

Исследование новой технологии поверхностной модификации подшипникового узла отечественного устройства механической поддержки кровообращения

М.О. Жульков¹, М.С. Носов², А.В. Протопопов¹, Я.М. Смирнов¹, А.Г. Макаев¹, А.Д. Лиманский¹, Д.А. Сирота^{1,3}

Для корреспонденции: Андрей Владимирович Протопопов, andrew-uss@yandex.ru

Поступила в редакцию 23 сентября 2025 г. Исправлена 4 декабря 2025 г. Принята к печати 17 декабря 2025 г.

Цитировать: Жульков М.О., Носов М.С., Протопопов А.В., Смирнов Я.М., Макаев А.Г., Лиманский А.Д., Сирота Д.А. Исследование новой технологии поверхностной модификации подшипникового узла отечественного устройства механической поддержки кровообращения. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2025;29(4): 13-24. <https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-4-13-24>

Финансирование

Исследование выполнено в рамках проекта № 25-15-20002 (соглашение № 25-15-20002 от 21 мая 2025 г. с Российским научным фондом и соглашение № 30-2025-000854 от 21 апреля 2025 г. с Министерством науки и инновационной политики Новосибирской области).

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Вклад авторов

Концепция и дизайн работы: М.О. Жульков

Сбор и анализ данных: М.О. Жульков, М.С. Носов, А.В. Протопопов

Статистическая обработка данных: А.В. Протопопов, Я.М. Смирнов, А.Г. Макаев, А.Д. Лиманский

Написание статьи: М.О. Жульков, М.С. Носов, А.В. Протопопов

Исправление статьи: М.О. Жульков, М.С. Носов, А.В. Протопопов

Утверждение окончательного варианта статьи: все авторы

ORCID

М.О. Жульков, <https://orcid.org/0000-0001-7976-596X>

М.С. Носов, <https://orcid.org/0009-0003-2694-582X>

А.В. Протопопов, <https://orcid.org/0000-0002-2617-2447>

Я.М. Смирнов, <https://orcid.org/0009-0000-2435-9868>

А.Г. Макаев, orcid.org/0000-0002-0678-1026

А.Д. Лиманский, <https://orcid.org/0000-0003-4641-632X>

Д.А. Сирота, <https://orcid.org/0000-0002-9940-3541>

© Жульков М.О., Носов М.С., Протопопов А.В., Смирнов Я.М., Макаев А.Г., Лиманский А.Д., Сирота Д.А., 2025



¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

² Институт биофизики будущего. Лаборатория передовых решений в области биофизики и автоматизации, Долгопрудный, Российская Федерация

³ Кафедра сердечно-сосудистой хирургии факультета повышения квалификации и профессиональной переподготовки ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

Аннотация

Актуальность. Проведено исследование эффективности модификации поверхностей трения, контактирующих с кровью, посредством нанесения углеводородного покрытия, легированного кремнием и кислородом (а-С:H:SiO_x), отечественного осевого насоса крови левого желудочка, входящего в состав медицинского изделия «Комплекс универсальный для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца "СТРИМ КАРДИО"».

Цель. Экспериментальная оценка *in vivo* износостойкости и гемосовместимости отечественного осевого насоса «СТРИМ-КАРДИО» с нанесенным а-С:H:SiO_x-покрытием.

Методы. Покрытие нанесено методом плазмохимического осаждения. В серии подострых экспериментов на свиньях ($n = 3$) продолжительностью до 5 суток оценивались параметры работы насоса и гемостаза.

Результаты. В ходе экспериментов показана стабильная работа устройства с производительностью 4,5 [4,0; 5,0] л/мин при 7222 [6900; 7500] об/мин, отсутствие значимого роста потребляемой мощности насоса левого желудочка и тромбообразования.

Заключение. Покрытие в ходе экспериментальных операций продемонстрировало высокую износостойкость и гемосовместимость.

Ключевые слова: гемосовместимость; механическая поддержка кровообращения; покрытия

Assessment of a new technology for surface modification of the bearing unit of a domestically produced mechanical circulatory support device

Maksim O. Zhulkov¹, Mikhail S. Nosov², Andrey V. Protopopov¹, Yaroslav M. Smirnov¹, Alexander G. Makaev¹, Alexey D. Limanskiy¹, Dmitry A. Sirota^{1,3}

Corresponding author: Andrey V. Protopopov, andrew-uss@yandex.ru

Received 23 September 2025. Revised 4 December 2025.

Accepted 17 December 2025.

How to cite: Zhulkov M.O., Nosov M.S., Protopopov A.V., Smirnov Ya.M., Makaev A.G., Limanskiy A.D., Sirota D.A. Assessment of a new technology for surface modification of the bearing unit of a domestically produced mechanical circulatory support device. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2025;29(4): 13-24. (In Russ.) <https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-4-13-24>

Funding

The study was carried out within the framework of project No. 25-15-20002 (agreement No. 25-15-20002 dated May 21, 2025 with the Russian Science Foundation and agreement No. 30-2025-000854 dated April 21, 2025 with the Ministry of Science and Innovation Policy of the Novosibirsk Region).

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Contribution of the authors

Conception and study design: M.O. Zhulkov

Data collection and analysis: M.O. Zhulkov, M.S. Nosov, A.V. Protopopov

Statistical analysis: A.V. Protopopov, Ya. M. Smirnov, A.G. Makaev, A.D. Limanskiy

Drafting the article: M.O. Zhulkov, M.S. Nosov, A.V. Protopopov

Critical revision of the article: M.O. Zhulkov, M.S. Nosov, A.V. Protopopov

Final approval of the version to be published: M.O. Zhulkov, M.S. Nosov, A.V. Protopopov, Ya.M. Smirnov, A.G. Makaev, A.D. Limanskiy, D.A. Sirota

ORCID

M.O. Zhulkov, <https://orcid.org/0000-0001-7976-596X>

M.S. Nosov, <https://orcid.org/0009-0003-2694-582X>

A.V. Protopopov, <https://orcid.org/0000-0002-2617-2447>

Ya.M. Smirnov, <https://orcid.org/0009-0000-2435-9868>

A.G. Makaev, orcid.org/0000-0002-0678-1026

A.D. Limanskiy, <https://orcid.org/0000-0003-4641-632X>

D.A. Sirota, <https://orcid.org/0000-0002-9940-3541>

© 2025 Zhulkov et al.



¹ Meshalkin National Medical Research Center, Novosibirsk, Russian Federation

² Institute of Biophysics of the Future. Laboratory of Advanced Solutions in Biophysics and Automation, Dolgoprudny, Russian Federation

³ Department of Cardiovascular Surgery of the Faculty of Advanced Training and Professional Development, Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russian Federation

Abstract

Background: This study investigated the efficacy of surface modification for blood-contacting friction pairs in a domestically produced axial pump of a left ventricular assist device (LVAD) by applying a hydrocarbon coating doped with silicon and oxygen (a-C:H:SiO_x). The LVAD represents a part of the medical product "Universal Complex for Mechanical Support of the Left and Right Ventricular Pump Function 'STREAM CARDIO'".

Objective: This study was aimed to *in vivo* experimental assessment of endurance and hemocompatibility of the domestically produced axial pump "STREAM CARDIO" with applied a-C:H:SiO_x coating.

Methods: The coating was applied using plasma-enhanced chemical vapor deposition. A series of subacute experiments on pigs (n = 3) lasting up to 5 days were conducted to assess pump performance and hemostasis parameters.

Results: The experiments demonstrated stable device operation with a flow rate of 4.5 [4.0; 5.0] L/min at 7222 [6900; 7500] rpm. No significant increase in power consumption of left ventricular assist device and thrombus formation was revealed.

Conclusion: The tested coating has demonstrated high endurance and hemocompatibility in experiments.

Keywords: coatings; hemocompatibility; mechanical circulatory support

Введение

Эпидемиология хронической сердечной недостаточности (ХСН) свидетельствует о необходимости применения более эффективных методов лечения терминальной стадии ХСН. Одним из таких решений является использование имплантируемых устройств вспомогательного кровообращения [1]. На сегодняшний день единственной отечественной

имплантируемой системой вспомогательного кровообращения, представленной на рынке, является «Комплекс универсальный для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца "СТРИМ КАРДИО"», разработанный ООО «ДОНА-М» и ООО «БИОСОФТ-М» при участии ФГБУ «НМИЦ ТИО им. ак. В.И. Шумакова» Минздрава России (рис. 1) [2].

Данное устройство при сопоставимой эффективности и безопасности дешевле зарубежных аналогов, положительно зарекомендовало себя не только в качестве «моста к трансплантации», но и как надежное устройство для реализации стратегии “destination therapy” у пациентов с противопоказаниями к трансплантации сердца [3].

Насос левого желудочка (НЛЖ) относится к классу насосов осевого типа для механической поддержки кровообращения. В этом классе устройств хорошо известны насосы HeartMate II (Abbott, США) и INCOR (Berlin Heart, Германия), которые широко применялись в клинической практике. Среди поверхностей трения, взаимодействующих с кровью, наиболее критичными являются поверхности подшипников скольжения подвеса ротора насоса. Эти узлы обеспечивают ресурс устройства с точки зрения надежности, поскольку ротор насоса постоянно вращается со скоростью несколько тысяч оборотов в минуту, а насос потенциально должен работать в необслуживаемом режиме в течение нескольких лет. В известных насосах были реализованы различные подходы к конструкциям подвеса ротора. В насосе INCOR реализован активный магнитный подвес (левитация) ротора, в то время как в насосе HeartMate II использованы механические опоры сферического типа [4].

При анализе и конструировании подвесов ротора для осевого насоса крови следует иметь в виду тот факт, что правильно спроектированный для имеющихся условий эксплуатации подвес должен работать в гидродинамическом режиме без дополнительной смазки. Однако необходимо иметь запас износостойкости поверхностей подвеса ротора для экстремальных ситуаций при выходе на режим гидродинамического трения (например, запуск насоса или серьезные ускорения в результате падения пациента с имплантированным насосом и т.д.) Отсутствие запаса износостойкости при эксплуатации будет приводить к повышенному износу поверхностей трения в моменты отсутствия гидродинамического трения, к изменению геометрии подвижной и неподвижной частей подвеса за счет износа и, как следствие, к невозможности выхода на стабильный гидродинамический режим работы и дальнейшему разрушению конструкции.

В насосе HeartMate II сферическая выпуклая часть опоры изготовлена из сапфира (рубина), а вогнутая часть – из карбида кремния. Материалы обладают отличной износостойкостью и теплопроводностью, однако крайне сложны в механической обработке. На начальном этапе проектирования отечественного

осевого насоса крови была предложена иная концепция механических подшипников скольжения ротора осевого насоса: опоры были выполнены из сплава CoCrMo (кобальт-хром-молибденовый сплав), а для обеспечения требуемой износостойкости рабочие поверхности опор были модифицированы путем нанесения алмазоподобного покрытия. Уже первые эксперименты с такой конструкцией опор показали обнадеживающие результаты [5].

Модификация поверхности сферических подшипников скольжения осевого насоса крови влияет на целый ряд факторов, определяющих качество эксплуатации в режиме гидродинамического трения и их долговечность соответственно. Алмазоподобная пленка может неравномерно распределяться по поверхности опор, пленка влияет на изначальную шероховатость поверхности. Механические свойства пленки, ее износостойкость и толщина зависят от используемого метода нанесения. Указанные недостатки технологического процесса требуют внедрения трудоемких контрольных операций в целях обеспечения высокого уровня качества и надежности. Использование новых современных методов модификации поверхностей трения опор ротора алмазоподобными пленками позволяет существенно улучшить долговечность и надежность опор (и соответственно насоса в целом) в процессе длительной эксплуатации.

Данная статья посвящена исследованию НЛЖ осевого типа с подшипниками скольжения, рабочая поверхность которых модифицирована углеродным покрытием, нанесенным по инновационной технологии, разработанной в Институте сильноточной электроники СО РАН (Томск).

Изучаемое покрытие характеризуется стабильными поверхностными характеристиками и возможностью управления основными физико-механическими свойствами, что открывает новые возможности качественной модификации поверхностей трения [6]. Одним из наиболее распространенных способов модификации поверхности является нанесение функциональных покрытий, например покрытий на основе углерода, обеспечивающих придание комплекса уникальных физико-механических, трибологических, антикоррозионных и медико-биологических свойств [7–11].

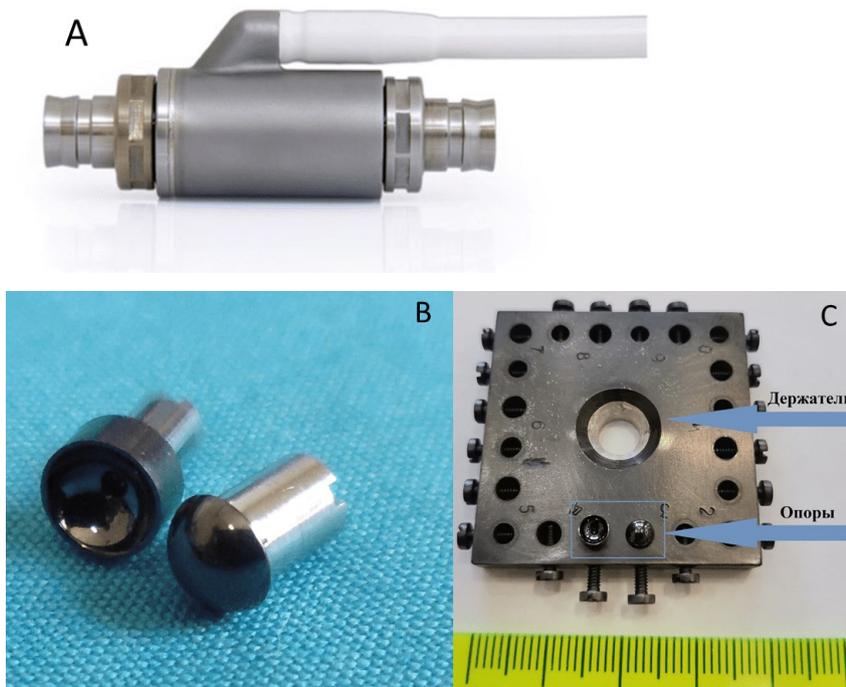
Целью данного исследования была экспериментальная оценка *in vivo* износостойкости и гемосовместимости отечественного осевого насоса «СТРИМ-КАРДИО» с нанесенным а-C:H:SiO_x-покрытием. Мы предположили, что нанесенное покрытие обеспе-

Рис. 1. Детали насоса левого желудочка:

А – насос левого желудочка сердца в комплекте с канюлями для лабораторных испытаний [2];

В – подшипниковые опоры скольжения с нанесенным $a-C:H:SiO_x$ -покрытием, установленные в технологическую оснастку для нанесения покрытия;

С – сферические опоры скольжения насоса левого желудочка с модифицированной поверхностью



чит высокую износостойкость узла трения в условиях циркуляции крови и не вызовет значительных нарушений в системе гемостаза.

Методы

Дизайн исследования

Дизайн исследования представлял собой серию острых и подострых натуральных экспериментов на свиньях ($n = 3$) с имплантацией насоса по оригинальной схеме «аорта – аорта». Основными оцениваемыми параметрами были износостойкость покрытия подшипникового узла (косвенно, по стабильности потребляемой мощности) и его гемосовместимость (отсутствие тромбообразования, стабильность параметров гемостаза) до 5 суток. В данной работе для модификации поверхностей использовались углеводородные покрытия с кремнием и кислородом ($a-C:H:SiO_x$). Нанесение покрытий производилось с помощью вакуумного ионно-плазменного оборудования, оснащенного плазмогенератором. В качестве плазмообразующего прекурсора для получения покрытий использовался полифенилметилсилоксан. Подробно процесс осаждения описан в работе [12]. Уход, обеспечение эксперимента, наблюдение и вывод животного из него выполняли в соответствии с Европейской конвенцией о защите позвоночных животных, используемых для экспериментов или в иных научных целях (Страсбург, 18 марта 1986 г.). Проведение экспериментального исследования

было одобрено локальной комиссией по биоэтике (протокол № 2 от 30 июня 2025 г.). Соблюдены требования приказа Минздрава России от 18 мая 2021 г. № 464н «Об утверждении Правил проведения лабораторных исследований» и ГОСТ 33044–2014 «Межгосударственный стандарт. Принципы надлежащей лабораторной практики».

Модификация поверхности подшипниковых опор

Покрытие наносилось на поверхности трения подшипниковых опор, изготовленных из сплава CoCrMo, испытывающих высокие эксплуатационные нагрузки. На рис. 1, В представлена фотография подшипниковых опор после нанесения $a-C:H:SiO_x$ -покрытия.

Экспериментальные животные и условия содержания

В качестве животной модели для проведения серии экспериментов были использованы свиньи породы ландрас ($n = 3$) массой 85 [82; 87] кг в возрасте 7–8 месяцев. В день эксперимента животным натошак выполняли премедикацию (золетил-100 в дозе 5–7 мг/кг внутримышечно). После наступления сна подготавливали операционное поле и область катетеризации сосудов шеи. Затем животных транспортировали на операционный стол и закрепляли в положении «на спине» для последующей интубации

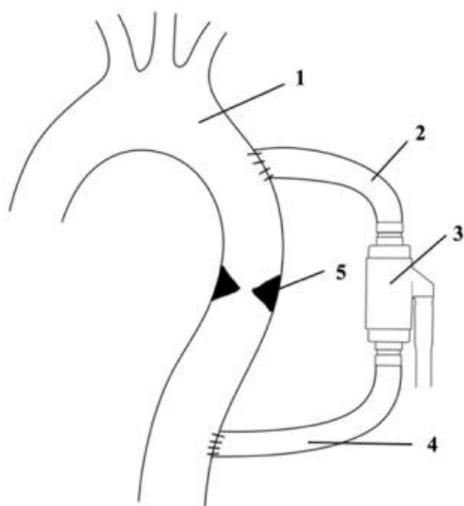


Рис. 2. Схема имплантации насоса левого желудочка для механической поддержки кровообращения: 1 – нисходящий отдел аорты; 2 – приточная магистраль устройства; 3 – насос; 4 – отточная магистраль устройства; 5 – регулируемый клапан-турникет

трахеи, установки центрального артериального и венозного катетеров. Эксперимент выполняли в условиях эндотрахеального наркоза севофлюраном и миорелаксации (рокурония бромид). Искусственную вентиляцию легких проводили с помощью наркозно-дыхательного аппарата FabiusPlus (Draeger, Германия) с положительным давлением на вдохе (20–30 см вод. ст.) и на выдохе (5–8 см вод. ст.), с дыхательным объемом 8 мл/кг, с частотой 12–14 дыханий в минуту. Параметры жизнедеятельности фиксировали с помощью монитора типа IntelliVue MP70 (Philips, Нидерланды). Во время экспериментов проводили мониторинг инвазивного артериального давления, нарушений ритма сердца (электрокардиография), температуры. Анализ крови проводили с помощью автоматического гематологического анализатора XT-4000i (Sysmex, Германия) согласно рекомендациям производителя. В послеоперационном периоде седацию и синхронизацию животного с искусственной вентиляцией легких осуществляли с использованием гипнотиков и миорелаксантов.

Хирургическая методика имплантации

После фиксации животного на операционном столе в положении на правом боку выполняли левостороннюю торакотомию в четвертом или пятом межреберном промежутках. Оттеснив левое легкое, мобилизовали участок нисходящего отдела грудной аорты. После введения гепарина (2 мг/кг) и частичного бокового отжатия аорты формировали анастомоз между приточной и отточной магистральями, как

показано на рис. 2, предварительно проведенными через седьмой межреберный промежуток.

Приточную и отточную магистрали соединяли с насосом, избегая попадания воздуха в контур циркуляции. С целью обеспечения возможности регулирования потока крови через устройство, а также уровня артериального давления в нижней половине тела использовали регулируемый клапан в виде турникета, установленный между анастомозами (см. рис. 2). Турникет, располагаясь на нисходящей грудной аорте между точками впадения приточной и отточной магистралей, позволял создавать контролируемое сопротивление кровотоку. При затягивании турникета увеличивалось гидравлическое сопротивление в нативной аорте, что приводило к перераспределению кровотока в пользу насоса. Это позволяло регулировать производительность насоса (Q), увеличивая степень пережатия. Искусственно повышали постнагрузку на насос, заставляя его работать в более напряженном режиме для поддержания заданной скорости вращения ротора. Еще одним важным моментом являлась возможность управлять артериальным давлением. Степень пережатия аорты напрямую влияла на уровень артериального давления дистальнее места имплантации (в нижней половине тела), что регистрировалось катетером в бедренной артерии (иАДср²). Данный маневр позволял моделировать различные гемодинамические условия и оценивать стабильность параметров работы насоса (потребляемая мощность, производительность) в условиях изменяющейся нагрузки, что является косвенным признаком отсутствия прогрессирующего износа подшипникового узла.

После этого под контролем чреспищеводной эхокардиографии и мониторинга параметров гемодинамики при помощи катетера Свана – Ганца включали насос с постепенным развитием расчетных параметров производительности: 6500–7000 оборотов в минуту, расход – 4,6–5,0 л/мин. Выполняли тщательный гемостаз и послойно ушивали торакотомную рану с оставлением двух дренажей.

Интраоперационный мониторинг включал проведение чреспищеводной эхокардиографии. Оценка проводилась до и после запуска насоса с визуализацией магистралей устройства, оценкой глобальной и региональной систолической функции левого желудочка (фракция выброса по методу Симпсона), анализом трансклапанных потоков и исключением перикардального выпота. Индивидуальные характеристики экспериментальных животных и параметры имплантации представлены в табл. 1.

Табл. 1. Индивидуальные характеристики экспериментальных животных и параметры имплантации

Животное	Пол	Масса, кг	Возраст, месяцев	Диаметр аорты в зоне анастомоза, мм	Продолжительность имплантации, сутки	Исход эксперимента	Примечание
Свинья 1	Самец	82	7	16	5	Плановая эвтаназия по окончании протокола наблюдения	Стабильная гемодинамика на момент завершения
Свинья 2	Самка	87	8	17	5	Плановая эвтаназия по окончании протокола наблюдения	Стабильная гемодинамика на момент завершения
Свинья 3	Самец	86	8	16,5	4*	Выведено из эксперимента досрочно в связи с технической неисправностью системы вспомогательного кровообращения	Данные за 4-е сутки исключены из итогового анализа

* Животное было выведено из эксперимента на 4-е сутки, данные до этого момента включены в анализ. Данные представлены для каждого животного индивидуально.

Послеоперационное ведение и мониторинг. Методы оценки и оборудование

В послеоперационном периоде для профилактики тромбообразования проводилась непрерывная инфузия нефракционированного гепарина со скоростью 10–15 МЕ/(кг·ч) с поддержанием активированного частичного тромбопластинового времени (АЧТВ) на уровне 1,5–2,0 от исходного значения. Антибиотикопрофилактика цефазолином (20 мг/кг) проводилась интраоперационно и в течение 24 ч после операции, также проводился мониторинг следующих параметров гомеостаза:

- артериальное давление (АД), центральное венозное давление, частота сердечных сокращений;
- сатурация крови SpO₂;
- активированное частичное тромбопластиновое время;
- гематокрит, показатели кислотно-щелочного состава, газовый состав артериальной и венозной крови;
- диурез;
- производительность насоса Q, л/мин;
- параметры работы насоса: скорость вращения ротора n, об/мин, потребляемая мощность, Вт.

Статистический анализ

С учетом пилотного характера данного исследования и малого размера выборки (n = 3) основной целью статистического анализа было описание данных и визуализация наблюдаемых тенденций, а не проверка статистических гипотез. Все непрерывные количественные данные представлены в виде ме-

дианы (Me) и интерквартильного размаха [Q1; Q3] как наиболее устойчивых и релевантных мер центральной тенденции и разброса для малых выборок. В тексте и таблицах также указаны индивидуальные значения для каждого экспериментального животного, что обеспечивает максимальную прозрачность представления исходных данных. Для отображения динамики изменений изучаемых параметров во времени (производительность насоса, потребляемая мощность, показатели гемостаза) использовались графики индивидуальных траекторий для каждого из трех животных. Этот подход позволяет наглядно оценить вариабельность и согласованность наблюдаемых эффектов между повторами эксперимента. Статистический анализ был исключительно описательным. Мы сознательно воздержались от использования статистических тестов для сравнений (как параметрических, так и непараметрических) ввиду отсутствия необходимой для этого статистической мощности. Акцент был сделан на интерпретации клинически значимых тенденций и паттернов, наблюдаемых в собранных данных. Все расчеты и статистические тесты были выполнены с использованием программного пакета Statistica (версия 10, StatSoft Inc., США).

Результаты

Было проведено три эксперимента (в рамках договора № 1-2024 от 6 февраля 2024 г., № 2-2024 от 19 февраля 2024 г., № 3-2024 от 13 марта 2024 г.) с максимальной продолжительностью наблюдения 5 суток. Медиана частоты вращения ротора

Табл. 2. Динамика параметров работы насоса и витальных функций при ступенчатом изменении степени пережатия аорты регулируемым турникетом (эксперимент № 1, 3-и сутки)

Степень пережатия турникета	Производительность насоса, л/мин	Скорость вращения ротора, об/мин	Потребляемая мощность, Вт	иАДср ¹ , мм рт. ст.	иАДср ² , мм рт. ст.
Исходно (турникет открыт)	4,9	7200	7,5	95	92
Легкое пережатие (~25 %)	5,2	7200	8,1	98	75
Умеренное пережатие (~50 %)	5,5	7200	8,8	102	
Значительное пережатие (~75 %)	5,7	7200	9,5	105	35

Примечание. иАДср¹ – инвазивное среднее артериальное давление, измеренное проксимальнее турникета; иАДср² – инвазивное среднее артериальное давление, измеренное дистальнее турникета.

в экспериментах составила 7222 [6900; 7500] об/мин, при этом производительность насоса составляла 4,5 [4,0; 5,0] л/мин. Подшипниковые опоры скольжения НЛЖ изображены на рис. 1, С. Во всех экспериментах было достигнуто надежное позиционирование приточной и отточной магистралей по схеме «грудная аорта – грудная аорта». Установленный между анастомозами турникет позволял эффективно корректировать степень пережатия аорты, управлять уровнем артериального давления в нижней половине тела экспериментального животного и объемом циркулирующей через НЛЖ крови (рис. 3). Данный технический прием позволил точно корректировать объем перфузии устройства вспомогательного кровообращения и создавать оптимальные условия оценки параметров эксперимента (табл. 2).

Скорость вращения ротора поддерживалась постоянной контроллером насоса. При увеличении степени пережатия аорты для поддержания постоянной скорости вращения насос был вынужден увеличивать крутящий момент, что выразилось в росте потребляемой мощности. Одновременно происходило перераспределение кровотока – производительность насоса увеличивалась, а перфузия дистальных

отделов закономерно снижалась. Аналогичная динамика наблюдалась во всех проведенных экспериментах. Динамика ключевых параметров гемодинамики и гемостаза в первые 24 ч после имплантации представлена в табл. 2. Параметры гемодинамики, газового состава крови и гемостаза оставались в пределах референтных значений и были стандартизованы во всех экспериментах (табл. 3). Важным показателем стабильности работы подшипникового узла является динамика потребляемой мощности при постоянной скорости вращения. В ходе проведенных экспериментов не было обнаружено значимого прогрессирующего роста потребляемой мощности при стабильных значениях производительности насоса (табл. 4), что косвенно свидетельствует об отсутствии прогрессирующего трения в подшипниковом узле. Также проводился мониторинг динамики витальных функций и газового состава крови в первые 24 ч после имплантации устройства (табл. 5).

После окончания экспериментов проводили разборку насоса и визуальный осмотр внутренних поверхностей, а также приточной и отточной магистралей. Визуальная оценка показала отсутствие

Рис. 3. Этапы имплантации НЛЖ при механической поддержке кровообращения в эксперименте:

- 1 – сердце;
- 2 – левое легкое;
- 3 – приточная магистраль;
- 4 – отточная магистраль;
- 5 – регулируемый турникет;
- 6 – НЛЖ

Примечание. НЛЖ – насос левого желудочка.



Табл. 3. Показатели гемодинамики и коагуляции в трех сериях измерений

Эксперимент	Измерение в эксперименте	иАДср ¹ , мм рт. ст.	иАДср ² , мм рт. ст.	АЧТВ, с	Гематокрит, %
1	1	75	70	>300	33,6
	2	74	70	260	31,9
	3	73	70	246	34,0
2	1	70	70	160	32,5
	2	71	72	154	30,0
	3	82	70	136	32,0
3	1	76	72	115	29,0
	2	74	69	100	32,0
	3	73	71	130	30,0

Примечание. Представлены исходные данные трех серий (1, 2, 3), в каждой из которых выполнено три последовательных измерения. АЧТВ – активированное частичное тромбопластиновое время; иАДср¹ – инвазивное среднее артериальное давление, измеренное проксимальнее турникета; иАДср² – инвазивное среднее артериальное давление, измеренное дистальнее турникета.

Табл. 4. Показатели производительности и мощности по экспериментам

Эксперимент	Количество измерений <i>n</i>	Производительность, л/мин, Ме [Q1; Q3]	Мощность, Вт, Ме [Q1; Q3]
1	24	4,60 [3,2; 6,0]	7,80 [6,3; 9,7]
2	24	4,00 [3,5; 4,6]	6,75 [6,0; 7,7]
3	24	4,60 [3,8; 5,9]	5,80 [5,3; 7,7]

Табл. 5. Динамика ключевых параметров в первые 24 ч после имплантации, Ме [Q1; Q3]

Параметр	Базальный уровень до имплантации	После запуска, ч			
		1	6	12	24
Среднее АД (проксимально), мм рт. ст.	95 [92; 98]	98 [95; 102]	96 [94; 99]	95 [93; 97]	94 [92; 96]
Среднее АД (дистально), мм рт. ст.	92 [90; 94]	75 [70; 80]	78 [75; 82]	80 [78; 83]	85 [82; 88]
АЧТВ, с	35 [33; 37]	38 [36; 40]	37 [35; 39]	36 [34; 38]	35 [33; 37]
pH артериальной крови	7,41 [7,39; 7,43]	7,38 [7,36; 7,40]	7,39 [7,37; 7,41]	7,40 [7,38; 7,42]	7,41 [7,39; 7,43]
Насыщение O ₂ , %	98 [97; 99]	96 [95; 97]	97 [96; 98]	97 [96; 98]	98 [97; 99]
Свободный гемоглобин, мг/дл	5 [4; 6]	8 [7; 9]	7 [6; 8]	6 [5; 7]	6 [5; 7]

Примечание. Данные представлены в виде медианы (Ме) и интерквартильного размаха [Q1; Q3]. АД – артериальное давление; АЧТВ – активированное частичное тромбопластиновое время.

тромбов на внутренней поверхности насоса, а также приточном и отточном трактах, ключевые параметры представлены в табл. 6.

Всем экспериментальным животным на этапе имплантации и запуска устройства проводилась интраоперационная чреспищеводная эхокардиография. Исследование подтвердило адекватное позиционирование приточной и отточной магистралей насоса, отсутствие их компрессии или

дислокации. Ключевые эхокардиографические параметры, зафиксированные после запуска насоса и выхода на номинальный режим работы, представлены в табл. 6. Важно отметить, что запуск и работа устройства не сопровождалась развитием острой дисфункции миокарда, значительной клапанной регургитации или появлением перикардального выпота, что свидетельствует о хорошей переносимости процедуры животными.

Табл. 6. Показатели интраоперационной чреспищеводной эхокардиографии после запуска насоса левого желудочка

Параметр	Свинья 1	Свинья 2	Свинья 3	Референсные значения для свиней*	Примечание/интерпретация
Фракция выброса ЛЖ, %	68	65	70	>55–60	Сохранена систолическая функция ЛЖ
Конечный диастолический размер ЛЖ, мм	42	45	41	~40–50	Отсутствие дилатации ЛЖ
Скорость кровотока в приточной магистрали, м/с	1,4	1,6	1,5	<2,0	Ламинарный поток, отсутствие признаков турбулентности или стенозирования
Скорость кровотока в отточной магистрали, м/с	1,8	1,9	1,7	<2,5	Адекватный выходной поток, отсутствие признаков обструкции
Регургитация на аортальном клапане	Отсутствует	Минимальная	Отсутствует	Нет**	Отсутствие гемодинамически значимой регургитации, вызванной изменением потока в аорте
Регургитация на митральном клапане	Минимальная	Отсутствует	Отсутствует	Допустима минимальная	Не изменилась по сравнению с исходным состоянием до имплантации
Перикардиальный выпот	Нет	Нет	Нет	Нет	Отсутствие признаков послеоперационного кровотечения или реактивного перикардита
Визуальная оценка позиционирования магистралей	Адекватно	Адекватно	Адекватно	–	Отсутствие перегибов, компрессии; подтверждено отсутствие присасывания стенки аорты к приточной магистрали

* Референсные значения приведены ориентировочно на основе литературных данных и нашего опыта.

** Минимальная регургитация на клапанах у свиней без патологии сердца может наблюдаться в норме [13].

Примечание. ЛЖ – левый желудочек.

Обсуждение

Ранее было показано, что а-C:H:SiO_x-покрытия обеспечивают более чем двукратное повышение механических характеристик поверхностного слоя, в частности твердости поверхности титана, титановых сплавов или аустенитных сталей [14–16]. В условиях сухого и жидкостного трения покрытие обладает низким коэффициентом трения (менее 0,1) и низким параметром износа (10^{-6} – 10^{-7} мм³Н⁻¹м⁻¹) [11; 17; 18]. При этом покрытие характеризуется низкой скоростью коррозии (10^{-5} – 10^{-6} мм/год) и низкой шероховатостью поверхности, определяемой в зависимости от степени исходной полировки поверхности и толщины наносимого покрытия [11; 19].

За последние десятилетия технология механической поддержки кровообращения с использованием имплантируемых устройств получила широкое развитие [20].

Современные устройства не только позволяют замещать насосную функцию сердца в качестве

временного «моста» к трансплантации сердца, но и все чаще становятся окончательным решением для пациентов с терминальной стадией хронической сердечной недостаточности [21].

Однако безопасность и надежность устройств механической поддержки кровообращения остаются одними из наиболее сложных задач в современной биоинженерии. Разработка новых конструкций подвеса ротора осевых насосов требует инновационных подходов к материалам и техническим решениям, включая применение специальных сплавов и модификацию поверхности критически нагруженных компонентов. Перспективным направлением совершенствования осевых насосов является разработка систем подвеса ротора с модифицированными поверхностями трения, взаимодействующими с кровью. Современные технологии поверхностной инженерии, такие как нанесение неорганических покрытий с контролируемыми физико-механическими свойствами, открывают новые возможности для улуч-

шения трибологических характеристик и повышения износостойкости. Эти покрытия не только способны увеличить ресурс работы узлов трения, но и способствуют лучшему рассеиванию энергии, что критически важно для минимизации тепловыделения и предотвращения повреждения клеток крови.

В проведенных ранее исследованиях были получены данные о положительном влиянии включения Si и SiO_x на физические, механические и биологические свойства покрытий алмазоподобного углерода (a-C:H:SiO_x) независимо от метода его получения [10; 16; 22]. Нанесение покрытия приводило к значительному повышению твердости и износостойкости элементов конструкций, а также обеспечивало хорошую биосовместимость, уменьшая тромбообразование и воспалительные реакции [23].

Полученные в нашем исследовании данные о стабильной работе насоса с модифицированными опорами в течение 5 суток без роста потребляемой мощности и без тромбообразования согласуются с результатами работ, демонстрирующими высокую гемосовместимость a-C:H:SiO_x-покрытий [10; 23]. В контексте конструктивных решений предложенная технология модификации поверхностей трения отечественного насоса представляет собой практическую альтернативу более сложным и дорогостоящим системам подвеса, таким как активный магнитный подвес в насосе INCOR. Ключевыми потенциальными преимуществами являются технологичность, рентабельность и простота масштабирования производства, что особенно важно для развития отечественной медицинской промышленности. Перспективность данного подхода подтверждается достижением целевых параметров производительности и гемосовместимости в краткосрочном эксперименте, что служит основанием для планирования долгосрочных исследований на релевантных моделях сердечной недостаточности.

Еще одной проблемой, связанной с проведением экспериментальных исследований устройств механической поддержки кровообращения, является разработка методики эксперимента, позволяющей проводить длительное наблюдение в условиях животной модели. Трудности экспериментальных имплантаций определяются анатомическими и физиологическими особенностями здоровых животных. Так, например, в случае использования в качестве экспериментальной модели телят минимальный возраст, при котором возможно безопасное проведение подобного исследования, составляет 3 месяца. При полноценном питании и уходе животные в этом возрасте достигают массы тела >100 кг, а минутный объем кровообращения

может составлять от 10–15 л/мин, что не позволяет качественно моделировать гемодинамические условия функционирования устройства [24]. В то же время использование экспериментальных животных с меньшей массой тела (свиньи, овцы и т.д.) также не лишено недостатков. Свиньи и овцы имеют меньший объем крови и размеры камер сердца, что затрудняет хирургическую имплантацию устройств вспомогательного кровообращения по схеме «верхушка левого желудочка сердца – восходящий отдел аорты» и сопровождается высоким риском развития осложнений (блокада приточной канюли устройства, кровотечение, гемолиз, тромбоз и т.д.) [25].

Применение оригинальной методики подключения позволило решить одну из главных проблем экспериментальных исследований устройств механической поддержки кровообращения. Предложенная схема имплантации устройства по типу «грудная аорта – грудная аорта» с установкой регулируемого клапана между магистральями позволяет эффективно управлять параметрами гемодинамики и контролировать параметры работы устройства вспомогательного кровообращения в ходе исследования, а также использовать в качестве экспериментальной модели различные виды животных с сердечным индексом от 2 до 3 л/(мин·м²) или минутным объемом кровообращения от 1 до 7 л/мин и в широком диапазоне морфометрических данных.

Важным аспектом нашего исследования стала апробация оригинальной хирургической модели имплантации устройства механической поддержки кровообращения по схеме «аорта – аорта» с использованием регулируемого турникета. Ценность данной методики для доклинических испытаний заключается в создании контролируемой нагрузки на устройство. В отличие от пассивного наблюдения наш подход позволил активно менять гемодинамические условия, заставляя насос работать в различных режимах – от номинального до форсированного. Это является важным инструментом для стресс-тестирования и косвенной оценки износостойкости: стабильность потребляемой мощности при возрастающей нагрузке (см. табл. 2) свидетельствует об отсутствии прогрессирующего трения в подшипниковом узле. Методика позволяет тестировать устройства механической поддержки кровообращения на животных с разными морфометрическими данными и исходным сердечным выбросом, так как турникет позволяет «настроить» гидравлическую систему под параметры конкретного устройства. Возможность быстрого ослабления турникета в случае необходимости обеспечивает контроль над

экспериментом и минимизирует риски острой ишемии нижней половины тела. Таким образом, предложенная модель является мощным инструментом не только для оценки гемосовместимости, но и для получения предварительных данных о надежности и долговечности новых конструкций насосов и модифицированных поверхностей их компонентов в условиях, приближенных к клиническим.

Проведенное исследование позиционирует отечественную разработку в контекст мировых аналогов. Конструкция отечественного насоса с модифицированными опорами из сплава CoCrMo представляет собой альтернативу сложным и дорогостоящим системам. Предложенное технологическое решение потенциально более рентабельно и проще в масштабировании для производства, не уступая при этом в ключевых аспектах производительности и биосовместимости, что подтверждается стабильными параметрами работы и отсутствием осложнений в наших краткосрочных экспериментах.

Ограничения исследования

Основным и фундаментальным ограничением является малый объем выборки. Включение в эксперимент трех животных ($n = 3$) соответствует стандартной практике для исследований на этапе доказательств концепции и первичной оценки безопасности. Однако эта выборка, безусловно, недостаточна для проведения статистического анализа, направленного на проверку гипотез, и существенно сужает возможность экстраполяции наших выводов на более широкую популяцию. Вторым ключевым аспектом является продолжительность эксперимента. Пятисуточный период наблюдения был выбран

как достаточный для оценки острой биосовместимости покрытия, ранних тромботических осложнений и краткосрочной стабильности гидродинамических параметров. Вместе с тем он абсолютно недостаточен для оценки долговечности и износостойкости подшипникового узла, которые являются критическими параметрами для устройств, имплантируемых на годы. Отсутствие контрольной группы с имплантацией насоса с немодифицированными опорами из сплава CoCrMo не позволяет нам провести прямое внутривидовое сравнение и количественно оценить преимущество α -C:H:SiO_x-покрытия в условиях *in vivo*.

Заключение

Модификация поверхностей трения, контактирующих с кровью, включая поверхности подшипников скольжения подвеса ротора НЛЖ, при помощи углеводородных покрытий позволяет изменять трибологические характеристики и структуру взаимодействующих поверхностей трения. Разработанный на базе Института сильноточной электроники Сибирского отделения Российской академии наук (Томск) метод плазмохимического осаждения углеводородных покрытий с кремнием и кислородом (α -C:H:SiO_x) является эффективным способом детерминированной функционализации поверхностей имплантатов, взаимодействующих с кровью, и элементов конструкции, подвергающихся высоким нагрузкам. Предложенные в работе методика и хирургическая техника экспериментальной имплантации позволяют проводить исследования новых видов имплантатов и моделей устройств вспомогательного кровообращения с использованием эффективных способов модификации их поверхностей с учетом оценки показателей гемосовместимости.

Список литературы / References

1. Jacob S., Garg P., Wadiwala I., Yazji J.H., Alomari M., Alamouti-Fard E., Akram Hussain M.W., Pham S.M. Strategies for Expanding Donors Pool in Heart Transplantation. *Rev Cardiovasc Med*. 2022;23(8):285. PMID: 39076623; PMCID: PMC11266976. <https://doi.org/10.31083/j.rcm2308285>
2. СТРИМ КАРДИО (STREAM CARDIO). URL: <https://biosoft-m.ru/produkty/strim-kardio/> (accessed September 1, 2025).
3. Бангаров Р.Ю., Халилулин Т.А., Захаревич В.М., Галеев Ш.Р., Набиев Г.В. Длительная механическая поддержка кровообращения: исторический путь, современные достижения и перспективы. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2025;27(2):89-99. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2025-2-89-99>
Bangarov R.Yu., Khalilulin T.A., Zakharevich V.M., Galeev Sh.R., Nabiev G.V. Long-term mechanical circulatory support: evolution, present milestones, and future directions. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2025;27(2):89-99. (In Russ.) <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2025-2-89-99>
4. Hosseinipour M., Gupta R., Bonnell M., Elahinia M. Rotary mechanical circulatory support systems. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2017;4:2055668317725994. PMID: 31186935; PMCID: PMC6453075. <https://doi.org/10.1177/2055668317725994>
5. Мальгичев В.А., Невзоров А.М., Селищев С.В., Иткин Г.П. Подшипниковые узлы осевого насоса крови. *Медицинская техника*. 2010;6(264):20-22.
Mal'gichev V.A., Nevzorov A.M., Selishhev S.V., Itkin G.P. Podshipnikovyie uzly oseвого nasosa krovi. *Medicinskaya tekhnika*. 2010;6(264):20-22. (In Russ.)
6. Mariani S., Li T., Hegermann J., Bounader K., Hanke J., Meyer T., Jannsen-Peters H., Haverich A., Schmitto J.D., Dogan G. Biocompatibility of an apical ring plug for left

- ventricular assist device explantation: Results of a feasibility pre-clinical study. *Artif Organs*. 2022;46(5):827-837. PMID: 34904254. <https://doi.org/10.1111/AOR.14149>
7. Liao T.T., Zhang T.F., Li S.S., Deng Q.Y., Wu B.J., Zhang Y.Z., Zhou Y.J., Guo Y.B., Leng Y.X., Huang N. Biological responses of diamond-like carbon (DLC) films with different structures in biomedical application. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;69:751-9. PMID: 27612769. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.07.064>
 8. De Scheerder I., Szilard M., Yanming H., Ping X.B., Verbeken E., Neerincx D., Demeyere E., Coppens W., Van de Werf F. Evaluation of the biocompatibility of two new diamond-like stent coatings (Dylyn) in a porcine coronary stent model. *J Invasive Cardiol*. 2000;12(8):38994. PMID: 10953100.
 9. Meškiniš Š., Tamulevičienė A. Structure, Properties and Applications of Diamond Like Nanocomposite (SiO_x Containing DLC) Films: A Review. *Materials Science (Medžiagotyra)*. 2011;17(4):358-370. <http://dx.doi.org/10.5755/j01.ms.17.4.770>
 10. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V., Onischenko S.A., Chernyavskiy A.M., Zhulkov M.O., Kaichev V.V. Modifying the surface of a titanium alloy with an electron beam and a-C:H:SiO_x coating deposition to reduce hemolysis in cardiac assist devices. *Surf Coat Technol*. 2020;381:125113. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.125113>
 11. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V., Semenov V.A., Zhulkov M.O., Sirota D.A., Chernyavskiy A.M., Karmadonova N.A., Malashchenko V.V., Litvinova L.S., Khaziakhmatova O.G., Gazatova N.D., Khlusov I.A. Morphofunctional reaction of leukocytes and platelets in vitro contact with a-C:H:SiO_x-coated Ti-6Al-4V substrate. *J Biomed Mater Res A*. 2023;111(3):309-321. PMID: 36349977. <https://doi.org/10.1002/JBM.A.37470>
 12. Grenadyorov A., Solovyev A., Oskomov K., Porokhova E., Brazovskii K., Gorokhova A., Nasibov T., Litvinova L., Khlusov I. In Vitro Biodegradation of a-C:H:SiO_x Films on Ti-6Al-4V Alloy. *Materials (Basel)*. 2022;15(12):4239. PMID: 35744297; PMCID: PMC9231245. <https://doi.org/10.3390/ma15124239>
 13. Huenges K., Pokorny S., Berndt R., Cremer J., Lutter G. Transesophageal Echocardiography in Swine: Establishment of a Baseline. *Ultrasound Med Biol*. 2017;43(5):974-980. PMID: 28214035. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2016.12.011>
 14. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V., Yakovlev E.V., Zhulkov M.O. AISI 316L stainless steel modification by surface alloy and a-C:H:SiO_x coating synthesis. *Vacuum*. 2022;204:111369. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2022.111369>
 15. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V., Zhulkov M.O. Dependence of Mechanical and Tribological Properties of a-C:H:SiO_x Films on the Bias Voltage Amplitude of the Substrate. *Technical Physics*. 2021;91(8):1286-1292. <https://doi.org/10.1134/S1063784221080089>
 16. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V., Yaroslavtseva O.A. Mechanical and tribological characteristics of a-C:H:SiO_x films formed by PACVD on titanium alloy VT1-0. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*. 2019;511:012019. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/511/1/012019>
 17. Grenadyorov A.S., Oskirko V.O., Solovyev A.A., Semenov V.A., Rabotkin S.V., Oskomov K.V., Sypchenko V.S. Kinetics of plasma-assisted chemical vapor deposition combined with inductively excited RF discharge and properties of a-C:H:SiO_x coatings. *Vacuum*. 2022;199(20):110982. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2022.110982>
 18. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V. Sliding Wear Characteristics of a-C:H:SiO_x Coatings. *J Tribol*. 2022;144(5). <https://doi.org/10.1115/1.4052940>
 19. Grenadyorov A.S., Chebodaeva V.V., Khlusov I.A., Semin V.O., Madzhara N.E., Solovyev A.A. Effect of a-C:H:SiO_x coating thickness on corrosion resistance and zeta potential level of Ti-6Al-4V. *J Vac Sci Technol A*. 2025;43(2):023401. <https://doi.org/10.1116/6.0004085>
 20. Mehra M.R., Goldstein D.J., Cleveland J.C., Cowger J.A., Hall S., Salerno C.T., Naka Y., Horstmannof D., Chuang J., Wang A., Uriel N. Five-Year Outcomes in Patients with Fully Magnetically Levitated vs Axial-Flow Left Ventricular Assist Devices in the MOMENTUM 3 Randomized Trial. *JAMA*. 2022;328(12):1233-1242. PMID: 36074476; PMCID: PMC9459909. <https://doi.org/10.1001/jama.2022.16197>
 21. Molina E.J., Ahmed M.M., Sheikh F.H., Cleveland J.C. Jr, Goldstein D.J., Uriel N.Y., Wang A., Revis J.J., Mehra M.R. Left Ventricular Dimensions and Clinical Outcomes With a Fully Magnetically Levitated Left Ventricular Assist Device. *JACC Heart Fail*. 2025;13(5):798-811. PMID: 39708027. <https://doi.org/10.1016/j.jchf.2024.09.019>
 22. Жульков М.О., Гренадеров А.С., Корнеев Д.С., Агаева Х.А., Чернявский А.М., Хлусов И.А. Исследование реакции тромбоцитов на а-C:H:SiO_x покрытие, полученное методом плазмохимического осаждения с использованием импульсного биполярного смещения. *Бюллетень сибирской медицины*. 2020;19(3):15-21. <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2020-3-15-21>
Zhulkov M.O., Grenadyorov A.S., Korneev D.S., Agaeva H.A., Chernyavsky A.M., Khlusov I.A. The study of platelet reaction on a-C:H:SiO_x coatings obtained via plasma enhanced chemical vapor deposition with bipolar bias voltage. *Bulletin of Siberian Medicine*. 2020;19(3):15-21. (In Russ.) <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2020-3-15-21>
 23. Khlusov I.A., Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Semenov V.A., Zhulkov M.O., Sirota D.A., Chernyavskiy A.M., Poveshchenko O.V., Surovtseva M.A., Kim I.I., Bondarenko N.A., Semin V.O. Endothelial Cell Behavior and Nitric Oxide Production on a-C:H:SiO_x-Coated Ti-6Al-4V Substrate. *Int J Mol Sci*. 2023;24:6675. <https://doi.org/10.3390/ijms24076675>
 24. Мартынова Е.Н., Устинова К.В. Интенсивность роста телок черно-пестрой породы и связь ее с молочной продуктивностью коров. *Актуальные проблемы интенсивного развития животноводства*. Горки, 2016. С. 307-313.
Martynova E.N., Ustinova K.V. Intensivnost' rosta telok cherno-pestroj porody i svjaz' ee s molochnoj produktivnost'ju korov. *Aktual'nye Problemy Intensivnogo Razvitiya Zhivotnovodstva*. Gorki, 2016. P. 307-313. (In Russ.)
 25. Жульков М.О., Зыков И.С., Головин А.М., Головина Е.О., Гренадеров А.С., Чернявский А.М., Сирота Д.А., Сергеевичев Д.С. Результаты экспериментальных исследований аппарата вспомогательного кровообращения нового типа на основе насоса дискового типа. *Клиническая и экспериментальная хирургия. Журнал имени академика Б.В. Петровского*. 2021;9(2):90-95. <https://doi.org/10.33029/2308-1198-2021-9-2-90-95>
Zhulkov M.O., Zikov I.S., Golovin A.M., Golovina E.O., Grenaderov A.S., Chernyavskiy A.M., Sirota D.A., Sergeevichev D.S. The results of experimental studies of a new type of ancillary circulation apparatus base on a disk type pump. *Clinical and Experimental Surgery. Petrovsky Journal*. 2021;9(2):90-5. (In Russ.) <https://doi.org/10.33029/2308-1198-2021-9-2-90-95>