



УДК 617.55-089.843

DOI 10.17802/2306-1278-2025-14-4-241-255

ПОЛНОСТЬЮ ИСКУССТВЕННОЕ СЕРДЦЕ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ**Д.А. Сирота^{1,2}, М.О. Жульков¹, А.В. Протопопов¹, М.А. Суровцева¹, Я.М. Смирнов¹**

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, ул. Речкуновская, 15, Новосибирск, Российская Федерация, 630055; ² Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Красный просп., 52, Новосибирск, Российская Федерация, 630091

Основные положения

- Одним из способов временного решения для пациентов с терминальной стадией сердечной недостаточности является установка искусственного сердца.
- В обзоре литературы обсуждена история создания полностью искусственного сердца, различные модели, клинические случаи применения.

Резюме

Сердечно-сосудистые заболевания являются одной из основных причин смерти во всем мире. Многие пациенты с сердечной недостаточностью в конечной стадии умирают из-за нехватки донорских сердец. Полностью искусственное сердце (ПИС) – имплантируемый аппарат, заменяющий сердце. К настоящему времени успешно имплантировано более чем 2000 пациентам в качестве моста к трансплантации сердца. Однако, после нескольких десятилетий исследований до сих пор не создан ПИС, пригодный для целевой терапии. Высокий уровень осложнений, громоздкие устройства, низкая долговечность, плохая биосовместимость и низкое качество жизни пациентов – вот некоторые из основных недостатков существующих устройств ПИС, которые необходимо устранить, прежде чем использовать их в качестве целевой терапии. Быстро появляющиеся инновации в области аккумуляторных технологий, беспроводной передачи энергии, биосовместимых материалов и мягкой робототехники открывают многообещающие возможности для разработки ПИС и могут помочь устранить недостатки существующих устройств [1]. В этом обзоре описываются основные вехи в истории создания и развития ПИС. Описываются различия в механизмах работы этих устройств, обсуждаются текущие проблемы и требования к следующему поколению ПИС. Таким образом, несмотря на значительный прогресс, современные ПИС остаются преимущественно временным решением. Ключевыми задачами для перехода к долгосрочной целевой терапии являются повышение долговечности устройств, решение вопроса о необходимости пульсирующего потока и миниатюризация для широкого круга пациентов.

Ключевые слова

Полностью искусственное сердце • Гемодинамика • Донорское сердце • Лево- и правожелудочковая поддержка кровообращения • Донорские органы

Поступила в редакцию: 25.06.2025; поступила после доработки: 14.07.2025; принята к печати: 01.08.2025

TOTAL ARTIFICIAL HEART. REVIEW**D.A. Sirota^{1,2}, M.O. Zhulkov¹, A.V. Protopopov¹, M.A. Surovtseva¹, Ya.M. Smirnov¹**

¹ Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, 15, Rechkunovskaya St., Novosibirsk, Russian Federation, 630055; ² Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “Novosibirsk State Medical University” Ministry of Healthcare of the Russian Federation Russian Federation, 52, Krasny Prospekt, Novosibirsk, Russian Federation, 630091

Highlights

- Implantation of an artificial heart serves as a temporary solution for patients with end-stage heart failure.
- The literature review presents the history of the completely artificial heart, its different models, and clinical applications.

Для корреспонденции: Андрей Владимирович Протопопов, andrew-uss@yandex.ru; адрес: ул. Речкуновская, 15, Новосибирск, Российская Федерация, 630055

Corresponding author: Andrey V. Protopopov, andrew-uss@yandex.ru; address: 15, Rechkunovskaya St., Novosibirsk, Russian Federation, 630055

Abstract

Cardiovascular disease is one of the leading causes of death worldwide. Many patients with end-stage heart failure die due to a shortage of donor hearts. A total artificial heart (TAH) is an implantable device that replaces the heart. To date, it has been successfully implanted in more than 2,000 patients as a bridge to heart transplantation. However, after several decades of research, a TAH suitable for targeted therapy has yet to be developed. High complication rates, bulky devices, poor durability, poor biocompatibility and poor quality of life for patients are some of the major drawbacks of existing TAH devices that need to be addressed before they can be used as targeted therapy. Rapidly emerging innovations in battery technology, wireless energy transfer, biocompatible materials, and soft robotics offer promising opportunities for TAH development and may help address the shortcomings of existing devices [1]. This review describes the major milestones in the history of TAH design and development. The differences in the mechanisms of operation of these devices are described, and current challenges and requirements for the next generation of TAHs are discussed. Thus, despite significant progress, modern TAHs remain predominantly a temporary solution. The key challenges for transitioning to long-term targeted therapy are improving device durability, addressing the need for pulsatile flow, and miniaturizing the systems for a broad patient population.

Keywords

Total artificial heart • Hemodynamics • Donor heart • Left and right ventricular circulatory support • Donor organs

Received: 25.06.2025; received in revised form: 14.07.2025; accepted: 01.08.2025

Список сокращений

ПИС — полное искусственное сердце	ТСН — терминальная сердечная
СН — сердечная недостаточность	недостаточность

Введение

“Surgery of the heart has probably reached the limits set by Nature to all surgery: no new method, and no new discovery, can overcome the natural difficulties that attend a wound of the heart”

«Хирургия сердца, вероятно, достигла предела, установленного природой: ни один новый метод, ни одно новое открытие не может преодолеть естественные трудности, сопровождающие повреждение сердца»

Stephen Paget “The Surgery of the Chest”. 1896. Bristol: John Wright & Co.

Проблемы сердечно-сосудистой системы остаются одной из ведущих причин заболеваемости и смертности во всём мире. Они поражают миллионы людей и создают значительную нагрузку на системы здравоохранения. В частности, сердечная недостаточность представляет собой тяжёлое состояние, при котором сердце утрачивает способность эффективно перекачивать кровь. Это приводит к существенному снижению качества жизни и высокому риску летального исхода.

Для пациентов с терминальной стадией сердечной недостаточности традиционные методы лечения часто оказываются недостаточно эффективными. В таких случаях требуется применение более сложных решений, таких как механическая под-

держка кровообращения. Полностью искусственное сердце (ПИС) становится критически важной опцией для пациентов, которые не являются кандидатами на трансплантацию сердца, поскольку оно обеспечивает полное замещение насосной функции и поддерживает кровообращение даже при крайне низкой фракции выброса.

Предполагаемая продолжительность использования ПИС является ключевым фактором, влияющим на его конструкцию и выбор материалов. В соответствии с этим критерием устройства можно разделить на три основные категории:

- краткосрочные (применяются во время операций или экстренных вмешательств);
- среднесрочные (используются в течение нескольких недель или месяцев в качестве «моста» к трансплантации или восстановлению);
- долгосрочные (предназначены для использования в течение нескольких лет или постоянно в качестве целевой терапии).

Технологии полностью искусственного сердца (ПИС) эволюционировали на протяжении нескольких десятилетий, пройдя путь от простейших прототипов до современных высокотехнологичных устройств, способных воспроизводить ключевые функции естественного сердца. Эти системы не только продлевают жизнь пациентам, но и существенно улучшают её качество в долгосрочной

перспективе, что делает разработку ПИС одним из наиболее значимых прорывов в современной кардиохирургии.

Цель настоящей работы заключается в проведении систематического аналитического обзора технологий ПИС, включая их конструктивные особенности, критерии выбора материалов и принципы работы. В статье рассматриваются актуальные вызовы и ограничения, стоящие перед разработчиками искусственных сердец, а также формулируются перспективные направления для будущих инноваций. Комплексное понимание этих аспектов позволит объективно оценить современное состояние разработок в области ПИС и определить стратегические ориентиры для дальнейших исследований, нацеленных на повышение эффективности лечения пациентов с тяжёлой сердечной недостаточностью.

Поиск информации осуществлялся с помощью международной системы PubMed и в российской базе данных eLibrary по следующим ключевым словам: английский язык: “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”, а также на русском языке: «полностью искусственное сердце» (ПИС), «механическая поддержка кровообращения», «вспомогательное кровообращение», «желудочковый ассист», «сердечная недостаточность», «мост к трансплантации», «целевая терапия». Информация оценивалась начиная с первых упоминаний 20-го века по настоящее время, однако основной акцент был сделан за последние 20 лет (2005–2025 г.), чтобы отразить текущее состояние проблемы.

Механическая поддержка кровообращения и полностью искусственное сердце

Устройства механической поддержки кровообращения и полностью искусственное сердце представляют собой два различных подхода к лечению пациентов с тяжелой сердечной недостаточностью.

Устройства механической поддержки кровообращения (в англоязычной литературе – *Ventricular Assist Device*, VAD) предназначены для обеспечения механической поддержки функции левого, правого или обоих желудочков сердца. В последнем случае, как правило, применяются два отдельных устройства VAD. Схематическое изображение использования аппаратов VAD представлено на рис. 1.

VAD подразделяются на три основные категории:

- Устройства механической поддержки левого желудочка (англ. *Left Ventricular Assist Device*, LVAD) – наиболее распространённый тип VAD, который забирает оксигенированную кровь из левого предсердия или левого желудочка и возвращает её в аорту.

- Устройства механической поддержки правого желудочка (англ. *Right Ventricular Assist Device*, RVAD) – обеспечивают поддержку правого желудочка при тяжёлой правожелудочковой недостаточности; забирают венозную кровь из правого предсердия или правого желудочка и возвращают её в лёгочную артерию.

- Бивентрикулярные устройства механической поддержки (англ. *Biventricular Assist Device*, BiVAD) – одновременно поддерживают функцию как левого, так и правого желудочков у пациентов с тотальной сердечной недостаточностью.

Таким образом, устройства механической поддержки кровообращения подключаются к сердцу и выполняют вспомогательную функцию для одного или обоих желудочков. Они используются либо в качестве «моста к трансплантации», либо как «мост к выздоровлению» пациента (табл. 1).

Полностью искусственное сердце (англ. *Total Artificial Heart*, ТАН) – это механическое устройство, предназначенное для полного замещения насосной функции биологического сердца. В отличие от устройств механической поддержки кровообращения, ТАН полностью заменяет сердце и берёт на себя всю работу по обеспечению циркуляции крови в организме (рис. 2). Обычно оно применяется у пациентов с терминальной стадией сердечной недостаточности, которые не могут получить донорское сердце или имеют противопоказания к трансплантации [3].

Разработка ПИС была обусловлена значительным разрывом между количеством пациентов, нуждающихся в трансплантации сердца, и ограниченным количеством донорских органов. Ежегодно в США от сердечной недостаточности умирает около

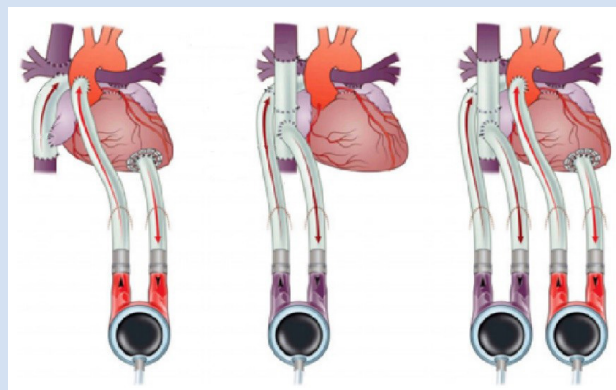


Рисунок 1. Варианты механической поддержки кровообращения (Hette, A. N., & Sobral, M. L. P. (2022). Mechanical Circulatory Assist Devices: Which Is the Best Device as Bridge to Heart Transplantation? *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, 37(5), 737–743. <https://doi.org/10.21470/1678-9741-2021-0562>). Здесь (A) – LVAD, (B) – RVAD и (C) – BiVAD устройства поддержки кровообращения

Figure 1. Mechanical circulatory support options (Hette, A. N., & Sobral, M. L. P. (2022). Mechanical Circulatory Assist Devices: Which Is the Best Device as Bridge to Heart Transplantation? *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, 37(5), 737–743. <https://doi.org/10.21470/1678-9741-2021-0562>). (A) is an LVAD, (B) is an RVAD, and (C) is a BiVAD circulatory support device

400 000 человек, в то время как ежегодно проводится лишь от 2 000 до 2 500 операций по пересадке сердца [5].

Статистика показывает (рис. 3), что VAD применяются значительно чаще, чем ТАН. Среди причин такой ситуации можно выделить недостатки существующих ТАН:

- имплантация ТАН требует более сложной хирургической процедуры и связана с большей травматичностью по сравнению с VAD;
- высокий риск осложнений из-за инфекций, тромбообразования и механических неисправностей;
- плохая биосовместимость;
- сложность и громоздкость конструкции;
- низкая долговечность и надёжность;
- низкое качество жизни пациентов;
- высокая стоимость разработки, имплантации и последующего наблюдения за пациентами.

Эти недостатки объясняют почему лишь одно устройство (Syncardia Temporary ТАН) на данный момент одобрено для официального применения на людях и то, в качестве временной меры. За 20 лет с момента одобрения в США эти устройства

были имплантированы чуть более 2 000 раз. Общая выживаемость пациентов с ПИС составила 75% в течение одного года, снизившись до 58% в течение пяти лет [7]. Эти статистические данные подчеркивают эффективность ПИС как «моста к трансплантации», хотя остаются проблемы в улучшении долгосрочных результатов.

История развития ПИС

Разработка искусственного сердца для лечения тяжелой сердечной недостаточности началась в 1930-х гг. с целью имитации настоящего сердца. Первые устройства имели низкую долговечность, повышали риск тромбообразования и инфекций, а их большой размер ограничивал подвижность пациентов.

Эксперименты на животных (1937–1964 гг.)

Разработка ПИС началась в прошлом веке. В 1937 г. один из основоположников советской трансплантологии Владимир Петрович Демихов собрал первое в мире искусственное сердце и пересадил его собаке. Устройство, размещённое в грудной по-

Таблица 1. Обобщенная таблица характеристик LVAD, RVAD и BiVAD
Table 1. Generalized table of LVAD, RVAD and BiVAD characteristics

Параметр / Parameter	LVAD	RVAD	BiVAD
Тип насоса / Pump type	Осевые, центробежные (роторные), реже пульсирующие / Axial, centrifugal (rotary), less often pulsating	Осевые, центробежные (роторные) / Axial, centrifugal (rotary)	Комбинация двух устройств (LVAD + RVAD) / Combination of two devices (LVAD + RVAD)
Материалы / Materials	Титан, карбид пиролитического углерода, полиуретаны, биосовместимые покрытия / Titanium, pyrolytic carbon carbide, polyurethanes, biocompatible coatings	Аналогично LVAD / Similar to LVAD	Аналогично LVAD и RVAD / Similar to LVAD and RVAD
Пульсация / Ripple	Преимущественно непрерывный поток (современные) / Predominantly continuous flow (modern)	Преимущественно непрерывный поток / Predominantly continuous flow	Преимущественно непрерывный поток / Predominantly continuous flow
Страна / Country	США, Германия, Япония и др. / USA, Germany, Japan, etc.	США, Германия, Япония и др. / USA, Germany, Japan, etc.	США, Германия, Япония и др. / USA, Germany, Japan, etc.
Производительность / Efficiency	2–10 л/мин / 2–10 L/min	2–10 л/мин / 2–10 L/min	Зависит от комбинации устройств / Depends on the combination of devices
Тип батареи/питания / Battery/Power type	Внешние батареи, носимый контроллер, чрескожный кабель (дрейф) / External batteries, wearable controller, percutaneous cable (drift)	Аналогично LVAD / Similar to LVAD	Два контроллера/две батареи или единая система / Two controllers/two batteries or a single system
Статус/Испытания / Status/Trials	Широко клинически используются, одобрены для «моста» и целевой терапии / Widely used clinically, approved for “bridge” and targeted therapy	Клинически используются, но реже / They are used clinically, but less frequently	Клинически используются, но реже / They are used clinically, but less frequently
Осложнения (ключевые) / Complications (critical)	Инсульт, кровотечение, инфекция (дрейф), тромбоз, недостаточность правого желудочка / Stroke, bleeding, infection (drift), thrombosis, right ventricular insufficiency	Инфекция, тромбоз / Infection, thrombosis	Все осложнения, присущие LVAD и RVAD / All the complications inherent in LVAD and RVAD
Ограничения / Limitations	Не поддерживает правый желудочек, риск инфекции из-за дрейфа, требует наличия функционального сердца / It does not support the right ventricle, the risk of infection due to drift, requires a functional heart	Не поддерживает левый желудочек, риск инфекции, требует наличия функционального сердца / Does not support the left ventricle, risk of infection, requires a functional heart	Сложность управления двумя устройствами, высокая стоимость, два источника инфекции / The complexity of managing two devices, high cost, two sources of infection

Note: BiVAD – biventricular assist device; LVAD – left ventricular assist device; RVAD – right ventricular assist device.

лости вместо удалённого сердца, состояло из двух мембранных насосов, приводимых в действие через шток, соединённый с внешним электродвигателем и пропущенный через грудную стенку. Несмотря на то, что аппарат соответствовал по размерам сердцу животного и обеспечивал насосную функцию, подопытное животное прожило лишь 2,5 часа. Собака жила два с половиной часа. Причиной смерти стал тромбоз, а не неисправность работы насоса [8].

В США пионерские работы по созданию полностью искусственного сердца (ПИС) были развёрнуты в 1950-х годах под руководством Виллема Колффа в Кливлендской клинике. Параллельно активные исследования в этой области вёл аргентинский хирург Доминго Лиотта в Национальном университете Кордовы. В 1957 г. Колфф совместно с Тецудзо Акуцу успешно имплантировал собаке опытный образец ПИС. Благодаря совершенствованию конструкции к началу 1960-х гг. продолжительность жизни подопытных животных с имплантированным устройством превысила одни сутки. Значимым этапом стало запуск в 1964 г. Национальной программы по разработке искусственного сердца, инициированной Национальным институтом сердца, лёгких и крови США. Финансирование и координация программы стимулировали проведение масштабных экспериментальных исследований ПИС в ведущих научных центрах страны.

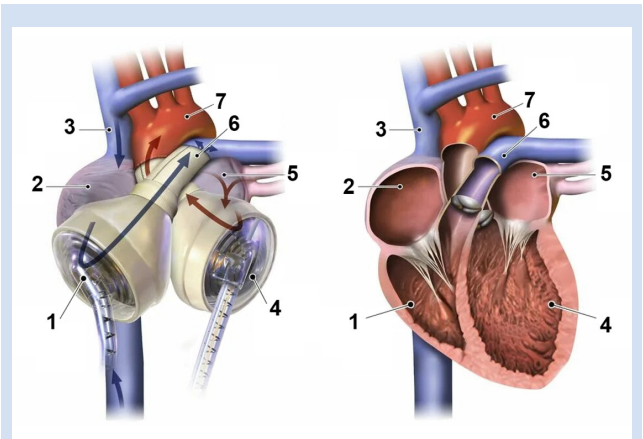


Рисунок 2. Полностью искусственное сердце заменяет оба желудочка и все сердечные клапаны (на примере SynCardia TAH (4. Reich, H., Czer, L., Bannykh, S., De Robertis, M., Wolin, E., Amersi, F., Moriguchi, J., Kobashigawa, J., & Arabia, F. (2015). Total Artificial Heart Bridge to Transplantation for a Patient with Occult Intracardiac Malignancy: Case Report. Transplantation Proceedings, 47(7), 2291–2294. <https://doi.org/10.1016/j.transproceed.2015.04.083>). 1 – правый желудочек, 2 – правое предсердие, 3 – полая вена, 4 – левый желудочек, 5 – левое предсердие, 6 – легочная артерия, 7 – аорта

Figure 2. Total Artificial Heart (TAH) replacing both ventricles and all heart valves (exemplified by the SynCardia TAH (4. Reich, H., Czer, L., Bannykh, S., De Robertis, M., Wolin, E., Amersi, F., Moriguchi, J., Kobashigawa, J., & Arabia, F. (2015). Total Artificial Heart Bridge to Transplantation for a Patient with Occult Intracardiac Malignancy: Case Report. Transplantation Proceedings, 47(7), 2291–2294. <https://doi.org/10.1016/j.transproceed.2015.04.083>). 1 – right ventricle (RV), 2 – right atrium (RA), 3 – vena cava, 4 – left ventricle (LV), 5 – left atrium (LA), 6 – pulmonary artery, 7 – aorta

Liotta-Cooley TAH (1969 г.)

В 1961 г. аргентинский хирург Доминго Лиотта начал работу над искусственным сердцем в Университете Кордобы, а затем был приглашен в лабораторию Майкла Дебейки в США.

Лиотта провел множество экспериментов на телятах с ограниченным успехом. Его устройство использовало внешний компрессор для циклической подачи и удаления сжатого воздуха из двух жестких камер объемом 100 мл, покрытых дакроном. Каждая камера была разделена на две половины – одна для крови, другая для сжатого воздуха.

В 1969 г. Дентон Кули и Лиотта впервые имплантировали ПИС в человека, 47-летнему пациенту [9]. Устройство функционировало 64 часа, обеспечивая гемодинамическую стабильность пациента, но он умер через 32 часа после трансплантации из-за сепсиса. В ходе операции отмечались гемолиз и прогрессирующая почечная недостаточность, обусловленные неудовлетворительной работой клапанов и свойствами внутреннего покрытия устройства. Несмотря на прорывной характер операции, Liotta-Cooley TAH не был признан успешным вследствие развития жизнеугрожающих осложнений.

Akutsu III TAH (1981 г.)

На основе предыдущего клинического опыта, команда под руководством Акуцу в Техасском кардиологическом институте разработала искусственное сердце Akutsu III. Как и устройство Liotta-Cooley TAH, оно использовало сжатый воздух и надувные воздушные мешки для перемещения крови, одна-

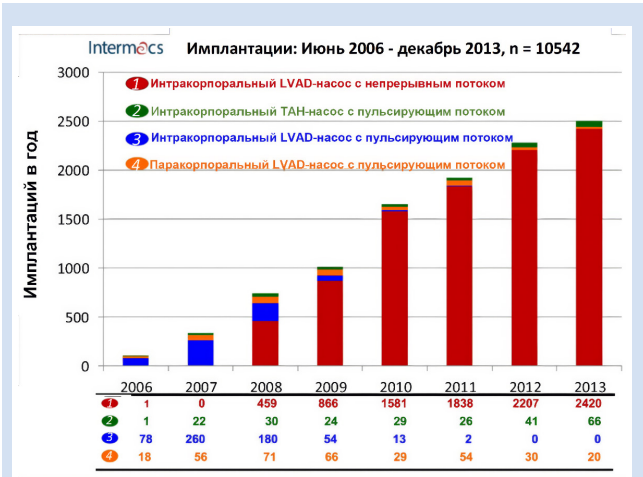


Рисунок 3. Сводная информация о количестве имплантируемых устройств (Lima, B., Mack, M., & Gonzalez-Stawinski, G. V. (2015). Ventricular assist devices: The future is now. Trends in Cardiovascular Medicine, 25(4), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2014.11.008>): LVAD – устройство для помощи левому желудочку; TAH – полностью искусственное сердце

Figure 3. Overview of implanted devices (Lima, B., Mack, M., & Gonzalez-Stawinski, G. V. (2015). Ventricular assist devices: The future is now. Trends in Cardiovascular Medicine, 25(4), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2014.11.008>): LVAD – left ventricular assist device; TAH – total artificial heart

ко поверхности, контактирующие с кровью, были изготовлены из гладкого сегментированного полиуретана и оснащены четырьмя пиролитическими углеродными дисковыми клапанами Bjork-Shiley. В 1981 г. после успешных испытаний на животных Akutsu III был имплантирован 36-летнему пациенту в качестве «моста к трансплантации» [10]. Устройство обеспечивало адекватную гемодинамическую поддержку, однако через 24 часа у пациента развилась тяжелая гипоксия. ПИС поддерживал жизнедеятельность в течение 55 часов до трансплантации, но пациент скончался спустя неделю от полиорганной недостаточности. Гемолиз во время имплантации отмечен не был, что, вероятно, связано с использованием усовершенствованных материалов.

Jarvik 7 ТАН (1982 г.)

Jarvik 7 ТАН был разработан Виллемом Колфом и Робертом Джарвиком в Университете Юты [11]. Конструкция аппарата напоминала таковую у Akutsu ТАН: камеры были изготовлены из сегментированного полиуретана, а на каждом входе и выходе устанавливались клапаны Bjork-Shiley. После успешных испытаний на крупных животных устройство получило одобрение FDA для клинического применения в качестве целевой терапии. Первая имплантация была выполнена в 1982 г. доктором У. ДеВрисом пациенту с терминальной сердечной недостаточностью, который прожил с устройством 112 дней [12]. В течение следующего года Jarvik 7 был имплантирован еще четырем пациентам, один из которых прожил 620 дней. Однако два пациента перенесли инсульты, а другие погибли от инфекционных осложнений, что указывает на повышенный риск инфекции при длительной поддержке.

В 1983 г. введение иммуносупрессора циклоспорина улучшило долгосрочную выживаемость после трансплантации сердца, что изменило фокус с разработки искусственного сердца на поддержку пациентов до трансплантации. В 1990 году испытания Jarvik 7 были временно приостановлены, но возобновились после усовершенствования устройства. С момента создания аппарат неоднократно модифицировался и переименовывался: первоначально он назывался Symbion Artificial Heart (1983–1991 гг.), затем – CardioWest C-70 ТАН (1991–2001 гг.), а современная версия известна как Syncardia Temporary ТАН (с 2001 г. по настоящее время) [13].

Поиск-10М (1986 г.)

В Советском Союзе разработка искусственного сердца и систем поддержки кровообращения началась в апреле 1966 г. с создания Лаборатории искусственного сердца и вспомогательного кровообращения под руководством профессора Валерия Ивановича Шумакова. В 1975 г. была принята пя-

тилетняя государственная программа «Искусственное сердце», что дало начало интенсивным исследованиям в этой области при участии ведущих предприятий оборонного комплекса страны. В этот период отечественные разработки достигли мирового уровня, особенно в отношении модели ПИС «Поиск-10М» [14].

Данная модель относилась к мембранному типу, имела эллипсоидную форму и была изготовлена из полиэфируретана. Она была оснащена дисковыми клапанами «ЭМИКС» отечественного производства. Рабочий объем протеза составлял 85–100 см³, что позволяло достичь производительности 12–13 л/мин. Масса модели колебалась от 200 до 220 г [15].

В период с 1981 по 1984 г. в НИИ трансплантологии и искусственных органов (НИИТиО) было проведено 45 имплантаций устройства «Поиск-10М» телятам. Продолжительность жизни животных составляла от 10 до 102 дней, в среднем – 43 дня. В 1982 г. теленок по кличке Олимп прожил 102 дня (в том же году в США была проведена первая имплантация искусственного сердца Барни Кларку). В 1986 г. впервые в СССР полностью искусственное сердце «Поиск-10М» было установлено человеку. В течение 7 дней протез обеспечивал адекватное кровообращение в организме пациентки, после чего начались необратимые осложнения. С 1987 по 1991 г. было выполнено 17 клинических имплантаций устройства «Поиск-10М». С 1993 г. в связи с экономическими трудностями дальнейшая разработка систем механической поддержки кровообращения в России была приостановлена, в то время как в мире эти исследования активно продолжались при поддержке государственных программ (США, Япония, Германия, Австрия, Польша) [14].

Современные разработки и достижения (2000–2020-е гг.)

С начала 2000-х гг. исследования в области ТАН продолжили активно развиваться. Вместе с улучшением материалов, таких как полимеры и титановый сплав, стали применяться миниатюрные насосы, которые значительно уменьшили размеры устройств и повысили их эффективность (табл. 2).

AbioCor (1990–2015 гг.)

AbioCor представляет собой полностью имплантируемое механическое устройство, обеспечивающее полную пульсирующую поддержку как левого, так и правого желудочков. Насос, изготовленный из титана и полиуретана, состоит из двух искусственных желудочков, четырёх трёхстворчатых клапанов и гидравлической насосной системы с приводом от двигателя. Контроллер регулирует скорость насоса [16]. AbioCor реагирует на физиологические изменения организма путём компенсационного изменения скорости вращения двигателя

и/или насоса. Энергия передаётся через кожу с помощью транскутанной системы передачи энергии, что минимизирует риск инфицирования, связанный с чрескожными проводниками. В состав имплантируемой системы входят насос, электронный контроллер и резервная батарея, обеспечивающая до 20 минут работы в автономном режиме. При подключении к внешнему источнику питания вну-

тренняя батарея непрерывно заряжается посредством беспроводной передачи энергии. Отсутствие чрескожных соединений снижает риск инфицирования. Устройство получило статус гуманитарного исключения от FDA и применяется в ограниченном числе медицинских центров США. Впервые имплантация AbioCor TAH человеку была произведена в 2001 г. [17], а позже было произведено ещё

Таблица 2. Обобщенная таблица характеристик TAH
Table 2. Generalized table of TAH characteristics

Параметр / Parameter	SynCardia TAH-t	Carmat TAH	ReinHeart TAH	BiVACOR TAH	CFTAH (Cleveland Clinic)	ПИС-МИЭТ / TAH developed by MIET
Тип насоса / Pump type	Пневматический, пульсирующий / Pneumatic, pulsating	Гидравлический, пульсирующий / Hydraulic, pulsating	Электрический линейный привод, пульсирующий / Electric linear actuator, pulsating	Роторный с магнитной левитацией, непрерывный поток / Rotary with magnetic levitation, continuous flow	Роторный, непрерывный поток / Rotary, continuous flow	Роторный, непрерывный поток / Rotary, continuous flow
Материалы / Materials	Полиуретан (корпус, мембрана) / Polyurethane (housing, membrane)	Биологическая мембрана (бычий перикард), титан, полимеры / Biological membrane (bovine pericardium), titanium, polymers	Полиуретан (корпус, мембрана) / Polyurethane (housing, membrane)	Титановый сплав, магниты / Titanium alloy, magnets	Титановый сплав, пластик / Titanium alloy, plastic	Титановый сплав, пластик / Titanium alloy, plastic
Пульсация / Ripple	Да / Yes	Да / Yes	Да / Yes	Нет (но может имитировать) / No (but it can simulate)	Нет (но может имитировать) / No (but it can simulate)	Нет / No
Страна / Country	США / USA	Франция / France	Германия / Germany	США / USA	США / USA	Россия / Russia
Производительность / Efficiency	До 9,5 л/мин	~2–9 л/мин	До 7,5 л/мин	До 10 л/мин (средн.), до 17 л/мин (пик.)	Регулируемая / Adjustable	Регулируемая / Adjustable
Тип батареи/питания / Battery/ Power type	Внешняя консоль, чрескожные приводы	Внешние батареи, чрескожный кабель	Внутренняя батарея (45 мин), внешние батареи (12 ч), беспроводная передача энергии	Внешние батареи, чрескожный кабель	Внешние батареи, чрескожный кабель / External batteries, percutaneous cable	Внешние батареи, чрескожный кабель / External batteries, percutaneous cable
Статус/Испытания / Status/Trials	Одобен (FDA, CE), >2000 имплантаций (человек) / Approved (FDA, CE), >2000 implants (human)	CE Mark, клин. испыт. (24+ пациента) / CE Mark, wedge. tested. (24+ patients)	Доклинические испытания (животные) / Preclinical trials (animals)	Доклинические испытания (животные) / Preclinical trials (animals)	Доклинические испытания (животные, телята) / Preclinical trials (animals, calves)	Стадия in vitro / In vitro stage
Осложнения / Complications	Инфекции (приводы), тромбоз, инсульт / Infections (cysts), thrombosis, stroke	Теоретически: отказ системы, тромбоз / Theoretically: system failure, thrombosis	Теоретически: отказ системы, тромбоз / Theoretically: system failure, thrombosis	Теоретически: дисбаланс потоков, тромбоз / Theoretically: flow imbalance, thrombosis	Гемолиз, тромбоз, долговечность / Hemolysis, thrombosis, longevity	Гемолиз, тромбоз, долговечность / Hemolysis, thrombosis, longevity
Ограничения / Limitations	Громоздкий, требует внешнего привода, только как «мост» / Bulky, requires an external drive, only as a “bridge”	Крупный размер, требует чрескожного кабеля / Large size, requires a percutaneous cable	Нет долгосрочных данных / No long-term data available	Нет долгосрочных данных, требует кардиоэктомии / No long-term data, durability issue	Нет долгосрочных данных, проблема долговечности	Ранняя стадия разработки / Early stage of development

Примечание: ПИС – полное искусственное сердце.
Note: TAH – total artificial heart.

несколько имплантаций. Максимальный срок выживаемости пациентов составил 17 месяцев. После смерти ключевого разработчика развитие проекта было прекращено в 2015 г.

SynCardia TAH-t

SynCardia TAH-t (разработан на основе моделей Jarvik 7 и CardioWest) представляет собой пульсирующий пневматический мембранный насос, который имплантируется в грудную клетку с полной заменой желудочков и четырёх клапанов. Каждый желудочек состоит из полиуретанового корпуса и четырёхслойной полиуретановой мембраны, разделяющей кровь и воздух. Мембраны приводятся в действие пневматически, а четыре механических дисковых клапана обеспечивают однонаправленный поток. Внешняя консоль, подключённая к устройству через чрескожные пневматические магистрали, обеспечивает давление воздуха, мониторинг работы устройства и резервное питание. Устройство выпускается в двух размерах с ударным объемом 70 и 50 мл. Модель большого объема предназначена для пациентов с площадью поверхности тела более 1,7 м², уменьшенная версия – для женщин и детей с площадью поверхности тела от 1,16 до 1,85 м² [18]. SynCardia TAH на сегодняшний день является единственным ПИС, одобренным в США, Европе и Канаде в качестве моста к трансплантации и к настоящему времени успешно использовалось более чем у 2 000 пациентов в разных странах [19].

Carmat TAH

Система Carmat – это гидравлическое ПИС, разработанное во Франции и получившее разрешение CE в качестве «моста к трансплантации» в 2020 г. Система состоит из левой и правой камер, отделённых от гидравлической камеры давления двухслойной биосовместимой мембраной из бычьего перикарда. Насосы, нагнетающие давление в гидравлических камерах, встроены в устройство, что увеличивает его размеры по сравнению с SynCardia. Кроме того, Carmat TAH обеспечивает попеременный выброс крови из левой и правой камер. Хотя для нагнетания давления не требуются чрескожные шланги, система нуждается в чрескожных кабелях для подачи электроэнергии. По состоянию на февраль 2022 г. система Carmat TAH была имплантирована 24 пациентам в рамках клинических испытаний [20].

ReinHeart TAH

ReinHeart TAH – это полностью имплантируемое ПИС с системой беспроводной передачи энергии, приводимое в действие полностью электрическим линейным двигателем, что исключает необходимость в механических подшипниках и шестернях. Обе камеры насосного блока имеют рабочий объем

60 мл и могут обеспечивать производительность до 7,5 л/мин [22]. Основная особенность ReinHeart – пассивно заполняемый насосный блок. Ползунок линейного двигателя соединён с двумя толкающими пластинами, которые воздействуют на камеры с кровью. При этом толкающие пластины отделены от камер, что позволяет им пассивно заполняться во время диастолы без необходимости в датчиках преднагрузки. Камера соответствия, соединённая с насосным блоком, снижает пики давления и предотвращает явления всасывания. Внутренний контроллер управляет насосным блоком и камерой соответствия, а также предоставляет информацию о состоянии системы. Кроме того, был разработан алгоритм управления, реагирующий на преднагрузку и постнагрузку, для устранения дисбаланса между лёгочным и системным кровообращением [23]. Таким образом, устройство ReinHeart может обеспечить индивидуальную помощь при различных физиологических состояниях. Система беспроводной чрескожной передачи энергии позволяет смещать катушку на 30 мм, что потенциально повышает удобство использования в повседневном уходе. Две внешние батареи могут обеспечить до 12 часов работы через эту систему, а внутренняя батарея может обеспечить 45 минут работы в случае отказа системы [25].

RealHeart TAH

RealHeart (Scandinavian Real Heart AB) – это новое, пульсирующее ПИС, разработанное для имитации работы естественного сердца. Оно состоит из двух независимо работающих поршневых насосов. Каждый насос имеет предсердие и желудочек, разделенные атриовентрикулярным клапаном. Движение атриовентрикулярной плоскости в сторону предсердий снижает давление в желудочках, что приводит к открытию каждого клапана и наполнению каждого желудочка. Движение атриовентрикулярной плоскости в сторону желудочков закрывает каждый атриовентрикулярный клапан и запускает выброс желудочков. Были проведены обширные исследования анатомического соответствия. В острой свиной модели RealHeart обеспечивал широкий диапазон сердечных выбросов с пульсирующей формой волны, сходной с формой потока в родном сердце [26].

BiVACOR TAH

Компания BiVACOR, Inc. разработала новый ПИС с непрерывным потоком. В отличие от ПИС предыдущего поколения, в системе BiVACOR используется технология роторного насоса для обеспечения бивентрикулярной поддержки. Устройство состоит из единого вращающегося диска на магнитной левитации, расположенного между раздельными камерами правого и левого желудочков.

По обе стороны диска расположены лопатки крыльчатки, которые одновременно генерируют независимые потоки из каждого желудочка. Уникальной особенностью устройства является способность изменять относительное осевое положение диска в зависимости от нагрузки на каждый желудочек. Такая конструкция обеспечивает пассивную адаптацию потока и динамический контроль баланса правого и левого выброса [28]. Например, увеличение преднагрузки правого желудочка смещает диск влево и увеличивает выброс правого желудочка, и наоборот. Магнитная левитация исключает необходимость в контактных подшипниках, а механизм непрерывного потока позволяет обойтись без односторонних клапанов при ожидаемом сроке службы до 10 лет. BiVACOR имплантируется ортотопически после нативной кардиоэктомии. В отличие от ПИС предыдущего поколения, уменьшенные размеры BiVACOR делают его подходящим для пациентов с площадью поверхности тела от 1,2 м². При хронической имплантации в эксперименте на телятах устройство обеспечивало пиковый поток до 17 л/мин и средний поток 10 л/мин. Алгоритм пульсирующего потока создавал пульсовое давление около 40 мм рт. ст. [29, 30]. У животных наблюдалась нормальная функция органов-мишеней. В настоящее время проводятся дополнительные доклинические исследования для получения разрешения на клинические испытания на людях. Бивентрикулярное замещение с физиологической гемодинамикой, автоматическим балансом правого и левого выводов и физиологическим контролем может оказать значительное влияние на лечение пациентов с угрожающей жизни бивентрикулярной недостаточностью.

CFTAH

Полностью искусственное сердце с непрерывным потоком (CFTAH), разрабатываемое в Кливлендской клинике, использует насосную технологию непрерывного потока [32]. Устройство размером 6×10 см изготовлено из биосовместимого титана и пластика и не содержит механических клапанов, гибких мембран, датчиков или исполнительных механизмов. Конструктивно насос представляет собой комбинированный правый и левый ротор, расположенные на общей оси. Осевое смещение ротора позволяет системе выравнивать давление между контурами кровообращения [33], а модуляция скорости вращения ротора позволяет создавать пульсации [34]. Для пациентов с малой площадью поверхности тела разработана педиатрическая версия устройства P-CFTAH. В настоящее время это устройство проходит этап клинических испытаний [35]. Эксперименты на телятах подтвердили жизнеспособность концепции, однако остаются нерешенными проблемы долговечности и обеспечения длительного срока работы батарей.

ПИС-МИЭТ

Национальный исследовательский университет «МИЭТ» при участии ООО «ДОНА-М» и ОАО «Зеленоградский инновационно-технологический центр» ведет разработку полностью искусственного сердца (ПИС-МИЭТ) на основе двух роторных насосов постоянного потока [36]. Имплантируемый модуль представляет собой единый корпус с двумя роторными насосами. Для правого и левого импеллеров реализована уникальная геометрия лопастей, обеспечивающая различные расходно-напорные характеристики при одинаковой скорости вращения роторов. В настоящее время ПИС-МИЭТ находится на стадии доклинических испытаний *in vitro* [37].

Hybrid Continuous-Flow TAH

Гибридное ПИС с непрерывным потоком сочетает два типа насосов – осевой и центробежный – в едином компактном корпусе, что обеспечивает высокую эффективность и надежность [38]. Осевой насос предназначен для легочной циркуляции, а центробежный – для системной. Устройство использует магнитные подшипники для минимизации трения и износа, что увеличивает срок службы насоса и снижает риск повреждения элементов крови. Система способна обеспечивать кровотоки от 1 до 6,5 л/мин с давлением от 10 до 150 мм рт. ст. для системной циркуляции при скорости вращения до 10 000 об/мин. Устройство успешно прошло испытания на животных, продемонстрировав стабильную работу и удовлетворительные гемодинамические параметры. Подтверждена способность системы поддерживать нормальное кровообращение. Устройство предназначено как для взрослых, так и для педиатрических пациентов [39] с сердечной недостаточностью и может использоваться как в качестве «моста к трансплантации», так и в качестве долгосрочной терапии. Хотя первоначально искусственные сердца создавались как «мост к трансплантации», конечной целью является разработка постоянного, полностью имплантируемого искусственного сердца, способного поддерживать жизнь пациента в течение неограниченного времени. Эта задача связана с многочисленными challenges, включая проблемы биосовместимости, долговечности, а также ограничения по энергоснабжению и размерам.

Преимущества полностью искусственного сердца перед трансплантацией сердца

Хотя трансплантация сердца остается «золотым стандартом» лечения терминальной сердечной недостаточности, она сопряжена с рядом фундаментальных ограничений, которые и обуславливают необходимость разработки альтернативы в виде ПИС, предназначенного для долгосрочной целевой терапии (destination therapy). Ключевые причины,

по которым успешно разработанное ПИС будет предпочтительнее трансплантации, включают ликвидацию дефицита донорских органов. Это основная и наиболее очевидная причина. Количество пациентов, нуждающихся в пересадке, на порядок превышает количество доступных донорских сердец. ПИС, как устройство, производимое промышленно, потенциально может быть доступно для всех нуждающихся пациентов, устраняя лист ожидания и связанную с ним высокую смертность.

Трансплантация требует пожизненного приема иммуносупрессивных препаратов для предотвращения отторжения трансплантата. Эти препараты имеют тяжелые побочные эффекты: повышенный риск инфекций, почечную недостаточность, развитие злокачественных новообразований, остеопороз и метаболические нарушения. ПИС, будучи механическим устройством из биосовместимых материалов, не вызывает реакцию отторжения, что полностью устраняет необходимость в иммуносупрессии и ее осложнениях. Трансплантация – это экстренная или срочная операция, зависящая от непредсказуемого появления подходящего донорского органа. Имплантацию ПИС можно проводить в плановом порядке, в оптимальное для пациента и хирургической команды время, после необходимой подготовки, что повышает безопасность процедуры.

Более того, можно расширить круг реципиентов. Многие пациенты с терминальной сердечной недостаточностью имеют абсолютные противопоказания к трансплантации (пожилой возраст, почечная недостаточность, некоторые виды онкологических заболеваний в анамнезе, системные инфекции). Для таких пациентов ПИС может стать единственным шансом на продление жизни.

Не менее важное – снижение инфекционных рисков. Современные разработки ПИС (ReinHeart, AbioCor) ориентированы на полностью имплантируемые системы с ТЕТ. Это позволяет ликвидировать чрескожные приводы и кабели, которые являются основным путем проникновения инфекции у пациентов с VAD и текущими моделями ТАН (например, SynCardia). Таким образом, перспективные ПИС могут быть более безопасны в отношении инфекционных осложнений по сравнению с текущими системами механической поддержки и даже с трансплантацией (где иммуносупрессия повышает уязвимость к инфекциям).

Следующий важный аспект применения ПИС связан с законом о донорстве органов. Использование ПИС позволяет избежать сложных этических вопросов, связанных с донорством органов.

Таким образом, идеальное ПИС для целевой терапии представляет собой не просто замену, а качественно лучшую альтернативу трансплантации, потенциально предлагая большее количество продленных лет жизни с более высоким ее качеством за

счет отсутствия иммуносупрессии и, в перспективе, меньшего количества связанных с устройством осложнений. Хотя на сегодняшний день трансплантация обеспечивает лучшие долгосрочные результаты, конечная цель разработки ПИС – превзойти ее по совокупности показателей безопасности, эффективности и доступности.

Обсуждение

Проведенный анализ исторического пути и современных тенденций в разработке полностью искусственного сердца позволяет выделить несколько четких логических этапов и фундаментальных проблемно-ориентированных парадигм, сменявших друг друга.

1. Эра пульсации и имитации (1930–2000-е). Первоначальная логика разработки была основана на простом и очевидном принципе: искусственное сердце должно максимально точно повторять морфологию и функцию естественного. Это привело к доминированию пульсирующих пневмо- и электромеханических устройств мембранного типа (Jarvik-7, SynCardia, «Поиск-10М»). Ключевыми решаемыми задачами на этом этапе были:

- Доказательство принципиальной возможности полной замены сердца на механическое устройство.
- Обеспечение адекватного сердечного выброса и гемодинамики.
- Выживание пациента в течение времени, достаточного для нахождения донорского органа.

Однако эта парадигма столкнулась с непреодолимыми ограничениями: громоздкость приводных систем, высокий риск тромбоза из-за сложной геометрии кровяных камер и мембран, механический износ и низкая долговечность. Эти устройства решили проблему «моста к трансплантации», но оказались непригодны для целевой терапии.

2. Смена парадигмы: от имитации к функциональности (2000-е–по н.в.). Осознание сложности пути слепого копирования природы привело к радикальной смене логики развития. Новой парадигмой стал принцип минимально достаточной функции: устройство должно эффективно прокачивать кровь, но не обязательно тем же способом, что и биологическое сердце. Это ознаменовало переход к компактным роторным насосам с непрерывным потоком (BiVACOR, CFTAN, ПИС-МИЭТ). Основные решаемые задачи нового этапа:

- Миниатюризация для расширения круга реципиентов (включая женщин и детей).
- Повышение надежности за счет отказа от сложной механики (клапанов, мембран) и перехода на бесконтактные подвесы (магнитная левитация).
- Увеличение срока службы устройства до 10 и более лет.
- Снижение риска тромбоза за счет оптимизации гидродинамики и гемосовместимых покрытий.

3. Ключевые нерешенные вопросы на современной повестке дня.

Несмотря на кардинальный сдвиг, ряд фундаментальных проблем остается открытым и определяет направления современных исследований:

- Является ли пульсирующий поток крови физиологически необходимым для долгосрочного здоровья сосудистой системы, печени, почек и головного мозга? Или достаточно адекватной перфузии органов непрерывным потоком? Современные устройства (BiVACOR, CFTAN) пытаются найти компромисс, имитируя пульсацию за счет модуляции скорости вращения ротора, но окончательного ответа нет.

- Естественное сердце тонко и мгновенно регулирует выброс правого и левого желудочков. Для ПИС создание полностью пассивной или автоматизированной системы, адаптивно балансирующей потоки без внешнего вмешательства, – ключевая инженерная и физиологическая задача.

- Окончательной целью является система, не имеющая чрескожных приводов или кабелей – основного пути для инфекций. Это требует развития технологий транскутанной передачи энергии и создания высокочастотных и безопасных имплантируемых аккумуляторов.

- Даже современные материалы и покрытия все еще могут провоцировать тромбообразование и гемолиз при многолетней непрерывной работе. Поиск идеально гемосовместимых материалов – одна из важнейших задач.

Таким образом, логика развития проблемы следует от простого копирования к функциональной оптимизации, а фокус сместился с решения задачи «выжить сейчас» к задачам «жить долго и качественно». Современные исследования носят междисциплинарный характер, объединяя достижения в области бионики, материаловедения, магнетизма и искусственного интеллекта для создания систем адаптивного управления.

Заключение

Разработка полностью искусственного сердца прошла сложный путь от первых экспериментов В.П. Демикова и В. Колффа до клинически одобренного устройства SynCardia и высокотехнологичных современных прототипов. Несмотря на значительный прогресс, подлинный успех в виде создания надежного, долговечного и универсального ПИС для “destination therapy” до сих пор не достигнут. Проведенный анализ позволяет констатировать, что современное состояние проблемы характеризуется переходом от объемных пульсирующих пневматических устройств к компактным роторным насосам с непрерывным потоком (BiVACOR, CFTAN, ПИС-МИЭТ). Преимущества в виде уменьшения размеров, повышения надеж-

ности за счет отказа от сложной механики и клапанов, а также потенциального увеличения срока службы. Ключевыми трендами являются использование магнитной левитации, полностью имплантируемых систем с транскутанной передачей энергии и разработка адаптивных алгоритмов управления, автоматически балансирующих работу правого и левого контуров кровообращения. Однако сохраняется ряд фундаментальных и технических вызовов. Во-первых, это проблема долговечности и обеспечения работы устройства без отказа на протяжении десяти и более лет. Во-вторых, остается открытым вопрос о необходимости пульсирующего потока крови для долгосрочного поддержания функции органов и сосудистой системы. В-третьих, острой является задача миниатюризации для обеспечения возможности имплантации подросткам и детям.

Таким образом, будущие исследования должны быть сконцентрированы на следующих направлениях:

1. Разработка и тестирование новых высокопрочных и гемосовместимых материалов.
2. Оптимизация гидродинамики насосов для минимизации гемолиза и тромбообразования.
3. Создание интеллектуальных систем управления, обеспечивающих физиологический ответ на изменение потребностей организма.
4. Проведение долгосрочных исследований на животных моделях для оценки влияния непрерывного потока на организм.
5. Уменьшение размеров и стоимости устройств для расширения потенциальной группы пациентов.

Решение этих задач позволит не только улучшить результаты временной поддержки, но и совершить качественный скачок – создать полностью искусственное сердце, которое станет реальной и жизнеспособной альтернативой трансплантации, кардинально улучшив прогноз и качество жизни миллионов пациентов с терминальной сердечной недостаточностью.

Конфликт интересов

Д.А. Сирота заявляет об отсутствии конфликта интересов. М.О. Жульков заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.В. Протопопов заявляет об отсутствии конфликта интересов. М.А. Суровцева заявляет об отсутствии конфликта интересов. Я.М. Смирнов заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование

Исследование выполнено в рамках проекта № 25-15-20002 (соглашение № 25-15-20002 от 21.05.2025 с Российским научным фондом и соглашение № 30-2025-000854 от 21.04.2025 с Министерством науки и инновационной политики Новосибирской области).

Информация об авторах

Сирота Дмитрий Андреевич, доктор медицинских наук заведующий научно-исследовательским отделом хирургии аорты, коронарных и периферических артерий института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург КХО №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 бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-9940-3541

Жульков Максим Олегович, кандидат медицинских наук научный сотрудник научно-исследовательского отдела хирургии аорты, коронарных и периферических артерий института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург КХО №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

Протопопов Андрей Владимирович, аспирант, младший научный сотрудник научно-исследовательского отдела хирургии аорты, коронарных и периферических артерий института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург КХО №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

Суровцева Мария Александровна, кандидат медицинских наук лаборант лаборатории экспериментальной хирургии и морфологии института экспериментальной биологии и медицины федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-4752-988X

Смирнов Ярослав Максимович, медицинский брат-анестезист отделения анестезиологии и реанимации для взрослого населения федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; студент лечебного факультета Института медицины и психологии В. Зельмана федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Новосибирский национальный исследовательский государственный университет», Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0009-0000-2435-9868

Вклад авторов в статью

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

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

Author Information Form

Sirota Dmitry A., MD, PhD, Head of the 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; 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 Healthcare of the Russian Federation Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-9940-3541

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

Protopopov Andrey V., Postgraduate Student, Junior 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** 0000-0002-2617-2447

Surovtseva Maria A., MD, PhD, Laboratory Assistant, Laboratory of Experimental Surgery and Morphology, Institute of Experimental Biology and Medicine, Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-4752-988X

Smirnov Yaroslav M., Anesthesia Nurse, Department of Anesthesiology and Intensive Care for Adult Patients, Federal State Budgetary Institution “Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; Medical Student, Faculty of Medicine, V. Zelman Institute of Medicine and Psychology, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education “Novosibirsk National Research State University”, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0009-0000-2435-9868

Author Contribution Statement

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

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

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

СМА – вклад в концепцию исследования, интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

СЯМ – вклад в концепцию исследования, интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

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

SMA – contribution to the concept of the study, data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

SyAM – contribution to the concept of the study, data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Vis, A., Arfaee, M., Khambati, H., Slaughter, M. S., Gummert, J. F., Overvelde, J. T. B., & Kluin, J. (2022). The ongoing quest for the first total artificial heart as destination therapy. *Nature Reviews Cardiology* 2022 19:12, 19(12), 813–828. <https://doi.org/10.1038/s41569-022-00723-8>
2. Hette, A. N., & Sobral, M. L. P. (2022). Mechanical Circulatory Assist Devices: Which Is the Best Device as Bridge to Heart Transplantation? *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, 37(5), 737–743. <https://doi.org/10.21470/1678-9741-2021-0562>
3. Kuroda, T., Miyagi, C., Fukamachi, K., & Karimov, J. H. (2023). Biventricular assist devices and total artificial heart: Strategies and outcomes. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 9(January), 1–6. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.972132>
4. Reich, H., Czer, L., Bannykh, S., De Robertis, M., Wolin, E., Amersi, F., Moriguchi, J., Kobashigawa, J., & Arabia, F. (2015). Total Artificial Heart Bridge to Transplantation for a Patient with Occult Intracardiac Malignancy: Case Report. *Transplantation Proceedings*, 47(7), 2291–2294. <https://doi.org/10.1016/j.transproceed.2015.04.083>
5. Goerlich, C. E., Frazier, O. H., & Cohn, W. E. (2016). Previous challenges and current progress—the use of total artificial hearts in patients with end-stage heart failure. *Expert Review of Cardiovascular Therapy*, 14(10), 1095–1098. <https://doi.org/10.1080/14779072.2016.1217154>
6. Lima, B., Mack, M., & Gonzalez-Stawinski, G. V. (2015). Ventricular assist devices: The future is now. *Trends in Cardiovascular Medicine*, 25(4), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2014.11.008>
7. Carrier, M., Moriguchi, J., Shah, K. B., Anyanwu, A. C., Mahr, C., Skipper, E., Cossette, M., & Noly, P.-E. (2021). Outcomes after heart transplantation and total artificial heart implantation: A multicenter study. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 40(3), 220–228. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2020.11.012>
8. Глянцев, С. П., & Вернер, А. (2022). ФЕНОМЕН ДЕМИХОВА. Рождение концепции вспомогательного кровообращения и ее реализации (Демихов В. П., 1937 – 1947 гг.) *PHENOMENON OF DEMIKHOV*. 14, 226–236.
9. Cooley, D. A., Liotta, D., Hallman, G. L., Bloodwell, R. D., Leachman, R. D., & Milam, J. D. (1969). Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *The American Journal of Cardiology*, 24(5), 723–730. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(69\)90460-3](https://doi.org/10.1016/0002-9149(69)90460-3)
10. Frazier OH, T. A., & DA, C. (1982). Total artificial heart (TAH) utilization in man. *ASAIO Journal*, 28(1), 534–538.
11. Kolff WJ. (1983). Artificial organs-forty years and beyond. *ASAIO Journal*, 28(1), 534–538.
12. DeVries, W. C., Anderson, J. L., Joyce, L. D., Anderson, F. L., Hammond, E. H., Jarvik, R. K., & Kolff, W. J. (1984). Clinical Use of the Total Artificial Heart. *New England Journal of Medicine*, 310(5), 273–278. <https://doi.org/10.1056/NEJM198402023100501>
13. Slepian, M. J. (2011). The SynCardia temporary total artificial heart-evolving clinical role and future status. *US Cardiology*, 8(1), 39–46. <https://doi.org/10.15420/usc.2011.8.1.39>
14. Itkin, G. P. (2014). Mechanical Circulatory Support: Problems, Solutions and New Directions. *Russian Journal of Transplantation and Artificial Organs*, 0(3), 76. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2014-3-76-84>
15. Heart, A. (1988). STATE OF ART PROBLEM OF ARTIFICIAL UNION * ORGANS IN THE SOVIET SHUMAKOV Director of the Research Institute of Transplantation and Artificial Organs , The USSR Ministry of Health , Moscow , USSR. 1469–1475.
16. Kung RTV, LS, Y., BD, O., SM, P., MP, M., & OH, F. (1995). Progress in the Development of the ABIOMED Total Artificial Heart. *ASAIO Journal*, 41(3), M245–8.
17. Dowling, R. D., Gray, L. A., Etoch, S. W., Laks, H., Marelli, D., Samuels, L., Entwistle, J., Couper, G., Vlahakes, G. J., Frazier, O. H., & Hetzer, R. (2004). Initial experience with the AbioCor Implantable Replacement Heart System. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 127(1), 131–141. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2003.07.023>
18. Patients, H. Y., Longer, L., & Better, L. (n.d.). Consultation Guide for the SynCardia temporary Total Artificial Heart What is the SynCardia TAH ?
19. SYNCARDIA TOTAL ARTIFICIAL HEART (STAH). (n.d.). Retrieved June 20, 2025, from <https://www.syncardia.com/syncardia-total-artificial-heart-stah.html>
20. <https://www.syncardia.com/syncardia-total-artificial-heart-stah.html>. (n.d.).
21. Schroder, J. N., McCartney, S. L., Jansen, P., Plichta, R., Katz, J. N., Smadja, D. M., Dewan, K. C., & Milano, C. A. (2023). The First Autoregulated Total Artificial Heart Implant in the United States. *Annals of Thoracic Surgery Short Reports*, 1(1), 185–187. <https://doi.org/10.1016/j.atssr.2022.09.007>
22. Ahmed, A., Wang, X., & Yang, M. (2020). Biocompatible materials of pulsatile and rotary blood pumps: A brief review. *Reviews on Advanced Materials Science*, 59(1), 322–339. <https://doi.org/10.1515/rams-2020-0009>
23. Koerfer, R., Spiliopoulos, S., Finocchiaro, T., Guersoy, D., Tenderich, G., & Steinseifer, U. (2014). Paving the way for destination therapy of end-stage biventricular heart failure: The ReinHeart total artificial heart concept. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 46(6), 935–936. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezu317>
24. Pelletier, B., Spiliopoulos, S., Finocchiaro, T., Graef, F., Kuipers, K., Laumen, M., Guersoy, D., Steinseifer, U., Koerfer, R., & Tenderich, G. (2015). System overview of the fully implantable destination therapy-ReinHeart-total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 47(1), 80–86. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezu321>
25. ReinHeart | Institute of Applied Medical Engineering | RWTH Aachen University. (n.d.). Retrieved June 20, 2025, from <https://www.ame.rwth-aachen.de/cms/ame/forschung/cve-kardiovaskulaere-technik/cve-projekte/abgeschlossene-projekte/~pbdm/cve-projekt-reinheart/?lidx=1>
26. Tenderich, G., Spiliopoulos, S., & Koerfer, R. (2017). Mechanical Circulatory Support in End-Stage Heart Failure. *Mechanical Circulatory Support in End-Stage Heart Failure*, 589–592. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-43383-7>
27. Szabo, Z., Holm, J., Najar, A., Hellers, G., Pieper, I. L., & Casimir Ahn, H. (2018). Scandinavian Real Heart (SRH) 11 Implantation as Total Artificial Heart (TAH)-Experimental Update. *Journal of Clinical & Experimental Cardiology*, 09(03), 9–12. <https://doi.org/10.4172/2155-9880.1000578>
28. Lindseth, R. O. (2002). The Next Wave of Mechanical

Circulatory Support Devices. *Cardiac Interventions Today*, 9(12), 9–15.

29. Ng, B. C., Smith, P. A., Nestler, F., Timms, D., Cohn, W. E., & Lim, E. (2017). Application of Adaptive Starling-Like Controller to Total Artificial Heart Using Dual Rotary Blood Pumps. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(3), 567–579. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1706-3>

30. Kleinheyer, M., Timms, D. L., Tansley, G. D., Nestler, F., Greatrex, N. A., Frazier, O. H., & Cohn, W. E. (2016). Rapid Speed Modulation of a Rotary Total Artificial Heart Impeller. *Artificial Organs*, 40(9), 824–833. <https://doi.org/10.1111/aor.12827>

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

32. BiVACOR, Inc. – Replacing Hearts. Restoring Lives. (n.d.). Retrieved June 20, 2025, from <https://bivacor.com/>

33. Squire, L. R. (2009). An innovative, sensorless, pulsatile, continuous-flow total artificial heart: device design and initial *in vitro* study. *Neuron*, 61(1), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2009.05.034>. AN

34. Wiesen, JonathaMoshe Ornstein2, Adriano R Tonelli1, Venu Menon3, and R. W., & Ashton. (2008). Speed Modulation of the Continuous-Flow Total Artificial Heart to Simulate a Physiologic Arterial Pressure Waveform. *Bone*, 23(1), 1–7. <https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3181e650f8>. Speed

35. Kuroda, T., Miyamoto, T., Miyagi, C., Polakowski, A. R.,

Flick, C. R., Kuban, B. D., Voros, G. B., Such, K., Fukamachi, K., & Karimov, J. H. (2022). Pulsatility hemodynamics during speed modulation of continuous-flow total artificial heart in a chronic *in vivo* model. *Artificial Organs*, 46(8), 1555–1563. <https://doi.org/10.1111/aor.14237>

36. Miyagi, C., Kuroda, T., Polakowski, A. R., Flick, C. R., Gao, S., Kuban, B. D., Karimov, J. H., & Fukamachi, K. (2024). Pediatric continuous-flow total artificial heart with rotor axial position tracking technology: First report of *in vivo* assessment. *JHLT Open*, 5, 100118. <https://doi.org/10.1016/j.jhlto.2024.100118>

37. Петухов, Д. С., Селищев, С. В., & Тельшев, Д. В. (2015). Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения. 5(293), 5–8.

38. Селищев, С. В., & Тельшев, Д. В. (2016). Проектирование полностью искусственного сердца на основе роторных насосов крови. 3(297).

39. Fox, C., Chopski, S., Murad, N., Allaire, P., Mentzer, R., Rossano, J., Arabia, F., & Throckmorton, A. (2018). Hybrid Continuous-Flow Total Artificial Heart. *Artificial Organs*, 42(5), 500–509. <https://doi.org/10.1111/aor.13080>

40. Fox, C. S., Palazzolo, T., Hirschhorn, M., Stevens, R. M., Rossano, J., Day, S. W., Tchanchaleishvili, V., & Throckmorton, A. L. (2022). Development of the Centrifugal Blood Pump for a Hybrid Continuous Flow Pediatric Total Artificial Heart: Model, Make, Measure. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 9(August), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.886874>

REFERENCES

1. Vis, A., Arfaee, M., Khambati, H., Slaughter, M. S., Gummert, J. F., Overvelde, J. T. B., & Kluin, J. (2022). The ongoing quest for the first total artificial heart as destination therapy. *Nature Reviews Cardiology* 2022 19:12, 19(12), 813–828. <https://doi.org/10.1038/s41569-022-00723-8>

2. Hette, A. N., & Sobral, M. L. P. (2022). Mechanical Circulatory Assist Devices: Which Is the Best Device as Bridge to Heart Transplantation? *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, 37(5), 737–743. <https://doi.org/10.21470/1678-9741-2021-0562>

3. Kuroda, T., Miyagi, C., Fukamachi, K., & Karimov, J. H. (2023). Biventricular assist devices and total artificial heart: Strategies and outcomes. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 9(January), 1–6. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.972132>

4. Reich, H., Czer, L., Bannykh, S., De Robertis, M., Wolin, E., Amersi, F., Moriguchi, J., Kobashigawa, J., & Arabia, F. (2015). Total Artificial Heart Bridge to Transplantation for a Patient with Occult Intracardiac Malignancy: Case Report. *Transplantation Proceedings*, 47(7), 2291–2294. <https://doi.org/10.1016/j.transproceed.2015.04.083>

5. Goerlich, C. E., Frazier, O. H., & Cohn, W. E. (2016). Previous challenges and current progress—the use of total artificial hearts in patients with end-stage heart failure. *Expert Review of Cardiovascular Therapy*, 14(10), 1095–1098. <https://doi.org/10.1080/14779072.2016.1217154>

6. Lima, B., Mack, M., & Gonzalez-Stawinski, G. V. (2015). Ventricular assist devices: The future is now. *Trends in Cardiovascular Medicine*, 25(4), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2014.11.008>

7. Carrier, M., Moriguchi, J., Shah, K. B., Anyanwu, A. C., Mahr, C., Skipper, E., Cossette, M., & Noly, P.-E. (2021). Outcomes after heart transplantation and total artificial heart implantation: A multicenter study. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 40(3), 220–228. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2020.11.012>

8. Глянцев, С. П., & Вернер, А. (2022). ФЕНОМЕН ДЕМИХОВА . Рождение концепции вспомогательного кровообращения и ее реализация (Демихов В . П ., 1937 – 1947 гг .) PHENOMENON OF DEMIKHOV . 14, 226–236.

9. Cooley, D. A., Liotta, D., Hallman, G. L., Bloodwell, R. D., Leachman, R. D., & Milam, J. D. (1969). Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *The American Journal of Cardiology*, 24(5), 723–730. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(69\)90460-3](https://doi.org/10.1016/0002-9149(69)90460-3)

10. Frazier OH, T. A., & DA, C. (1982). Total artificial heart

(TAH) utilization in man. *ASAIO Journal*, 28(1), 534–538.

11. Kolff WJ. (1983). Artificial organs-forty years and beyond. *ASAIO Journal*, 28(1), 534–538.

12. DeVries, W. C., Anderson, J. L., Joyce, L. D., Anderson, F. L., Hammond, E. H., Jarvik, R. K., & Kolff, W. J. (1984). Clinical Use of the Total Artificial Heart. *New England Journal of Medicine*, 310(5), 273–278. <https://doi.org/10.1056/NEJM19840203100501>,

13. Slepian, M. J. (2011). The SynCardia temporary total artificial heart-evolving clinical role and future status. *US Cardiology*, 8(1), 39–46. <https://doi.org/10.15420/usc.2011.8.1.39>

14. Itkin, G. P. (2014). Mechanical Circulatory Support: Problems, Solutions and New Directions. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*, 0(3), 76. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2014-3-76-84>

15. Heart, A. (1988). STATE OF ART PROBLEM OF ARTIFICIAL UNION * ORGANS IN THE SOVIET SHUMAKOV Director of the Research Institute of Transplantology and Artificial Organs , The USSR Ministry of Health , Moscow , USSR. 1469–1475.

16. Kung RTV, LS, Y., BD, O., SM, P., MP, M., & OH, F. (1995). Progress in the Development of the ABIOMED Total Artificial Heart. *ASAIO Journal*, 41(3), M245–8.

17. Dowling, R. D., Gray, L. A., Etoch, S. W., Laks, H., Marelli, D., Samuels, L., Entwistle, J., Couper, G., Vlahakes, G. J., Frazier, O. H., & Hetzer, R. (2004). Initial experience with the AbioCor Implantable Replacement Heart System. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 127(1), 131–141. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2003.07.023>

18. Patients, H. Y., Longer, L., & Better, L. (n.d.). Consultation Guide for the SynCardia temporary Total Artificial Heart What is the SynCardia TAH ?

19. SYNCARDIA TOTAL ARTIFICIAL HEART (STAH). (n.d.). Retrieved June 20, 2025, from <https://www.syncardia.com/syncardia-total-artificial-heart-stah.html>

20. <https://www.syncardia.com/syncardia-total-artificial-heart-stah.html>. (n.d.).

21. Schroder, J. N., McCartney, S. L., Jansen, P., Plichta, R., Katz, J. N., Smadja, D. M., Dewan, K. C., & Milano, C. A. (2023). The First Autoregulated Total Artificial Heart Implant in the United States. *Annals of Thoracic Surgery Short Reports*, 1(1), 185–187. <https://doi.org/10.1016/j.atssr.2022.09.007>

22. Ahmed, A., Wang, X., & Yang, M. (2020). Biocompatible materials of pulsatile and rotary blood pumps: A brief review. *Reviews on Advanced Materials Science*, 59(1), 322–339. <https://doi.org/10.1016/j.rams.2020.05.007>

doi.org/10.1515/rams-2020-0009

23. Koerfer, R., Spiliopoulos, S., Finocchiaro, T., Guersoy, D., Tenderich, G., & Steinseifer, U. (2014). Paving the way for destination therapy of end-stage biventricular heart failure: The ReinHeart total artificial heart concept. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 46(6), 935–936. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezu317>

24. Pelletier, B., Spiliopoulos, S., Finocchiaro, T., Graef, F., Kuipers, K., Laumen, M., Guersoy, D., Steinseifer, U., Koerfer, R., & Tenderich, G. (2015). System overview of the fully implantable destination therapy-ReinHeart-total artificial heart. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 47(1), 80–86. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezu321>

25. ReinHeart | Institute of Applied Medical Engineering | RWTH Aachen University. (n.d.). Retrieved June 20, 2025, from <https://www.ame.rwth-aachen.de/cms/ame/forschung/cve-kardiovaskulaere-technik/cve-projekte/abgeschlossene-projekte/~pbdm/cve-projekt-reinheart/?lidx=1>

26. Tenderich, G., Spiliopoulos, S., & Koerfer, R. (2017). Mechanical Circulatory Support in End-Stage Heart Failure. *Mechanical Circulatory Support in End-Stage Heart Failure*, 589–592. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-43383-7>

27. Szabo, Z., Holm, J., Najjar, A., Hellers, G., Pieper, I. L., & Casimir Ahn, H. (2018). Scandinavian Real Heart (SRH) 11 Implantation as Total Artificial Heart (TAH)-Experimental Update. *Journal of Clinical & Experimental Cardiology*, 09(03), 9–12. <https://doi.org/10.4172/2155-9880.1000578>

28. Lindseth, R. O. (2002). The Next Wave of Mechanical Circulatory Support Devices. *Cardiac Interventions Today*, 9(12), 9–15.

29. Ng, B. C., Smith, P. A., Nestler, F., Timms, D., Cohn, W. E., & Lim, E. (2017). Application of Adaptive Starling-Like Controller to Total Artificial Heart Using Dual Rotary Blood Pumps. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(3), 567–579. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1706-3>

30. Kleinheyer, M., Timms, D. L., Tansley, G. D., Nestler, F., Greatrex, N. A., Frazier, O. H., & Cohn, W. E. (2016). Rapid Speed Modulation of a Rotary Total Artificial Heart Impeller. *Artificial Organs*, 40(9), 824–833. <https://doi.org/10.1111/aor.12827>

31. Kleinheyer, M., Greatrex, N., Nestler, F., & Timms, D. L. (2023). BiVACOR Total Artificial Heart and Future Concepts.

Mechanical Circulatory Support, 1–17. https://doi.org/10.1007/978-3-030-86172-8_14-1

32. BiVACOR, Inc. – Replacing Hearts. Restoring Lives. (n.d.). Retrieved June 20, 2025, from <https://bivacor.com/>

33. Squire, L. R. (2009). An innovative, sensorless, pulsatile, continuous-flow total artificial heart: device design and initial in vitro study. *Neuron*, 61(1), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2009.05.034>.AN

34. Wiesen, JonathaMoshe Ornstein2, Adriano R Tonelli1, Venu Menon3, and R. W., & Ashton. (2008). Speed Modulation of the Continuous-Flow Total Artificial Heart to Simulate a Physiologic Arterial Pressure Waveform. *Bone*, 23(1), 1–7. <https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3181e650f8>.Speed

35. Kuroda, T., Miyamoto, T., Miyagi, C., Polakowski, A. R., Flick, C. R., Kuban, B. D., Voros, G. B., Such, K., Fukamachi, K., & Karimov, J. H. (2022). Pulsatility hemodynamics during speed modulation of continuous-flow total artificial heart in a chronic in vivo model. *Artificial Organs*, 46(8), 1555–1563. <https://doi.org/10.1111/aor.14237>

36. Miyagi, C., Kuroda, T., Polakowski, A. R., Flick, C. R., Gao, S., Kuban, B. D., Karimov, J. H., & Fukamachi, K. (2024). Pediatric continuous-flow total artificial heart with rotor axial position tracking technology: First report of in vivo assessment. *JHLT Open*, 5, 100118. <https://doi.org/10.1016/j.jhlto.2024.100118>

37. Петухов, Д. С., Селищев, С. В., & Тельшев, Д. В. (2015). Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения. 5(293), 5–8.

38. Селищев, С. В., & Тельшев, Д. В. (2016). Проектирование полностью искусственного сердца на основе роторных насосов крови. 3(297).

39. Fox, C., Chopski, S., Murad, N., Allaire, P., Mentzer, R., Rossano, J., Arabia, F., & Throckmorton, A. (2018). Hybrid Continuous-Flow Total Artificial Heart. *Artificial Organs*, 42(5), 500–509. <https://doi.org/10.1111/aor.13080>

40. Fox, C. S., Palazzolo, T., Hirschhorn, M., Stevens, R. M., Rossano, J., Day, S. W., Tchanchaleishvili, V., & Throckmorton, A. L. (2022). Development of the Centrifugal Blood Pump for a Hybrid Continuous Flow Pediatric Total Artificial Heart: Model, Make, Measure. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 9(August), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.886874>

Для цитирования: Сирота Д.А., Жульков М.О., Протопопов А.В., Суровцева М.А., Смирнов Я.М. Полностью искусственное сердце. Обзор литературы. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2025;14(4): 241-255. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-4-241-255

To cite: Sirota D.A., Zhulkov M.O., Protopopov A.V., Surovtseva M.A., Smirnov Ya.M. Total artificial heart. Review. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2025;14(4): 241-255. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-4-241-255