский входит в редакционную коллегию журнала «Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний».

Финансирование

Авторы заявляют об отсутствии финансирования исследования.

Информация об авторах

Приходько Юрий Михайлович, кандидат технических наук старший научный сотрудник федерального государственного бюджетного учреждения науки Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича Сибирского отделения Российской академии наук, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3961-4993

Медведев Алексей Елизарович, доктор физико-математических наук главный научный сотрудник федерального государственного бюджетного учреждения науки Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича Сибирского отделения Российской академии наук, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3761-5212

Фомин Василий Михайлович, профессор, доктор физико-математических наук, академик РАН научный руководитель института, заведующий лабораторией федерального государственного бюджетного учреждения науки Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича Сибирского отделения Российской академии наук, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-2811-0143

Жульков Максим Олегович, кандидат медицинских наук научный сотрудник научно-исследовательского отдела хирургии аорты, коронарных и периферических артерий института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург кардиохирургического отделения № 2 федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-7976-596X

Сирота Дмитрий Андреевич, доктор медицинских наук заведующий научно-исследовательским отделом хирургии аорты, коронарных и периферических артерий института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург кардиохирургического отделения № 2 федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; доцент кафедры сердечно-сосудистой хирургии факультета повышения квалификации и профессиональной переподготовки федерального государственного

Author Information Form

Prikhodko Yuri M., PhD, Senior Researcher, Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics of the Siberian Branch of the RAS, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3961-4993

Medvedev Alexey E., Dr. Sci. (Phys.-Math.), PhD, Chief Researcher, Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics of the Siberian Branch of the RAS, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3761-5212

Fomin Vasilii M., Professor, Dr. Sci. (Phys.-Math.), Academician of the Russian Academy of Sciences (RAS), Scientific Director, Head of Laboratory Khristianovich Institute of Theoretical and Applied Mechanics of the Siberian Branch of the RAS, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-2811-0143

Zhulkov Maxim O., MD, PhD, Researcher, Center for Surgery of the Aorta, Coronary and Peripheral Arteries, Institute of Circulation Pathology, Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-7976-596X

Sirota Dmitry A., MD, PhD, Head of the Center for Surgery of the Aorta, Coronary and Peripheral Arteries, Institute of Circulation Pathology, Adult Cardiac Surgery Department № 2, Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; Associate Professor, Department of Cardiovascular Surgery, Faculty of Advanced Training and Professional Retraining, Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “Novosibirsk State Medical University” Ministry of Health of the Russian Federation Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-9940-3541

бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-9940-3541

Протопопов Андрей Владимирович, аспирант, младший научный сотрудник научно-исследовательского отдела хирургии аорты, коронарных и периферических артерий института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург кардиохирургического отделения № 2 федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-2617-2447

Чернявский Александр Михайлович, член-корреспондент РАН, доктор медицинских наук, профессор генеральный директор федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; заведующий кафедры сердечно-сосудистой хирургии федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-9818-8678

Protopopov Andrey V., Postgraduate Student, Junior Researcher, Center for Surgery of the Aorta, Coronary and Peripheral Arteries, Institute of Circulation Pathology, Adult Cardiac Surgery Department № 2, Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-2617-2447

Chernyavskiy Aleksandr M., PhD, MD, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Professor, General Director of the Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; Head of the Department of Cardiovascular Surgery at the Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “Novosibirsk State Medical University” Ministry of Health of the Russian Federation Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-9818-8678

Вклад авторов в статью

ПЮМ – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

МАЕ – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ФВМ – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ЖМО – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

СДА – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ПАВ – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ЧАМ – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

Author Contribution Statement

PYuM – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

MAE – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

FVM – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

ZMO – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content, approval of the final version, fully responsible for the content

SDA – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content, approval of the final version, fully responsible for the content

PAV – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content, approval of the final version, fully responsible for the content

CAM – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content, approval of the final version, fully responsible for the content

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Alexander Eskandary F, Kohl M, Dunkler D, Aliabadi A, Grömmner M, Schiferer A, et al. Lack of donor and recipient age interaction in cardiac transplantation. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2014;33:629–35. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2014.02.005>.
2. Polyakov DS, Fomin I V., Belenkov YN, Mareev VY, Ageev FT, Artemyeva EG. Chronic heart failure in the Russian Federation: what has changed over 20 years of follow-up? Results

of the EPOCH-CHF study. *Kardiologiya* 2021;61:4–14. <https://doi.org/10.18087/cardio.2021.4.n1628>.

3. Watanabe T, Seguchi O, Yanase M, Fujita T, Murata Y, Sato T, et al. Donor-transmitted atherosclerosis associated with worsening cardiac allograft vasculopathy after heart transplantation: Serial volumetric intravascular ultrasound analysis. *Transplantation* 2017;101:1310–9. <https://doi.org/10.1097/TP.0000000000001322>.
4. Sathanathan S, Bhat G. Heart Transplant Donor Selection

Guidelines: Review and Recommendations. *Curr Cardiol Rep* 2022;24:119–30. <https://doi.org/10.1007/s11886-021-01631-y>.

5. Malik A, Brito D, Vaqar S, Chhabra L. Congestive Heart Failure. *StatPearls* 2022.

6. Yazji JH, Garg P, Wadiwala I, Alomari M, Alamouti-Fard E, Hussain MWA, et al. Expanding Selection Criteria to Repairable Diseased Hearts to Meet the Demand of Shortage of Donors in Heart Transplantation. *Cureus* 2022. <https://doi.org/10.7759/cureus.25485>.

7. Jawitz OK, Fudim M, Raman V, Bryner BS, DeVore AD, Mentz RJ, et al. Reassessing Recipient Mortality Under the New Heart Allocation System: An Updated UNOS Registry Analysis. *JACC Heart Fail* 2020;8:548–56. <https://doi.org/10.1016/j.jchf.2020.03.010>.

8. Baldwin ACW, Gemmato CJ, Cohn WE, Frazier OH. Feasibility of long-term continuous flow total heart replacement in calves. *International Journal of Artificial Organs* 2022;45:44–51. <https://doi.org/10.1177/0391398820987851>.

9. Morris DT, Couves CM. Experiences with a sac-type artificial heart. *Can Med Assoc J* 1971;105:483.

10. Vis A, Arfaee M, Khambati H, Slaughter MS, Gummert JF, Overvelde JTB, et al. The ongoing quest for the first total artificial heart as destination therapy. *Nat Rev Cardiol* 2022;19:813–28. <https://doi.org/10.1038/S41569-022-00723-8>.

11. Cohrs NH, Petrou A, Loepfe M, Yliruka M, Schumacher CM, Kohll AX, et al. A Soft Total Artificial Heart—First Concept Evaluation on a Hybrid Mock Circulation. *Artif Organs* 2017;41:948–58. <https://doi.org/10.1111/AOR.12956>.

12. Guex LG, Jones LS, Xavier Kohll A, Walker R, Meboldt M, Falk V, et al. Increased Longevity and Pumping Performance of an Injection Molded Soft Total Artificial Heart. *Soft Robot* 2021;8:588–93. <https://doi.org/10.1089/SORO.2019.0154>.

13. Mihaylov D, Verkerke GJ, Rakhorst G. Mechanical circulatory support systems - A review. *Technology and Health Care* 2000;8:251–66. <https://doi.org/10.3233/THC-2000-8501;PAGE=STRING:ARTICLE/CHAPTER>.

14. Szabo Z, Holm J, Najar A, Hellers G, Pieper IL, Casimir Ahn H. Scandinavian Real Heart (SRH) 11 Implantation as Total Artificial Heart (TAH)-Experimental Update. *J Clin Exp Cardiol* 2018;09. <https://doi.org/10.4172/2155-9880.1000578>.

15. Pelletier B, Spiliopoulos S, Finocchiaro T, Graef F, Kuipers K, Laumen M, et al. System overview of the fully implantable destination therapy-ReinHeart-total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2015;47:80–6. <https://doi.org/10.1093/EJCTS/EZU321>.

16. Tozzi P, Maertens A, Emery J, Joseph S, Kirsch M, Avellan F. An original valveless artificial heart providing pulsatile flow tested in mock circulatory loops. *International Journal of Artificial Organs* 2017;40:683–9. <https://doi.org/10.5301/IJAO.5000634>.

17. Roche ET, Horvath MA, Wamala I, Alazmani A, Song SE, Whyte W, et al. Soft robotic sleeve supports heart function. *Sci Transl Med* 2017;9. <https://doi.org/10.1126/SCITRANSLMED.AAF3925>.

18. Weymann A, Foroughi J, Vardanyan R, Punjabi PP, Schmack B, Aloko S, et al. Artificial Muscles and Soft Robotic Devices for Treatment of End-Stage Heart Failure. *Advanced Materials* 2023;35. <https://doi.org/10.1002/ADMA.202207390>.

19. Slaughter MS, Pagani FD, Rogers JG, Miller LW, Sun B, Russell SD, et al. Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2010;29. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2010.01.011>.

20. Kleinheyder M, Greatrex N, Nestler F, Timms DL. BiVACOR Total Artificial Heart and Future Concepts. *Mechanical Circulatory Support* 2023;1–17. https://doi.org/10.1007/978-3-030-86172-8_14-1.

21. Fukamachi K, Horvath DJ, Massiello AL, Fumoto H, Horai T, Rao S, et al. An innovative, sensorless, pulsatile, continuous-flow total artificial heart: Device design and initial in vitro study. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2010;29:13–20. <https://doi.org/10.1016/J.HEALUN.2009.05.034>.

22. Петухов Д.С., Селищев С.В., Тельшев Д.В. Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения. *Медицинская Техника* 2015;5:5–7.

23. Bartel S, Trawiński T. The influence of the micropump's winding shape and magnetic circuit configuration on the generated

electromagnetic torque characteristic. Part I: FEM analysis. *Electrotechnical Review* n.d.;R. 92, nr 5:240–4.

24. Feng J, Cohn WE, Parnis SM, Sodha NR, Clements RT, Sellke N, et al. New continuous-flow total artificial heart and vascular permeability. *Journal of Surgical Research* 2015;199:296–305. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2015.06.035>.

25. Feng J, Cohn WE, Parnis SM, Sodha NR, Clements RT, Sellke N, et al. New Continuous-Flow Total Artificial Heart and Vascular Permeability. *J Surg Res* 2015;199:296. <https://doi.org/10.1016/J.JSS.2015.06.035>.

26. Lebreton G, Mastroianni C, Amour J, Lepince P. Implantation of Two HVADs Used as a Total Artificial Heart: A New Approach. *Annals of Thoracic Surgery* 2019;107:e165–7. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2018.07.067>.

27. Mulvihill MS, Joseph JT, Daneshmand MA, Patel CB, Milano CA, Schroder JN. Usefulness of 2 centrifugal ventricular assist devices in a total artificial heart configuration: A preliminary report. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2017;36:1266–8. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2017.05.019>.

28. Cohn WE, Handy KM, Parnis SM, Conger JL, Winkler JA, Frazier OH. Eight-year experience with a continuous-flow total artificial heart in calves. *ASAIO Journal* 2014;60:25–30. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000027>.

29. Pirk J, Maly J, Szarszoi O, Urban M, Kotulak T, Riha H, et al. Total artificial heart support with two continuous-flow ventricular assist devices in a patient with an infiltrating cardiac sarcoma. *ASAIO Journal* 2013;59:178–80. <https://doi.org/10.1097/MAT.0B013E3182816CD9>.

30. Frazier OH, Cohn WE. Continuous-Flow Total Heart Replacement Device Implanted in a 55-Year-Old Man with End-Stage Heart Failure and Severe Amyloidosis. *Tex Heart Inst J* 2012;39:542.

31. Strueber M, Schmitt JD, Kutschka I, Haverich A. Placement of 2 implantable centrifugal pumps to serve as a total artificial heart after cardiectomy. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 2012;143:507–9. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2011.07.034>.

32. Frazier OH, Cohn WE, Tuzun E, Winkler JA, Gregoric ID. Continuous-Flow Total Artificial Heart Supports Long-Term Survival of a Calf. *Tex Heart Inst J* 2009;36:568.

33. Daneshmand MA, Bishawi M, Milano CA, Schroder JN. The HeartMate 6. *ASAIO Journal* 2020;66:E46–9. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000001011>.

34. Lima B, Mack M, Gonzalez-Stawinski G V. Ventricular assist devices: The future is now. *Trends Cardiovasc Med* 2015;25:360–9. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2014.11.008>.

35. Slepian MJ, Alemu Y, Soares JS, G. Smith R, Einav S, Bluestein D. The SyncardiaTM total artificial heart: In vivo, in vitro, and computational modeling studies. *J Biomech* 2013;46:266–75. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.032>.

36. Glynn J, Song H, Hull B, Withers S, Gelow J, Mudd J, et al. The OregonHeart Total Artificial Heart: Design and Performance on a Mock Circulatory Loop. *Artif Organs* 2017;41:904–10. <https://doi.org/10.1111/aor.12959>.

37. Kurita N, Ishikawa T, Saito N, Masuzawa T, Timms DL. A Double-Sided Stator Type Axial Bearingless Motor Development for Total Artificial Heart. *IEEE Trans Ind Appl* 2019;55:1516–23. <https://doi.org/10.1109/TIA.2018.2884609>.

38. Earnshaw S. On the Nature of the Molecular Forces which Regulate the Constitution of the Luminiferous Ether. *Trans Camb Phil Soc* 1842;7:97–114.

39. Greatrex NA, Timms DL, Kurita N, Palmer EW, Masuzawa T. Axial magnetic bearing development for the BiVACOR rotary BiVAD/TAH. *IEEE Trans Biomed Eng* 2010;57:714–21. <https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2033389>.

40. Kobayashi M, Horvath DJ, Mielke N, Shiose A, Kuban B, Fukamachi K, et al. Progress on the Design and Development of the Continuous-Flow Total Artificial Heart 2013;36:705–13. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2012.01489.x>.Progress.

41. Hirschhorn M, Catucci N, Day SW, Stevens RM, Tchanchaleishvili V, Throckmorton AL. Channel impeller design for centrifugal blood pump in hybrid pediatric total artificial heart: Modeling, magnet integration, and hydraulic experiments 2023;47:680–94. <https://doi.org/10.1111/aor.14480>.Channel.

42. Schoeb R, Barletta N, Fleischli A, Bourque K, Gernes D, Loree H, et al. HEARTMATE III: BEARINGLESS MOTOR

DESIGN FOR A MAGLEV CENTRIFUGAL LVAD. *ASAIO Journal* 2000;46.

43. Shinshi T, Hijikata W, Mamiya T, Takatani S. Development of Extracorporeal Maglev Blood Pumps 2014:433–6.

44. Qian KX, Zeng P, Ru WM, Yuan HY. New concepts and new design of permanent maglev rotary artificial heart blood pumps. *Med Eng Phys* 2006;28:383–8. <https://doi.org/10.1016/j.MEDENGPY.2005.07.007>.

45. Earnshaw, S. On the Nature of the Molecular Forces which Regulate the Constitution of the Luminiferous Ether. *TCaPS* 1848;7:97.

46. Kirklin JK, Pagani FD, Kormos RL, Stevenson LW, Blume ED, Myers SL, et al. Eighth annual INTERMACS report: Special focus on framing the impact of adverse events. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2017;36:1080–6. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2017.07.005>.

47. Potapov E V., Kaufmann F, Müller M, Mulzer J, Falk V. Longest Ongoing Support (13 Years) with Magnetically Levitated Left Ventricular Assist Device. *ASAIO Journal* 2020;66:E121–2. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000001131>.

48. Healy AH, McKellar SH, Drakos SG, Koliopoulou A, Stehlik J, Selzman CH. PHYSIOLOGIC EFFECTS OF CONTINUOUS-FLOW LEFT VENTRICULAR ASSIST DEVICES. *J Surg Res* 2016;202:363. <https://doi.org/10.1016/J.JSS.2016.01.015>.

49. Bhimaraj A, Uribe C, Suarez EE. Physiological impact of continuous flow on end-organ function: clinical implications in the current era of left ventricular assist devices. *Methodist Debaque Cardiovasc J* 2015;11:12–7. <https://doi.org/10.14797/MDCJ-11-1-12>.

50. Purohit SN, Cornwell WK, Pal JD, Lindenfeld JA, Ambardekar A V. Living Without a Pulse: The Vascular Implications of Continuous-Flow Left Ventricular Assist Devices. *Circ Heart Fail* 2018;11. <https://doi.org/10.1161/CIRCHEARTFAILURE.117.004670>.

51. Meriglier E, Fignon A, Debouverie O, Roy-Péaud F, Roblot P. Un syndrome cérébelleux révélant un syndrome de Gougerot-Sjögren. *Rev Med Interne* 2013;34:A131. <https://doi.org/10.1016/J.REVMED.2013.10.227>.

52. Glynn J, Song H, Hull B, Withers S, Gelow J, Mudd J, et al. The OregonHeart Total Artificial Heart: Design and Performance on a Mock Circulatory Loop. *Artif Organs* 2017;41:904–10. <https://doi.org/10.1111/AOR.12959>.

53. Bierewirtz T, Narayanaswamy K, Giuffrida R, Rese T, Bortis D, Zimpfer D, et al. A Novel Pumping Principle for a Total Artificial Heart. *IEEE Trans Biomed Eng* 2024;71:446–55. <https://doi.org/10.1109/TBME.2023.3306888>.

54. Giuffrida R, Senti R, Kolar JW, Bierewirtz T, Narayanaswamy K, Granegger M, et al. Design and Realization of a Highly-Compact Tubular Linear Actuator for a Novel Total Artificial Heart 2023. <https://doi.org/10.36227/TECHRIV.22725674.V1>.

55. Giuffrida R V., Horat A, Bortis D, Bierewirtz T, Narayanaswamy K, Granegger M, et al. Linear-Rotary Position Control System With Enhanced Disturbance Rejection for a Novel Total Artificial Heart. *IEEE Open Journal of the Industrial Electronics Society* 2024;5:359–75. <https://doi.org/10.1109/OJIES.2024.3385865>.

56. Kleinheyer M, Timms DL, Tansley GD, Nestler F, Greatrex NA, Frazier OH, et al. Rapid Speed Modulation of a Rotary Total Artificial Heart Impeller. *Artif Organs* 2016;40:824–33. <https://doi.org/10.1111/aor.12827>.

57. Shiose A, Nowak K, Horvath DJ, Massiello AL, Golding LAR, Fukamachi K. Speed Modulation of the Continuous-Flow Total Artificial Heart to Simulate a Physiologic Arterial Pressure Waveform. *ASAIO Journal* 2010;56:403–9. <https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3181e650f8>.

58. Fukamachi K, Karimov JH, Sunagawa G, Horvath DJ, Byram N, Kuban BD, et al. Generating Pulsatility by Pump Speed Modulation with Continuous-Flow Total Artificial Heart in Awake Calves. *J Artif Organs* 2017;20:381. <https://doi.org/10.1007/S10047-017-0958-5>.

59. Miyamoto T, Horvath DJ, Horvath DW, Kuban BD, Fukamachi K, Karimov JH. Analysis of Cleveland Clinic continuous-flow total artificial heart performance using the Virtual Mock Loop: Comparison with an in vivo study. *Artif Organs* 2020;44:375–83. <https://doi.org/10.1111/AOR.13574>.

60. Abe Y, Isoyama T, Saito I, Inoue Y, Ishii K, Sato M, et al. Animal Experiments of the Helical Flow Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2015;39:670–80. <https://doi.org/10.1111/AOR.12543>.

61. Fox C, Chopski S, Murad N, Allaire P, Mentzer R, Rossano J, et al. Hybrid Continuous-Flow Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2018;42:500–9. <https://doi.org/10.1111/AOR.13080>.

62. Journey PL, Glynn JJ, Dykan I V., Hagen MW, Kaul S, Wampler RK, et al. Characterization of a pulsatile rotary total artificial heart. *Artif Organs* 2021;45:135–42. <https://doi.org/10.1111/AOR.13810>.

63. Cohn WE, Timms DL, Frazier OH. Total artificial hearts: Past, present, and future. *Nat Rev Cardiol* 2015;12:609–17. <https://doi.org/10.1038/NRCARDIO.2015.79>.

64. Nestler F, Timms DL, Stevens M, Bradley AP, Wilson SJ, Kleinheyer M, et al. Investigation of the inherent left-right flow balancing of rotary total artificial hearts by means of a resistance box. *Artif Organs* 2020;44:584–93. <https://doi.org/10.1111/AOR.13631>.

65. Journey P, Glynn J, Dykan I, Hagen M, Kaul S, Wampler R, et al. Characterization of a Pulsatile Rotary Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2020;45. <https://doi.org/10.1111/aor.13810>.

66. Horvath D, Byram N, Karimov JH, Kuban B, Sunagawa G, Golding LAR, et al. Mechanism of Self-Regulation and In Vivo Performance of the Cleveland Clinic Continuous-Flow Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2017;41:411–7. <https://doi.org/10.1111/AOR.12780>.

67. Au SLC, McCormick D, Lever N, Budgett D. Thermal evaluation of a hermetic transcutaneous energy transfer system to power mechanical circulatory support devices in destination therapy. *Artif Organs* 2020;44:955–67. <https://doi.org/10.1111/AOR.13679>.

68. Goldstein DJ, Naftel D, Holman W, Bellumkonda L, Pamboukian S V., Pagani FD, et al. Continuous-flow devices and percutaneous site infections: Clinical outcomes. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2012;31:1151–7. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2012.05.004>.

69. Dissanayake TD, Budgett DM, Hu P, Bennet L, Pyner S, Booth L, et al. A novel low temperature transcutaneous energy transfer system suitable for high power implantable medical devices: Performance and validation in sheep. *Artif Organs* 2010;34:160–7. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2009.00992.x>.

70. Kung RTV, Yu LS, Ochs BD, Parnis SM, Macris MP, Frazier OH. Progress in the development of the ABIOMED total artificial heart. *ASAIO Journal* 1995;41. <https://doi.org/10.1097/00002480-199507000-00004>.

71. Dissanayake TD, Budgett DM, Hu P, Bennet L, Pyner S, Booth L, et al. A novel low temperature transcutaneous energy transfer system suitable for high power implantable medical devices: Performance and validation in sheep. *Artif Organs* 2010;34. <https://doi.org/10.1111/J.1525-1594.2009.00992.X>.

72. Safe Temperature Limits in Wireless Power Transfer for Ventricular Assist Devices - Minnetronix Medical n.d. <https://minnetronixmedical.com/safe-temperature-limits-in-wireless-power-transfer-for-ventricular-assist-devices/> (accessed June 23, 2025).

73. Knecht O, Kolar JW. Performance Evaluation of Series-Compensated IPT Systems for Transcutaneous Energy Transfer. *IEEE Trans Power Electron* 2018;34:438–51. <https://doi.org/10.1109/TPEL.2018.2822722>.

74. Watada M, Iwawaki K, Tamada T, Ouchi K, Takatani S, Um YS. The development of core-type Transcutaneous Energy Transmission System for artificial heart. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings 2005;7 VOLS:3849–52. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1615300>.

75. Okamoto E, Yamamoto Y, Akasaka Y, Motomura T, Mitamura Y, Nosé Y. A new transcutaneous energy transmission system with hybrid energy coils for driving an implantable biventricular assist device. *Artif Organs* 2009;33:622–6. <https://doi.org/10.1111/J.1525-1594.2009.00785.X>.

76. Dal Sasso E, Bagno A, Scuri STG, Gerosa G, Iop L. The Biocompatibility Challenges in the Total Artificial Heart Evolution. *Annu Rev Biomed Eng* 2019;21:85–110. <https://doi.org/10.1146/ANNUREV-BIOENG-060418-052432>.

77. Jantzen AE, Lane WO, Gage SM, Jamiolkowski RM,

Haseltine JM, Galinat LJ, et al. Use of autologous blood-derived endothelial progenitor cells at point-of-care to protect against implant thrombosis in a large animal model. *Biomaterials* 2011;32:8356–63. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.07.066>.

78. Noviani M, Jamolkowski RM, Grenet JE, Lin Q, Carlon TA, Qi L, et al. Point-of-care rapid-seeding ventricular assist device with blood-derived endothelial cells to create a living antithrombotic coating. *ASAIO Journal* 2016;62:447–53. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000351>.

79. Koster A, Loebe M, Sodian R, Potapov E V., Hansen R, Müller J, et al. Heparin antibodies and thromboembolism in heparin-coated and noncoated ventricular assist devices. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 2001;121:331–5. <https://doi.org/10.1067/MTC.2001.111655>.

80. Hetzer R, Loebe M, Potapov E V., Weng Y, Stiller B, Hennig E, et al. Circulatory support with pneumatic paracorporeal ventricular assist device in infants and children. *Annals of Thoracic Surgery* 1998;66:1498–505. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(98\)00914-X](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(98)00914-X).

81. Hetzer R, Weng Y, Potapov E V., Pasic M, Drews T, Jürmann M, et al. First experiences with a novel magnetically suspended axial flow left ventricular assist device. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2004;25:964–70. <https://doi.org/10.1016/J.EJCTS.2004.02.038>.

82. Yamazaki K, Litwak P, Tagusari O, Mori T, Kono K, Kameneva M, et al. An implantable centrifugal blood pump with a recirculating

purge system (Cool-Seal System). *Artif Organs* 1998;22:466–74. <https://doi.org/10.1046/J.1525-1594.1998.06156.X>

83. Snyder TA, Tsukui H, Kihara S, Akimoto T, Litwak KN, Kameneva M V., et al. Preclinical biocompatibility assessment of the EVAHEART ventricular assist device: Coating comparison and platelet activation. *J Biomed Mater Res A* 2007;81:85–92. <https://doi.org/10.1002/JBM.A.31006>.

84. Kiraly RJ, Nose Y. Natural Tissue as a Biomaterial. *Biomater Med Devices Artif Organs* 1974;2:207–24. <https://doi.org/10.3109/10731197409118591>.

85. Nose Y, Tajima K, Y I, M K, G M, Al E. Artificial heart constructed with biological material. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1971;17:482–9.

86. Jansen P, van Oeveren W, Capel A, Carpentier A. In vitro haemocompatibility of a novel bioprosthetic total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2012;41. <https://doi.org/10.1093/EJCTS/EZS187>.

87. Mohacs P, Leprince P. The CARMAT total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2014;46:933–4. <https://doi.org/10.1093/EJCTS/EZU333>.

88. Kuroda T, Kuban BD, Miyamoto T, Miyagi C, Polakowski AR, Flick CR, et al. Artificial Deep Neural Network for Sensorless Pump Flow and Hemodynamics Estimation During Continuous-Flow Mechanical Circulatory Support. *ASAIO Journal* 2023;69:649–57. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000001926>.

REFERENCES

1. Alexander Eskandary F, Kohl M, Dunkler D, Aliabadi A, Grömmner M, Schiferer A, et al. Lack of donor and recipient age interaction in cardiac transplantation. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2014;33:629–35. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2014.02.005>.

2. Polyakov DS, Fomin I V., Belenkov YN, Mareev VY, Ageev FT, Artemyeva EG. Chronic heart failure in the Russian Federation: what has changed over 20 years of follow-up? Results of the EPOCH-CHF study. *Kardiologiya* 2021;61:4–14. <https://doi.org/10.18087/cardio.2021.4.n1628>.

3. Watanabe T, Seguchi O, Yanase M, Fujita T, Murata Y, Sato T, et al. Donor-transmitted atherosclerosis associated with worsening cardiac allograft vasculopathy after heart transplantation: Serial volumetric intravascular ultrasound analysis. *Transplantation* 2017;101:1310–9. <https://doi.org/10.1097/TP.0000000000001322>.

4. Sathianathan S, Bhat G. Heart Transplant Donor Selection Guidelines: Review and Recommendations. *Curr Cardiol Rep* 2022;24:119–30. <https://doi.org/10.1007/s11886-021-01631-y>.

5. Malik A, Brito D, Vaqar S, Chhabra L. Congestive Heart Failure. *StatPearls* 2022.

6. Yazji JH, Garg P, Wadiwala I, Alomari M, Alamouti-Fard E, Hussain MWA, et al. Expanding Selection Criteria to Repairable Diseased Hearts to Meet the Demand of Shortage of Donors in Heart Transplantation. *Cureus* 2022. <https://doi.org/10.7759/cureus.25485>.

7. Jawitz OK, Fudim M, Raman V, Bryner BS, DeVore AD, Mentz RJ, et al. Reassessing Recipient Mortality Under the New Heart Allocation System: An Updated UNOS Registry Analysis. *JACC Heart Fail* 2020;8:548–56. <https://doi.org/10.1016/j.jchf.2020.03.010>.

8. Baldwin ACW, Gemmato CJ, Cohn WE, Frazier OH. Feasibility of long-term continuous flow total heart replacement in calves. *International Journal of Artificial Organs* 2022;45:44–51. <https://doi.org/10.1177/0391398820987851>.

9. Morris DT, Couves CM. Experiences with a sac-type artificial heart. *Can Med Assoc J* 1971;105:483.

10. Vis A, Arfaee M, Khambati H, Slaughter MS, Gummert JF, Overvelde JTB, et al. The ongoing quest for the first total artificial heart as destination therapy. *Nat Rev Cardiol* 2022;19:813–28. <https://doi.org/10.1038/S41569-022-00723-8>.

11. Cohrs NH, Petrou A, Loepfe M, Yliruka M, Schumacher CM, Kohll AX, et al. A Soft Total Artificial Heart—First Concept Evaluation on a Hybrid Mock Circulation. *Artif Organs* 2017;41:948–58. <https://doi.org/10.1111/AOR.12956>.

12. Guex LG, Jones LS, Xavier Kohll A, Walker R, Meboldt M, Falk V, et al. Increased Longevity and Pumping Performance

of an Injection Molded Soft Total Artificial Heart. *Soft Robot* 2021;8:588–93. <https://doi.org/10.1089/SORO.2019.0154>.

13. Mihaylov D, Verkerke GJ, Rakhorst G. Mechanical circulatory support systems - A review. *Technology and Health Care* 2000;8:251–66. <https://doi.org/10.3233/THC-2000-8501;PAGE=STRING:ARTICLE/CHAPTER>.

14. Szabo Z, Holm J, Najar A, Hellers G, Pieper IL, Casimir Ahn H. Scandinavian Real Heart (SRH) 11 Implantation as Total Artificial Heart (TAH)-Experimental Update. *J Clin Exp Cardiol* 2018;09. <https://doi.org/10.4172/2155-9880.1000578>.

15. Pelletier B, Spiliopoulos S, Finocchiaro T, Graef F, Kuipers K, Laumen M, et al. System overview of the fully implantable destination therapy-ReinHeart-total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2015;47:80–6. <https://doi.org/10.1093/EJCTS/EZU321>.

16. Tozzi P, Maertens A, Emery J, Joseph S, Kirsch M, Avellan F. An original valveless artificial heart providing pulsatile flow tested in mock circulatory loops. *International Journal of Artificial Organs* 2017;40:683–9. <https://doi.org/10.5301/IJAO.5000634>.

17. Roche ET, Horvath MA, Wamala I, Alazmani A, Song SE, Whyte W, et al. Soft robotic sleeve supports heart function. *Sci Transl Med* 2017;9. <https://doi.org/10.1126/SCITRANSLMED.AAF3925>.

18. Weymann A, Foroughi J, Vardanyan R, Punjabi PP, Schmack B, Aloko S, et al. Artificial Muscles and Soft Robotic Devices for Treatment of End-Stage Heart Failure. *Advanced Materials* 2023;35. <https://doi.org/10.1002/ADMA.202207390>.

19. Slaughter MS, Pagani FD, Rogers JG, Miller LW, Sun B, Russell SD, et al. Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2010;29. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2010.01.011>.

20. Kleinheyer M, Greatrex N, Nestler F, Timms DL. BiVACOR Total Artificial Heart and Future Concepts. *Mechanical Circulatory Support* 2023;1–17. https://doi.org/10.1007/978-3-030-86172-8_14-1.

21. Fukamachi K, Horvath DJ, Massiello AL, Fumoto H, Horai T, Rao S, et al. An innovative, sensorless, pulsatile, continuous-flow total artificial heart: Device design and initial in vitro study. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2010;29:13–20. <https://doi.org/10.1016/J.HEALUN.2009.05.034>.

22. Петухов Д.С., Селищев С.В., Тельшев Д.В. Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения. *Медицинская Техника* 2015;5:5–7. Petuhov, D. S., Selishhev, S. V., & Telyshev, D. V. (2015). Perspektivy razvitiya tehnologiy polnoj zameny funktsii serdca s pomoshh'ju mekhanicheskikh sistem podderzhki krovoobrashheniya. 5(293), 5–8 (In Russ).

23. Bartel S, Trawiński T. The influence of the micropump's winding shape and magnetic circuit configuration on the generated electromagnetic torque characteristic. Part I: FEM analysis. *Electrotechnical Review* n.d.;R. 92, nr 5:240–4.
24. Feng J, Cohn WE, Parnis SM, Sodha NR, Clements RT, Sellke N, et al. New continuous-flow total artificial heart and vascular permeability. *Journal of Surgical Research* 2015;199:296–305. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2015.06.035>.
25. Feng J, Cohn WE, Parnis SM, Sodha NR, Clements RT, Sellke N, et al. New Continuous-Flow Total Artificial Heart and Vascular Permeability. *J Surg Res* 2015;199:296. <https://doi.org/10.1016/J.JSS.2015.06.035>.
26. Lebreton G, Mastroianni C, Amour J, Leprince P. Implantation of Two HVADs Used as a Total Artificial Heart: A New Approach. *Annals of Thoracic Surgery* 2019;107:e165–7. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2018.07.067>.
27. Mulvihill MS, Joseph JT, Daneshmand MA, Patel CB, Milano CA, Schroder JN. Usefulness of 2 centrifugal ventricular assist devices in a total artificial heart configuration: A preliminary report. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2017;36:1266–8. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2017.05.019>.
28. Cohn WE, Handy KM, Parnis SM, Conger JL, Winkler JA, Frazier OH. Eight-year experience with a continuous-flow total artificial heart in calves. *ASAIO Journal* 2014;60:25–30. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000027>.
29. Pirk J, Maly J, Szarszoi O, Urban M, Kotulak T, Riha H, et al. Total artificial heart support with two continuous-flow ventricular assist devices in a patient with an infiltrating cardiac sarcoma. *ASAIO Journal* 2013;59:178–80. <https://doi.org/10.1097/MAT.0B013E3182816CD9>.
30. Frazier OH, Cohn WE. Continuous-Flow Total Heart Replacement Device Implanted in a 55-Year-Old Man with End-Stage Heart Failure and Severe Amyloidosis. *Tex Heart Inst J* 2012;39:542.
31. Strueber M, Schmitto JD, Kutschka I, Haverich A. Placement of 2 implantable centrifugal pumps to serve as a total artificial heart after cardiectomy. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 2012;143:507–9. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2011.07.034>.
32. Frazier OH, Cohn WE, Tuzun E, Winkler JA, Gregoric ID. Continuous-Flow Total Artificial Heart Supports Long-Term Survival of a Calf. *Tex Heart Inst J* 2009;36:568.
33. Daneshmand MA, Bishawi M, Milano CA, Schroder JN. The HeartMate 6. *ASAIO Journal* 2020;66:E46–9. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000001011>.
34. Lima B, Mack M, Gonzalez-Stawinski G V. Ventricular assist devices: The future is now. *Trends Cardiovasc Med* 2015;25:360–9. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2014.11.008>.
35. Slepian MJ, Alemu Y, Soares JS, G. Smith R, Einav S, Bluestein D. The SyncardiaTM total artificial heart: In vivo, in vitro, and computational modeling studies. *J Biomech* 2013;46:266–75. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.032>.
36. Glynn J, Song H, Hull B, Withers S, Gelow J, Mudd J, et al. The OregonHeart Total Artificial Heart: Design and Performance on a Mock Circulatory Loop. *Artif Organs* 2017;41:904–10. <https://doi.org/10.1111/aor.12959>.
37. Kurita N, Ishikawa T, Saito N, Masuzawa T, Timms DL. A Double-Sided Stator Type Axial Bearingless Motor Development for Total Artificial Heart. *IEEE Trans Ind Appl* 2019;55:1516–23. <https://doi.org/10.1109/TIA.2018.2884609>.
38. Earnshaw S. On the Nature of the Molecular Forces which Regulate the Constitution of the Luminiferous Ether. *Trans Camb Phil Soc* 1842;7:97–114.
39. Greatrex NA, Timms DL, Kurita N, Palmer EW, Masuzawa T. Axial magnetic bearing development for the BiVACOR rotary BiVAD/TAH. *IEEE Trans Biomed Eng* 2010;57:714–21. <https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2033389>.
40. Kobayashi M, Horvath DJ, Mielke N, Shiose A, Kuban B, Fukamachi K, et al. Progress on the Design and Development of the Continuous-Flow Total Artificial Heart 2013;36:705–13. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2012.01489.x>.Progress.
41. Hirschhorn M, Catucci N, Day SW, Stevens RM, Tchanchaleishvili V, Throckmorton AL. Channel impeller design for centrifugal blood pump in hybrid pediatric total artificial heart: Modeling, magnet integration, and hydraulic experiments 2023;47:680–94. <https://doi.org/10.1111/aor.14480>.Channel.
42. Schoeb R, Barletta N, Fleischli A, Bourque K, Gernes D, Loree H, et al. HEARTMATE III: BEARINGLESS MOTOR DESIGN FOR A MAGLEV CENTRIFUGAL LVAD. *ASAIO Journal* 2000;46.
43. Shinshi T, Hijikata W, Mamiya T, Takatani S. Development of Extracorporeal Maglev Blood Pumps 2014:433–6.
44. Qian KX, Zeng P, Ru WM, Yuan HY. New concepts and new design of permanent maglev rotary artificial heart blood pumps. *Med Eng Phys* 2006;28:383–8. <https://doi.org/10.1016/J.MEDENGGPHY.2005.07.007>.
45. Earnshaw, S. On the Nature of the Molecular Forces which Regulate the Constitution of the Luminiferous Ether. *TCaPS* 1848;7:97.
46. Kirklin JK, Pagani FD, Kormos RL, Stevenson LW, Blume ED, Myers SL, et al. Eighth annual INTERMACS report: Special focus on framing the impact of adverse events. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2017;36:1080–6. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2017.07.005>.
47. Potapov E V, Kaufmann F, Müller M, Mulzer J, Falk V. Longest Ongoing Support (13 Years) with Magnetically Levitated Left Ventricular Assist Device. *ASAIO Journal* 2020;66:E121–2. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000001131>.
48. Healy AH, McKellar SH, Drakos SG, Koliopoulou A, Stehlik J, Selzman CH. PHYSIOLOGIC EFFECTS OF CONTINUOUS-FLOW LEFT VENTRICULAR ASSIST DEVICES. *J Surg Res* 2016;202:363. <https://doi.org/10.1016/J.JSS.2016.01.015>.
49. Bhimaraj A, Uribe C, Suarez EE. Physiological impact of continuous flow on end-organ function: clinical implications in the current era of left ventricular assist devices. *Methodist Debaque Cardiovasc J* 2015;11:12–7. <https://doi.org/10.14797/MDCJ-11-1-12>.
50. Purohit SN, Cornwell WK, Pal JD, Lindenfeld JA, Ambardekar A V. Living Without a Pulse: The Vascular Implications of Continuous-Flow Left Ventricular Assist Devices. *Circ Heart Fail* 2018;11. <https://doi.org/10.1161/CIRCHEARTFAILURE.117.004670>.
51. Meriglier E, Fignon A, Debouverie O, Roy-Péaud F, Roblot P. Un syndrome cérébelleux révélant un syndrome de Gougerot-Sjögren. *Rev Med Interne* 2013;34:A131. <https://doi.org/10.1016/J.REVMED.2013.10.227>.
52. Glynn J, Song H, Hull B, Withers S, Gelow J, Mudd J, et al. The OregonHeart Total Artificial Heart: Design and Performance on a Mock Circulatory Loop. *Artif Organs* 2017;41:904–10. <https://doi.org/10.1111/AOR.12959>.
53. Bierewirtz T, Narayanaswamy K, Giuffrida R, Rese T, Bortis D, Zimpfer D, et al. A Novel Pumping Principle for a Total Artificial Heart. *IEEE Trans Biomed Eng* 2024;71:446–55. <https://doi.org/10.1109/TBME.2023.3306888>.
54. Giuffrida R, Senti R, Kolar JW, Bierewirtz T, Narayanaswamy K, Granegger M, et al. Design and Realization of a Highly-Compact Tubular Linear Actuator for a Novel Total Artificial Heart 2023. <https://doi.org/10.36227/TECHRXIV.22725674.V1>.
55. Giuffrida R V., Horat A, Bortis D, Bierewirtz T, Narayanaswamy K, Granegger M, et al. Linear-Rotary Position Control System With Enhanced Disturbance Rejection for a Novel Total Artificial Heart. *IEEE Open Journal of the Industrial Electronics Society* 2024;5:359–75. <https://doi.org/10.1109/OJIES.2024.3385865>.
56. Kleinheyder M, Timms DL, Tansley GD, Nestler F, Greatrex NA, Frazier OH, et al. Rapid Speed Modulation of a Rotary Total Artificial Heart Impeller. *Artif Organs* 2016;40:824–33. <https://doi.org/10.1111/aor.12827>.
57. Shiose A, Nowak K, Horvath DJ, Massiello AL, Golding LAR, Fukamachi K. Speed Modulation of the Continuous-Flow Total Artificial Heart to Simulate a Physiologic Arterial Pressure Waveform. *ASAIO Journal* 2010;56:403–9. <https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3181e650f8>.
58. Fukamachi K, Karimov JH, Sunagawa G, Horvath DJ, Byram N, Kuban BD, et al. Generating Pulsatility by Pump Speed Modulation with Continuous-Flow Total Artificial Heart in Awake Calves. *J Artif Organs* 2017;20:381. <https://doi.org/10.1007/S10047-017-0958-5>.
59. Miyamoto T, Horvath DJ, Horvath DW, Kuban BD, Fukamachi K, Karimov JH. Analysis of Cleveland Clinic continuous-flow total artificial heart performance using the Virtual

- Mock Loop: Comparison with an in vivo study. *Artif Organs* 2020;44:375–83. <https://doi.org/10.1111/AOR.13574>.
60. Abe Y, Isoyama T, Saito I, Inoue Y, Ishii K, Sato M, et al. Animal Experiments of the Helical Flow Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2015;39:670–80. <https://doi.org/10.1111/AOR.12543>.
61. Fox C, Chopski S, Murad N, Allaire P, Mentzer R, Rossano J, et al. Hybrid Continuous-Flow Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2018;42:500–9. <https://doi.org/10.1111/AOR.13080>.
62. Jurney PL, Glynn JJ, Dykan I V., Hagen MW, Kaul S, Wampler RK, et al. Characterization of a pulsatile rotary total artificial heart. *Artif Organs* 2021;45:135–42. <https://doi.org/10.1111/AOR.13810>.
63. Cohn WE, Timms DL, Frazier OH. Total artificial hearts: Past, present, and future. *Nat Rev Cardiol* 2015;12:609–17. <https://doi.org/10.1038/NRCARDIO.2015.79>.
64. Nestler F, Timms DL, Stevens M, Bradley AP, Wilson SJ, Kleinheyer M, et al. Investigation of the inherent left-right flow balancing of rotary total artificial hearts by means of a resistance box. *Artif Organs* 2020;44:584–93. <https://doi.org/10.1111/AOR.13631>.
65. Jurney P, Glynn J, Dykan I, Hagen M, Kaul S, Wampler R, et al. Characterization of a Pulsatile Rotary Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2020;45. <https://doi.org/10.1111/aor.13810>.
66. Horvath D, Byram N, Karimov JH, Kuban B, Sunagawa G, Golding LAR, et al. Mechanism of Self-Regulation and In Vivo Performance of the Cleveland Clinic Continuous-Flow Total Artificial Heart. *Artif Organs* 2017;41:411–7. <https://doi.org/10.1111/AOR.12780>.
67. Au SLC, McCormick D, Lever N, Budgett D. Thermal evaluation of a hermetic transcutaneous energy transfer system to power mechanical circulatory support devices in destination therapy. *Artif Organs* 2020;44:955–67. <https://doi.org/10.1111/AOR.13679>.
68. Goldstein DJ, Naftel D, Holman W, Bellumkonda L, Pamboukian S V., Pagani FD, et al. Continuous-flow devices and percutaneous site infections: Clinical outcomes. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2012;31:1151–7. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2012.05.004>.
69. Dissanayake TD, Budgett DM, Hu P, Bennet L, Pyner S, Booth L, et al. A novel low temperature transcutaneous energy transfer system suitable for high power implantable medical devices: Performance and validation in sheep. *Artif Organs* 2010;34:160–7. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2009.00992.x>.
70. Kung RTV, Yu LS, Ochs BD, Parnis SM, Macris MP, Frazier OH. Progress in the development of the ABIOMED total artificial heart. *ASAIO Journal* 1995;41. <https://doi.org/10.1097/00002480-199507000-00004>.
71. Dissanayake TD, Budgett DM, Hu P, Bennet L, Pyner S, Booth L, et al. A novel low temperature transcutaneous energy transfer system suitable for high power implantable medical devices: Performance and validation in sheep. *Artif Organs* 2010;34. <https://doi.org/10.1111/J.1525-1594.2009.00992.X>.
72. Safe Temperature Limits in Wireless Power Transfer for Ventricular Assist Devices - Minnetronix Medical n.d. <https://minnetronixmedical.com/safe-temperature-limits-in-wireless-power-transfer-for-ventricular-assist-devices/> (accessed June 23, 2025).
73. Knecht O, Kolar JW. Performance Evaluation of Series-Compensated IPT Systems for Transcutaneous Energy Transfer. *IEEE Trans Power Electron* 2018;34:438–51. <https://doi.org/10.1109/TPEL.2018.2822722>.
74. Watada M, Iwawaki K, Tamada T, Ouchi K, Takatani S, Um YS. The development of core-type Transcutaneous Energy Transmission System for artificial heart. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings 2005;7 VOLS:3849–52. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1615300>.
75. Okamoto E, Yamamoto Y, Akasaka Y, Motomura T, Mitamura Y, Nosé Y. A new transcutaneous energy transmission system with hybrid energy coils for driving an implantable biventricular assist device. *Artif Organs* 2009;33:622–6. <https://doi.org/10.1111/J.1525-1594.2009.00785.X>.
76. Dal Sasso E, Bagno A, Scuri STG, Gerosa G, Iop L. The Biocompatibility Challenges in the Total Artificial Heart Evolution. *Annu Rev Biomed Eng* 2019;21:85–110. <https://doi.org/10.1146/ANNUREV-BIOENG-060418-052432>.
77. Jantzen AE, Lane WO, Gage SM, Jamiolkowski RM, Haseltine JM, Galinat LJ, et al. Use of autologous blood-derived endothelial progenitor cells at point-of-care to protect against implant thrombosis in a large animal model. *Biomaterials* 2011;32:8356–63. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.07.066>.
78. Noviani M, Jamiolkowski RM, Grenet JE, Lin Q, Carlson TA, Qi L, et al. Point-of-care rapid-seeding ventricular assist device with blood-derived endothelial cells to create a living antithrombotic coating. *ASAIO Journal* 2016;62:447–53. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000351>.
79. Koster A, Loebe M, Sodian R, Potapov E V., Hansen R, Müller J, et al. Heparin antibodies and thromboembolism in heparin-coated and noncoated ventricular assist devices. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 2001;121:331–5. <https://doi.org/10.1067/MTC.2001.111655>.
80. Hetzer R, Loebe M, Potapov E V., Weng Y, Stiller B, Hennig E, et al. Circulatory support with pneumatic paracorporeal ventricular assist device in infants and children. *Annals of Thoracic Surgery* 1998;66:1498–505. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(98\)00914-X](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(98)00914-X).
81. Hetzer R, Weng Y, Potapov E V., Pasic M, Drews T, Jurmann M, et al. First experiences with a novel magnetically suspended axial flow left ventricular assist device. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2004;25:964–70. <https://doi.org/10.1016/J.EJCTS.2004.02.038>.
82. Yamazaki K, Litwak P, Tagusari O, Mori T, Kono K, Kameneva M, et al. An implantable centrifugal blood pump with a recirculating purge system (Cool-Seal System). *Artif Organs* 1998;22:466–74. <https://doi.org/10.1046/J.1525-1594.1998.06156.X>.
83. Snyder TA, Tsukui H, Kihara S, Akimoto T, Litwak KN, Kameneva M V., et al. Preclinical biocompatibility assessment of the EVAHEART ventricular assist device: Coating comparison and platelet activation. *J Biomed Mater Res A* 2007;81:85–92. <https://doi.org/10.1002/JBM.A.31006>.
84. Kiraly RJ, Nose Y. Natural Tissue as a Biomaterial. *Biomater Med Devices Artif Organs* 1974;2:207–24. <https://doi.org/10.3109/10731197409118591>.
85. Nose Y, Tajima K, Y I, M K, G M, Al E. Artificial heart constructed with biological material. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1971;17:482–9.
86. Jansen P, van Oeveren W, Capel A, Carpentier A. In vitro haemocompatibility of a novel bioprosthetic total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2012;41. <https://doi.org/10.1093/EJCTS/EZS187>.
87. Mohacsi P, Leprince P. The CARMAT total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 2014;46:933–4. <https://doi.org/10.1093/EJCTS/EZU333>.
88. Kuroda T, Kuban BD, Miyamoto T, Miyagi C, Polakowski AR, Flick CR, et al. Artificial Deep Neural Network for Sensorless Pump Flow and Hemodynamics Estimation During Continuous-Flow Mechanical Circulatory Support. *ASAIO Journal* 2023;69:649–57. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000001926>.

Для цитирования: Приходько Ю.М., Медведев А.Е., Фомин В.М., Жульков М.О., Сирота Д.А., Протопопов А.В., Чернявский А.М. Технические аспекты разработки полностью искусственного сердца. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2025;14(5): 256-272. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-5-256-272

To cite: Prihodko Yu.M., Medvedev A.E., Fomin V.M., Zhulkov M.O., Sirota D.A., Protopopov A.V., Chernyavskiy A.M. Technical aspects of total artificial heart development. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2025;14(5): 256-272. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-5-256-272