

На правах рукописи

УДК 621.671.22

ИСАЕВА МАРИЯ СЕРГЕЕВНА

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ЦЕНТРОБЕЖНОГО
НАСОСА ДЛЯ СИСТЕМ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ
С УЧЕТОМ ПОВРЕЖДЕНИЯ КОМПОНЕНТОВ КРОВИ В НЕМ

Специальность 2.5.10. Гидравлические машины, вакуумная,
компрессорная
техника, гидро- и пневмосистемы

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени кандидата технических наук



Москва 2025

Диссертационная работа выполнена в федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)» на кафедре «Гидромеханика, гидромашины и гидро- пневмоавтоматика».

Научный руководитель:

Петров Алексей Игоревич

Кандидат технических наук, доцент

Официальные оппоненты:

Волков Александр Викторович

Доктор технических наук, профессор

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский университет
«МЭИ»

Свобода Дмитрий Геннадьевич

кандидат технических наук, доцент Высшей
школы энергетического машиностроения
Санкт-Петербургского политехнического
университета Петра Великого (СПбПУ)

Ведущая организация:

Открытое акционерное общество «Научно-
производственное объединение гидравлических
машин» ОАО «НПО «ГИДРОМАШ»

Защита диссертации состоится «___» _____ 2025 г. в _____ на заседании диссертационного совета 24.2.331.22 при Московском государственном техническом университете им. Н.Э. Баумана по адресу: 105005, Москва, Лефортовская наб., д. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте (www.bmstu.ru) Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана.

Автореферат разослан «___» _____ 2025 г.

Ученый секретарь диссертационного совета

24.2.331.22 к.ф.-м.н., доцент

А.А. Протопопов



ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность исследования. Жизнь ряда пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями может быть продлена при своевременном подключении систем вспомогательного кровообращения: аппаратов искусственного кровообращения (далее - АИК) или систем экстракорпоральной мембранной оксигенации (далее - ЭКМО). Роль сердца в таких системах выполняют насосы. В рамках диссертационной работы акцент сделан на применении насосов в составе систем ЭКМО, однако предложенные рассуждения во многом актуальны и для насосов АИК.

В настоящее время в составе систем ЭКМО используют динамические насосы, так как по сравнению с применяемыми ранее перистальтическими насосами (разновидность объемных насосов) они имеют меньшие габариты и объем заполнения, а также меньше повреждают кровь. В процессе эксплуатации насосы систем ЭКМО чаще всего работают не на одном, а на нескольких режимах. Значение потребной подачи и перепада давления варьируется в зависимости от массогабаритных параметров пациента, его состояния, стадии использования системы ЭКМО (подключение пациента, поддержка или полное замещение функции сердца, отключение пациента и т.д.). Регулирование режима работы насоса осуществляется путем изменения частоты вращения ротора или путем изменения площади проходного сечения на входе в насос.

Помимо жестких требований, предъявляемых к обеспечиваемым параметрам потока и конструкции насоса систем ЭКМО, одной из ключевых особенностей разработки таких устройств является учет повреждения компонентов крови в нем. Большинство исследований по теме насосов вспомогательного кровообращения рассматривает взаимодействие насоса только с эритроцитами и проводит оценку уровня их повреждения (гемолиз). Однако нельзя утверждать, что вне зависимости от пациента и его состояния именно гемолиз будет наиболее опасным для него. Клиническая практика показывает, что создание относительно безопасного насоса вспомогательного кровообращения требует расширения постановки задачи, учета большего количества факторов, чем было прежде. В последние годы ряд исследователей также сосредоточил свои усилия на разработке подходов к оценке тромбоза, создаваемого в насосе при перекачивании крови, как не менее значимого критерия повреждения.

При этом зачастую работы в области насосов вспомогательного кровообращения посвящены оценке характеристик уже разработанных насосов, а та часть, что рассматривает этап их проектирования, сводится к ручному перебору параметров и поиску взаимосвязей между отдельными параметрами проточной части и отдельными характеристиками насоса.

На данный момент в научном сообществе отсутствуют отработанные методики проектирования насосов вспомогательного кровообращения, а потребность в увеличении числа и доступности таких систем для пациентов

с каждым годом только увеличивается, что подчеркивает необходимость исследования этого вопроса и актуальность создания методики проектирования центробежных насосов для систем вспомогательного кровообращения с учетом гемолиза и тромбоза.

Объект исследования. Проточная часть центробежного насоса вспомогательного кровообращения.

Предмет исследования. Методика проектирования центробежного насоса вспомогательного кровообращения.

Цель исследования. Разработка методики проектирования центробежного насоса вспомогательного кровообращения с учетом гемолиза и тромбоза.

Задачи исследования. Для достижения поставленной цели требуется решить следующие задачи:

1. Разработать параметризованную модель проточной части центробежного насоса, позволяющую изменять его основные геометрические параметры в широком диапазоне значений.

2. Разработать комплексную математическую модель течения жидкости в насосе, позволяющую проводить моделирование гемодинамики и учитывающую гемолиз и тромбоз при прохождении компонентов крови через насос.

3. Разработать подход к оптимизации проточной части насоса вспомогательного кровообращения, учитывающий как гидравлические, так и биофизические критерии.

4. Разработать методику проектирования проточной части центробежного насоса для систем вспомогательного кровообращения с учетом повреждения крови.

5. Провести экспериментальную верификацию методики проектирования проточной части центробежного насоса для систем вспомогательного кровообращения.

Методы исследования.

1. Автоматизированное проектирование проточной части насоса с использованием параметризованных трехмерных моделей.

2. Численное моделирование для решения задачи течения жидкости в насосе и описания моделей гемолиза и тромбоза.

3. Математические методы оптимизации с использованием комплексной целевой функции, учитывающей как гидравлические, так и биофизические критерии.

4. Экспериментальная верификация методики проектирования.

Научная новизна.

Научная новизна заключается в следующем:

1. Разработана методика проектирования центробежного насоса для систем вспомогательного кровообращения с учетом гемолиза и тромбоза.

2. Разработана комплексная математическая модель, позволяющая проводить моделирование гемодинамики и учитывать гемолиз и тромбоз при прохождении компонентов крови через насос.

3. Разработан подход к оптимизации проточной части центробежного насоса систем вспомогательного кровообращения, учитывающий как гидравлические, так и биофизические критерии.

Практическая ценность. Предложенная методика проектирования позволила на этапе разработки и оптимизации насоса учесть не только его гидравлические характеристики, но и повреждение крови в нем через набор параметров (гемолиз и тромбоз). В условиях ограничения зарубежных поставок и отсутствия отечественного аналога на рынке стала возможной разработка безопасного российского насоса для систем ЭКМО.

Достоверность результатов исследований. Верификация математической модели, описывающей динамику жидкости в насосе, проводилась по результатам его гидравлических испытаний на воде и водно-глицериновых смесях с вязкостью от 0,00283 Па·с до 0,00333 Па·с, имитирующих вязкость крови.

Положения, выносимые на защиту. Методика проектирования центробежного насоса для систем вспомогательного кровообращения с учетом гемолиза и тромбоза. Комплексная математическая модель, позволяющая проводить моделирование гемодинамики и учитывать гемолиз и тромбоз при прохождении компонентов крови через насос. Подход к оптимизации проточной части центробежного насоса систем вспомогательного кровообращения, учитывающий как гидравлические, так и биофизические критерии.

Апробация работы. Результаты работы обсуждались на конференциях и мероприятиях: Всероссийская научно-техническая конференция «Гидравлика-2018» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Москва, 2018); Финал конкурса «УМНИК» Фонда содействия инновациям (Москва, 2019); Финал конкурса «СТАРТ-1» Фонда содействия инновациям (Москва, 2022); Образовательный цикл «ЭКМО в практике многопрофильного стационара на догоспитальном и стационарном этапах» (Санкт-Петербург, 2023); XXXV Международная инновационно-ориентированная конференция молодых ученых и студентов (МИКМУС-2023) ИМАШ РАН (Москва, 2023); Всероссийская научно-техническая конференция «Гидравлика-2023» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Москва, 2023); Образовательное мероприятие «III СОВМЕСТНЫЙ СЪЕЗД РОСЭКТ и РосЭКМО» (Санкт-Петербург, 2024); XXXVI Международная инновационно-ориентированная конференция молодых ученых и студентов (МИКМУС-2024) ИМАШ РАН (Москва, 2024). Также результаты работ использовались в отчете о НИОКР по теме «Разработка и испытания опытного образца центробежного насоса для систем экстракорпорального кровообращения (ЭКМО и АИК) с приводной»

/ ООО БИОСТРИМТЕХ. Руководитель темы М.С. Исаева. ГР. № 123031500012-0, Инв. № 2024/1, М., 2024. 70 с.

Публикации. По теме диссертации опубликовано 7 научных работ, включая 2 в журналах, рекомендуемых ВАК РФ, 2 - в изданиях, входящих в базу данных SCOPUS. Получен патент на 1 изобретение, получен патент на 1 полезную модель, подана заявка на 1 изобретение. Общий объем – 9,56 п.л.

Внедрение.

1. Материалы исследований и разработанные подходы использованы для подготовки инженеров по специальности «Гидравлические машины, вакуумная, компрессорная техника, гидро и пневмосистемы» при выполнении дипломных проектов и при написании диссертаций (использованы подходы к оптимизации, алгоритмы расчета гемолиза и тромбоза).

2. Результаты, полученные в ходе выполнения диссертации, использованы на всех этапах НИР №15932ГУ/2020 (Фонд содействия инновациям, программа «УМНИК», 2020) «Разработка центробежного насоса для экстракорпоральной мембранной оксигенации» и НИОКР № 4899ГС1/83490 (Фонд содействия инновациям, программа «СТАРТ-1», 2023) «Разработка центробежного насоса для ЭКМО с приводной частью» (использованы проектировочные решения и конструкторская документация, подходы к параметризации и оптимизации проточной части, алгоритмы расчета гемолиза).

Личный вклад соискателя. Автор является инициатором и исполнителем всех выполненных исследований. Лично разработал и сформулировал методику проектирования центробежного насоса для систем вспомогательного кровообращения с учетом гемолиза и тромбоза. Лично провел испытания для верификации разработанной математической модели.

Структура и объем диссертации. Работа состоит из введения, 3 глав, заключения, выводов, списка используемой литературы из 157 наименований и 2 приложений. Основное содержание работы изложено на 153 страницах, содержит 52 рисунка и 12 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы исследования, определены объект и предмет исследования, цель исследования, сформулированы задачи и методы их решения, приведены основные положения, выносимые на защиту, краткое содержание диссертации по главам.

В первой главе рассмотрена история развития систем ЭКМО, приведен обзор литературы по используемым в клинической практике насосам, их конструкциям. Проанализировано влияние элементов

конструкции таких насосов (типа рабочего колеса, опор ротора) на их характеристики.

Показано, что, радиальные рабочие колеса позволяют снизить значение рабочей частоты вращения, в то время как диагональные колеса позволяют уменьшить объем заполнения насоса и площадь контакта поверхности с перекачиваемой средой. Наиболее распространенные в таких насосах полуоткрытые колеса характеризуются повышенным повреждением компонентов крови по сравнению с технологически более сложными закрытыми.

С точки зрения используемых вариантов опор ротора наиболее распространенным является комбинация постоянных магнитов и подшипникового узла. Использование только классических подшипников качения или скольжения приводит к повышению повреждения компонентов крови в таких насосах, а перспективный с точки зрения безопасности устройства полный электромагнитный подвес требует обеспечение бесперебойного питания, что не всегда возможно гарантировать, особенно в условиях транспортного ЭКМО.

Также проведен обзор литературы по подходам к учету особенностей перекачиваемой среды (крови) в насосах вспомогательного кровообращения: ее свойств и нефизиологического повреждения в насосах.

Плотность крови принимается постоянной, равной по своей величине среднему значению для ее составляющих – 1050 кг/м^3 . С точки зрения вязких свойств кровь относится к классу неньютоновских жидкостей, что нельзя игнорировать при проектировании насосов вспомогательного кровообращения. Анализ источников показал, что одним из наиболее хорошо согласующихся с экспериментом законов для описания неньютоновских свойств крови является закон Каро – Яшида:

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})(1 + (\lambda\dot{\gamma})^a)^{(n-1)/a} \quad (1)$$

где $\dot{\gamma}$ – скорость сдвига, с^{-1} ;

$\mu_{\infty} = 0,00345$ – вязкость при бесконечно большой скорости сдвига, $\text{Па}\cdot\text{с}$;

$\mu_0 = 0,056$ – вязкость при бесконечно малой скорости сдвига, $\text{Па}\cdot\text{с}$;

$n = 0,22$ – показатель степени;

$\lambda = 1,902$ – постоянная времени релаксации, с ;

$a = 1,25$ – параметр, определяющий снижение вязкости под действием сдвиговых напряжений.

Сделан вывод о том, что наиболее распространенным критерием для оценки нефизиологического повреждения компонентов крови в насосах вспомогательного кровообращения является критерий гемолиза, а именно индекс гемолиза согласно степенному закону:

$$HI(\%) = \frac{\Delta Hb}{Hb} \cdot 100 = C \cdot \tau^\beta \cdot t^\alpha, \quad (2)$$

где ΔHb – изменение свободного гемоглобина в плазме;

Hb – общая концентрация гемоглобина;

$C = 3,62 \cdot 10^{-5}$, $\beta = 2,416$, $\alpha = 0,785$ – эмпирические константы;

τ – эквивалентное сдвиговое напряжение, согласно критерию фон Мизеса, Па;

t – время воздействия напряжения на клетку крови, с.

При этом, согласно клинической статистике, немаловажным фактором, сопутствующем использованию насосов вспомогательного кровообращения, выступает тромбоз, который является результатом активации тромбоцитов. Для учета тромбоза как критерия выбрана модель, которая учитывает механический и химический факторы активации. В этом случае скорость активации тромбоцитов определяется следующим образом:

$$PAR = A_C PN + A_M (PA + PN), \quad (3)$$

где A_C – химический фактор активации;

PN – концентрация неактивированных тромбоцитов;

A_M – механический фактор активации.

Химический фактор активации определяется, как:

$$A_C = \begin{cases} \frac{ADP}{ADP_t \cdot t_{ADP}}, & ADP \geq ADP_t, \\ 0, & ADP < ADP_t, \end{cases} \quad (4)$$

где ADP – концентрация аденозиндифосфата;

$ADP_t = 2 \cdot 10^{-3}$ – предельное значение концентрации аденозиндифосфата, моль/м³;

$t_{ADP} = 1$ – характерное время активации тромбоцита, с.

Механический фактор активации определяется согласно:

$$A_M = (1 - \varphi_f) \cdot C^{\frac{1}{\beta}} \cdot \beta \cdot \varphi_f^{\frac{\beta-1}{\beta}} \cdot \tau^{\frac{\alpha}{\beta}}, \quad (5)$$

где $\varphi_f = \frac{PA}{PA+PN}$ – содержание активированных тромбоцитов в общем объеме тромбоцитов;

$C = 1,4854 \cdot 10^{-7}$, $\beta = 1,4401$, $\alpha = 1,4854$ – эмпирические константы;

τ – эквивалентное сдвиговое напряжение, согласно критерию фон Мизеса, Па.

Дополнительный анализ литературных источников по вопросу влияния режима работы насоса на критерии повреждения показал значительное изменение степени повреждения при изменении режима работы насоса, что, учитывая работу насосов систем ЭЖМО в широком

диапазоне рабочих режимов, указывает на необходимость учета диапазона режимов при проектировании таких насосов.

Во второй главе описаны разработанная комплексная математическая модель, подход к оптимизации и методика проектирования центробежного насоса вспомогательного кровообращения.

Определен расчетный режим для проектирования насоса, принят ряд компоновочных решений, определяющих внешний вид проточной части насоса. На основании аналитического расчета получены значения геометрических параметров первого приближения проточной части, по которым подготовлена трехмерная параметризованная модель.

На основе методов численного моделирования разработана комплексная математическая модель течения в насосе, позволяющая проводить моделирование гемодинамики и учитывать при этом гемолиз и тромбоз. Описаны уравнения, входящие в модель, используемые допущения и граничные условия. Описан подход к оценке критериев повреждения компонентов крови численными методами, входящий в комплексную модель. Проведено исследование сеточной сходимости, по результатам которого выбрана размерность расчетной сетки, не оказывающая значительного влияния на результаты расчета.

Разработанный подход к оптимизации центробежного насоса систем вспомогательного кровообращения представляет собой решение многопараметрической и многокритериальной задачи оптимизации. В качестве изменяемых параметров выбрано 5 параметров геометрии проточной части: 4 параметра рабочего колеса и 1 параметр отвода. Параметры и диапазоны их изменения показаны в Таблице 1.

Таблица 1.

Параметры оптимизации

| Параметр | Первое приближение | Миним. значение | Максим. значение |
|--|--------------------|-----------------|------------------|
| Число лопастей рабочего колеса, z_c | 12 | 7 | 12 |
| Угол установки лопасти на входе, $\beta_{1л}$, град | 30 | 25 | 35 |
| Угол установки лопасти на выходе, $\beta_{2л}$, град | 57 | 45 | 70 |
| Угол охвата лопасти рабочего колеса, $\phi_{л}$, град | 45 | 45 | 65 |
| Площадь горла отвода, F_g , мм ² | 20 | 17,5 | 23 |

В процессе оптимизации рассматривалось 60 вариантов геометрии, характеристики каждого из них определялись с использованием комплексной математической модели, разработанной ранее.

В качестве критериев оптимизации использовались такие характеристики насоса как: максимизация гидравлического КПД насоса, η ;

минимизация индекса гемолиза в насосе, HI ; минимизация критерия тромбоза, PA_{level} .

Учитывая работу насоса в широком диапазоне рабочих режимов каждый из критериев оценивался одновременно для двух значений подачи $Q = 5$ л/мин (выбранный расчетный режим) и $Q = 1$ л/мин (для учета работы насоса в области недогрузки, куда чаще смещаются рабочие режимы подобных насосов). По результатам оптимизации в рассмотренной постановке в качестве оптимального выбран вариант геометрии 45. По сравнению с исходным вариантом он позволил увеличить величину создаваемого перепада давления в среднем на 3 %, снизить индекс гемолиза в среднем на 30 %, показатель тромбоза в среднем на 13 %.

Для оценки влияния изменения параметров геометрии на критерии были рассчитаны коэффициенты корреляции Спирмена, показанные в Таблице 2, приведены графики рассеивания и аппроксимирующие зависимости для пар параметр-критерий для сочетаний с высокой и весьма высокой связью.

Таблица 2.

Коэффициенты корреляции

| Параметр | r_{η} | r_{HI} | $r_{PA_{level}}$ |
|--|------------|----------|------------------|
| Число лопастей рабочего колеса, z_{Π} | -1,00 | 0,70 | -1,00 |
| Угол установки лопасти на входе, $\beta_{1л}$, град | 0,38 | 0,31 | 0,13 |
| Угол установки лопасти на выходе, $\beta_{2л}$, град | -0,78 | 0,78 | 0,86 |
| Угол охвата лопасти рабочего колеса, $\phi_{л}$, град | -0,80 | -0,35 | -0,85 |
| Площадь горла отвода, F_g , мм ² | -0,54 | -0,64 | 0,54 |

Получено, что значение КПД имеет высокую и весьма высокую связь с такими параметрами как число лопастей, угол установки лопасти на выходе и угол охвата лопасти. С точки зрения критериев повреждения компонентов крови для обоих критериев получена высокая и весьма высокая связь с параметрами число лопастей и угол установки лопасти на выходе. При этом критерий тромбоза также обладает высокой связью с параметром угол охвата лопасти, тогда как для критерия гемолиза связь с этим параметром умеренная. Также отмечена разнонаправленная связь параметров число лопастей и площадь горла отвода с критериями повреждения компонентов крови. Этот результат показывает, что изменение параметра с целью улучшения одного критерия будет приводить к ухудшению другого.

Описанные различия в корреляции одних и тех же параметров геометрии и критериев показали, что при оптимизации насосов вспомогательного кровообращения: выбор параметров оптимизации является важной задачей, во многом определяющей результат (так, например, на разные критерии повреждения крови влияние могут оказывать разные параметры геометрии); необходимо решать многокритериальную

задачу – рассматривать, как гидравлические критерии, так и критерии повреждения компонентов крови. Использование только одного критерия (например, гидравлического) недостаточно для получения безопасного устройства.

После оптимизации в уточняющей постановке были получены рабочие характеристики одного из промежуточных вариантов геометрии проточной части для их последующего сравнения с результатами эксперимента на этапе верификации.

Также была проведена серия расчетов для дополнительной оценки гемолиза и тромбоза с использованием двух подходов к оценке критериев повреждения численными методами (подход Эйлера и подход Лагранжа), позволившая сравнить результаты использования обоих подходов между собой, и обосновать выбор подхода для каждого из этапов проектирования насоса. На первом этапе дополнительных расчетов было проведено исследование сходимости расчета по количеству частиц. Получено, что сходимость достигается при 21000 частиц, дальнейшее увеличение их числа не приводит к значительному изменению оцениваемых величин.

В рамках второго этапа дополнительных расчетов проведена оценка влияния подхода к вычислению критериев повреждения, гемолиза и тромбоза, на разных режимах работы насоса (результаты приведены на Рисунках 1 – 4): при постоянной частоте вращения $n = 2900$ об/мин и переменной подаче Q от 1 л/мин до 9 л/мин с шагом 1 л/мин; при постоянной подаче $Q = 5$ л/мин и переменной частоте вращения n от 1450 об/мин до 4350 об/мин с шагом ≈ 500 об/мин.

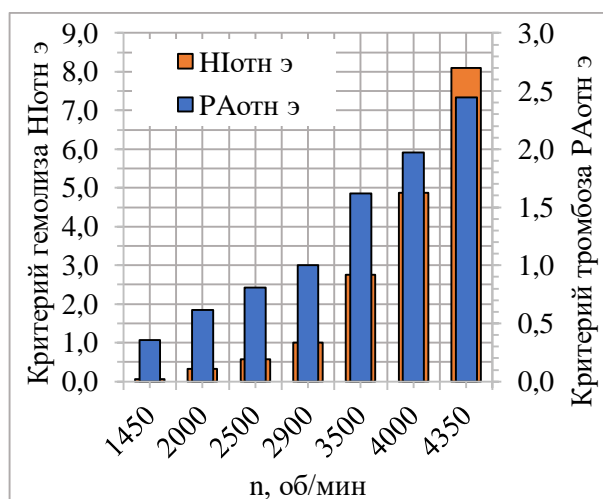


Рисунок 1.

Распределение НЮтн и РАотн в зависимости от частоты вращения ротора для подхода Эйлера.

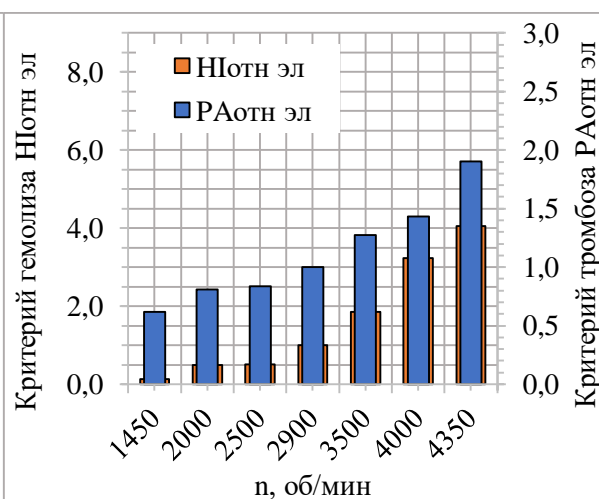


Рисунок 2.

Распределение НЮтн и РАотн в зависимости от частоты вращения ротора для комбинированного подхода Эйлера и Лагранжа.

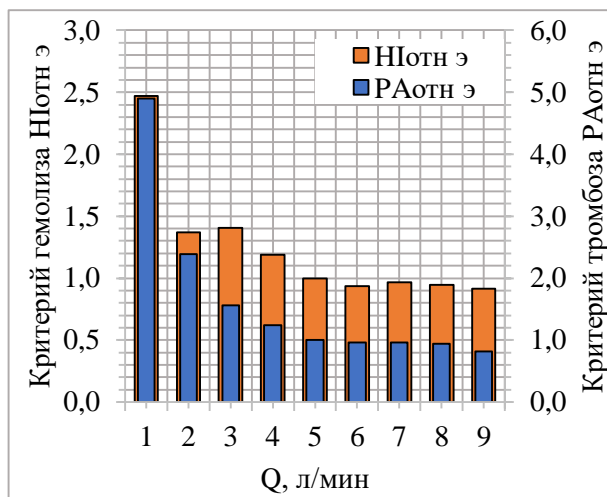


Рисунок 3.

Распределение НЮтн и РАотн в зависимости от подачи для подхода Эйлера.

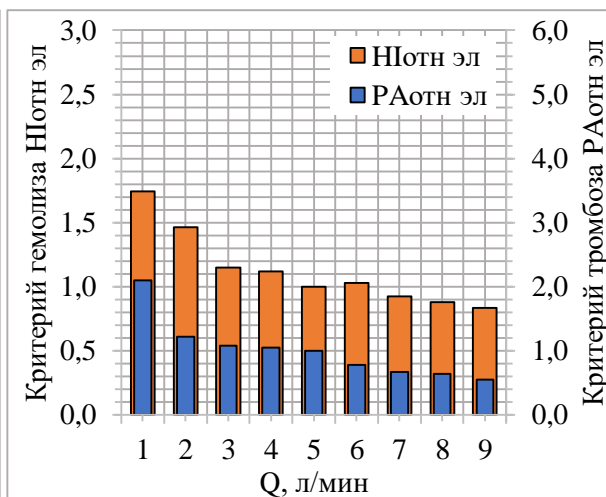


Рисунок 4.

Распределение НЮтн и РАотн в зависимости от подачи для комбинированного подхода Эйлера и Лагранжа.

Получено, что качественно результаты для двух подходов не сильно различаются между собой: увеличение частоты вращения ротора приводит к увеличению и гемолиза, и тромбоза; уменьшение подачи также приводит к увеличению повреждения компонентов крови. Показано, что результаты моделирования повреждения компонентов крови качественно совпадают с данными из литературы, что подтверждает адекватность используемой для оценки критериев повреждения математической модели.

Качественное совпадение результатов для обоих подходов указывает на возможность применения более простого для реализации подхода Эйлера при решении задачи оптимизации и качественного сравнения вариантов между собой. Однако, учитывая большую физичность постановки при использовании комбинированного подхода Эйлера и Лагранжа, а также возможность на его основе проводить моделирование более широкого круга физических процессов (соударение частиц, их слипание, осаждение и т.д.), то для дополнительной оценки критериев повреждения после этапа оптимизации рекомендуется использовать именно его.

По абсолютной величине вне зависимости от подхода наибольшие значения гемолиза получены для режимов с наиболее высокой частотой вращения ротора, а наибольшие значения тромбоза – для режимов с наименьшей подачей. Следовательно, в зависимости от рассматриваемого параметра повреждения крови изменяется и наиболее опасный для пациента режим работы насоса, т.е. для проектирования безопасного устройства следует учитывать набор критериев повреждения.

Таким образом была сформулирована методика проектирования насоса вспомогательного кровообращения (Рисунок 5) и сформулированы рекомендации по выбору значений рассмотренных параметров геометрии.

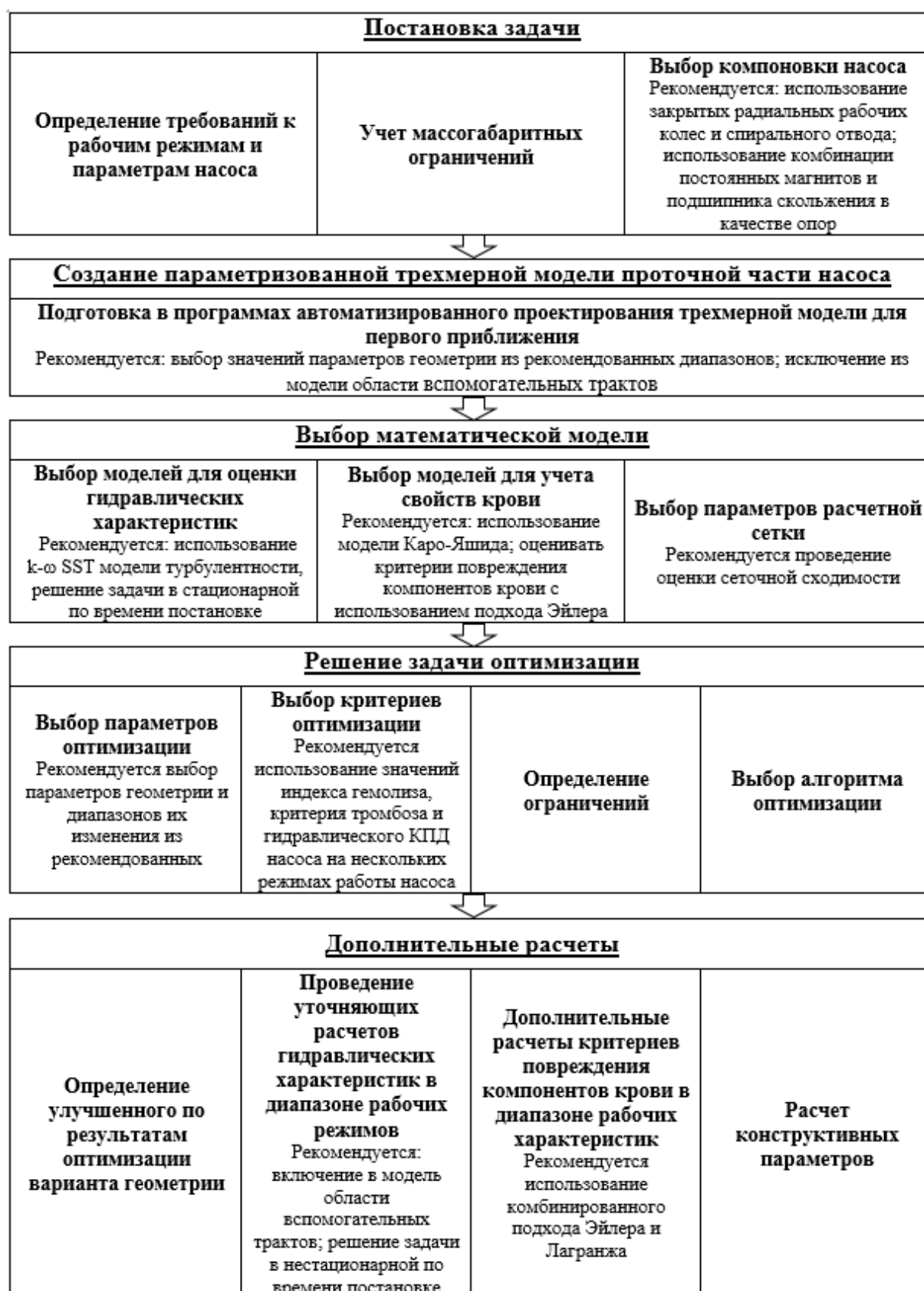
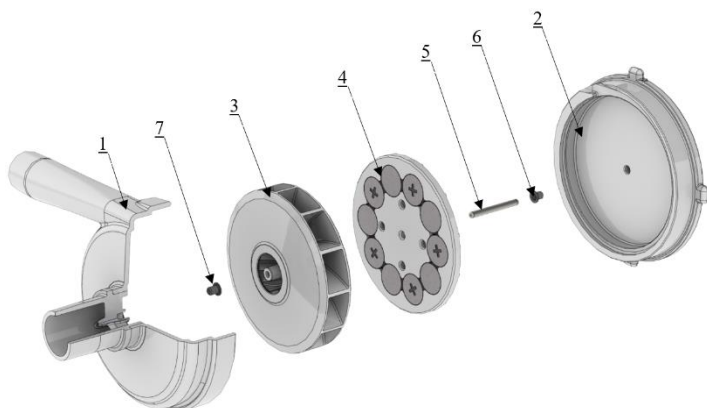


Рисунок 5.
Разработанная методика.

В третьей главе представлены результаты верификации гидравлических характеристик насоса.

Описана конструкция опытного образца, показанная на Рисунке 6. Проведен подбор технологии изготовления опытных образцов насосов вспомогательного кровообращения.



1 – верхняя крышка корпуса; 2 – нижняя крышка корпуса; 3 – рабочее колесо; 4 – нижняя крышка ротора с магнитами; 5 – ось; 6, 7 – подшипник скольжения

Рисунок 6.

Конструкция опытного образца насоса.

Рассмотрено три технологии: 3Д-печать, фрезерование на станке с ЧПУ, литье в силиконовые формы. Получено, что использование 3Д-печати не рекомендуется для изготовления подобных насосов, литье в силиконовые формы может быть рекомендовано для использования с учетом ограничений технологии, фрезерование на станке с ЧПУ рекомендовано для

изготовления ограниченной партии изделий. Описан разработанный стенд для проведения гидравлических испытаний, показанный на Рисунке 7.

Описана методика проведения испытаний, подобранное измерительное оборудование, рассчитаны погрешности прямых и косвенных измерений.

Полученные погрешности результатов измерений не превышают допустимые значения для испытаний по классу точности 2 ГОСТ 6134-2007, следовательно, полученные данные можно считать достоверными.

В рамках работы были проведены следующие испытания:

- испытания на технической воде при температуре 20 °С;

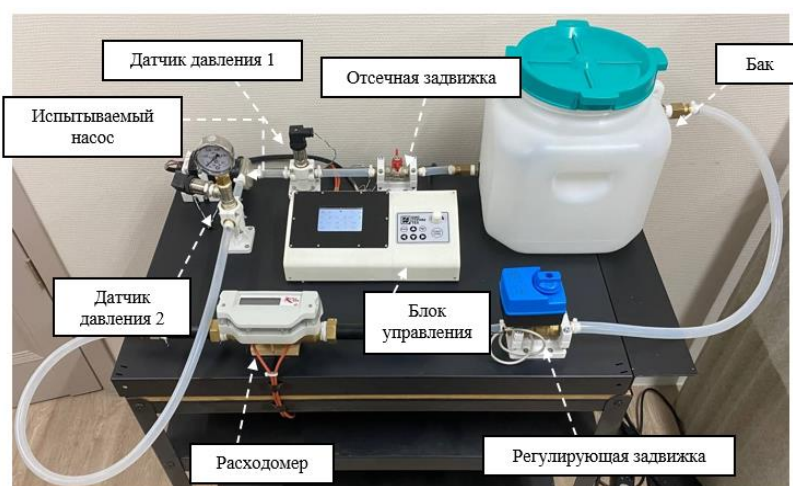


Рисунок 7.

Стенд для гидравлических испытаний в сборе.

- испытания на водно-глицериновой смеси №1, имитирующей вязкость крови, при температуре 20 °С с вязкостью 0,00283 Па·с;
- испытания на водно-глицериновой смеси №2, имитирующей вязкость крови, при температуре 20 °С с вязкостью 0,00333 Па·с.

Результаты испытаний на водно-глицериновой смеси №2 и сравнение полученных характеристик с результатами моделирования показаны на Рисунках 8 – 10, вертикальными линиями на рисунках ограничен основной диапазон рабочих режимов насоса: от 1 л/мин до 5 л/мин ($Q_{\text{без}}$ от 2,76 до 13,79).

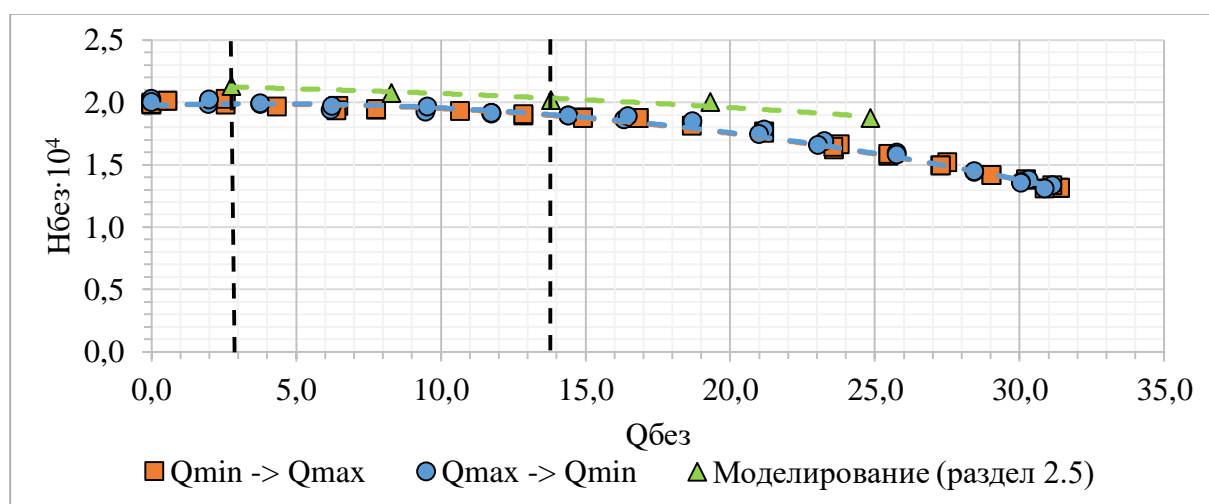


Рисунок 8.

Сравнение экспериментальных безразмерных напорных характеристик при испытаниях на смеси №2 с результатами моделирования.

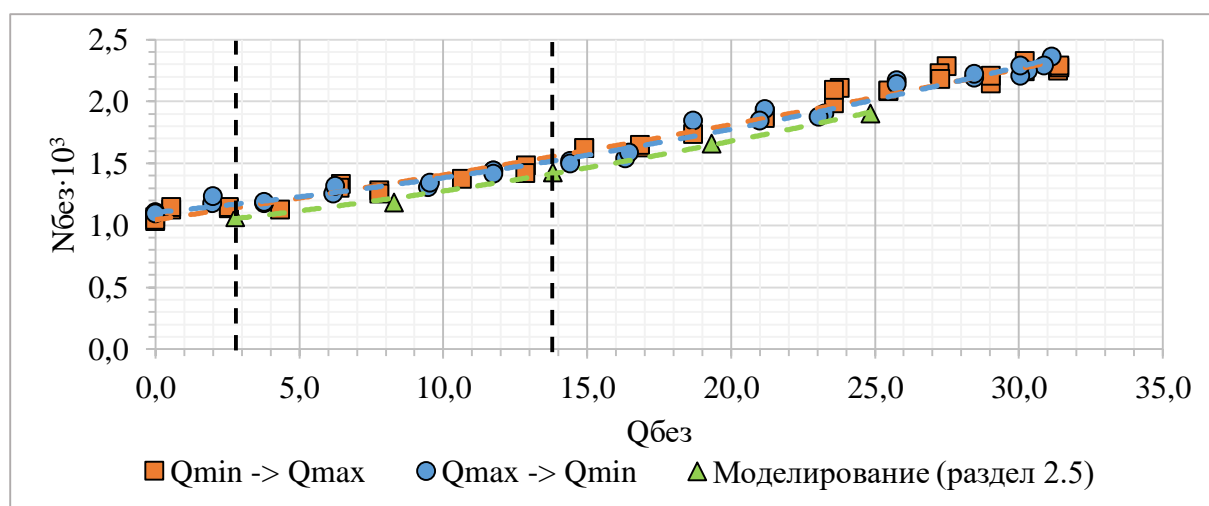


Рисунок 9.

Сравнение экспериментальных безразмерных мощностных характеристик при испытаниях на смеси №2 с результатами моделирования.

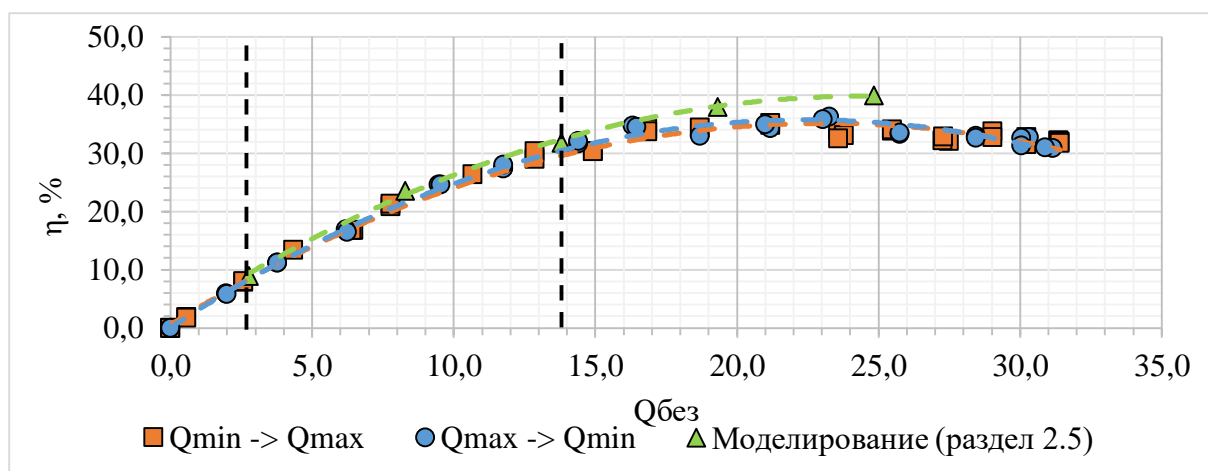


Рисунок 10.

Сравнение экспериментальных безразмерных КПД характеристик при испытаниях на смеси №2 с результатами моделирования.

Получено хорошее совпадение расчетных и экспериментальных характеристик. В основном диапазоне рабочих режимов (от 1 л/мин до 5 л/мин, $Q_{\text{без}}$ от 2,76 до 13,79): отклонение напорных характеристик составляет в среднем 6 %, отклонение мощностных характеристик не превышает 5 %, отклонение КПД по абсолютной величине не превышает 1 %.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

По итогам проделанной работы можно сделать следующие выводы:

1. Разработанная параметризованная трехмерная модель проточной части насоса позволяет изменять его основные геометрические параметры в широком диапазоне значений.
2. Разработанная комплексная математическая модель течения жидкости позволяет проводить моделирование гемодинамики и учитывать при этом гемолиз и тромбоз в насосе.
3. Разработанный подход к оптимизации проточной части насоса вспомогательного кровообращения в качестве критериев учитывает как гидравлические (гидравлический КПД), так и биофизические характеристики насоса (индекс гемолиза и критерий тромбоза). По результатам оптимизации с использованием разработанного подхода в рассмотренной постановке удалось увеличить величину создаваемого перепада давления в среднем на 3 %, снизить индекс гемолиза в среднем на 30 %, снизить критерий тромбоза в среднем на 13 %.
4. Полученное по результатам дополнительных расчетов критериев повреждения с использованием двух подходов (Эйлера и комбинированного Эйлера и Лагранжа) качественное совпадение результатов доказало возможность применения более простого для реализации подхода Эйлера при решении задачи оптимизации и

качественного сравнения вариантов между собой. При этом показано, что более физически корректный и трудоемкий комбинированный подход Эйлера и Лагранжа рационально применять для дополнительной оценки критериев повреждения в широком диапазоне рабочих режимов после этапа оптимизации.

5. По результатам дополнительных расчетов в широком диапазоне рабочих режимов доказано, что вне зависимости от подхода к моделированию повреждения увеличение частоты вращения ротора и уменьшение подачи приводит к увеличению повреждения компонентов крови, при этом с точки зрения гемолиза наиболее опасными являются режимы высокой частоты вращения, с точки зрения тромбоза – режимы малых подач, что подчеркивает необходимость учитывать работу насоса в диапазоне рабочих режимов при его проектировании. Показано, что результаты моделирования повреждения компонентов крови качественно совпадают с данными из литературы, что подтверждает адекватность используемой для оценки критериев повреждения математической модели.

6. Доказано, что учет только одного критерия повреждения (например, гемолиза) или только гидравлического критерия (КПД) при проектировании подобных устройств недостаточен для создания безопасного устройства, необходимо использовать их набор, т.к. влияние параметров геометрии проточной части и режимов работы насоса на рассмотренные критерии (повреждения и гидравлические) не всегда одинаково.

7. Разработанная методика проектирования с учетом повреждения крови может быть использована для создания относительно безопасного центробежного насоса вспомогательного кровообращения.

8. На этапе изготовления опытного образца получено, что использование 3Д-печати не рекомендуется для изготовления подобных насосов, литье в силиконовые формы может быть рекомендовано для использования с учетом ограничений технологии, фрезерование на станке с ЧПУ рекомендовано для изготовления ограниченной партии изделий.

9. Погрешности измерений разработанного испытательного стенда не превышают допустимые значения для испытаний по классу точности 2 согласно ГОСТ 6134-2007, полученные результаты измерений могут быть использованы для верификации.

10. По результатам экспериментальной верификации гидравлических характеристик получено хорошее совпадение расчетных и экспериментальных данных, особенно в области основных рабочих режимов (до 5 л/мин включительно): отклонение безразмерных напорных характеристик в этой области в среднем не превышало 6 %, безразмерных мощностных характеристик – не превышало 5 %, КПД характеристик - 1 % по абсолютной величине.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Assessment of Hemolysis in a Ventricular Assist Axial Flow Blood Pump // Kuleshova M.S., et al. Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50. No 4. P. 233–236. doi:10.1007/s10527-016-9627-x. (0,34 п.л./0,17 п.л.).
2. Minimization of hemolysis and improvement of the hydrodynamic efficiency of a circulatory support pump by optimizing the pump flowpath // Kuleshova M.S., et al. Biomedical Engineering. 2017. Vol. 51. No 4. P. 229–233. doi:10.1007/s10527-017-9720-9. (0,46 п.л./0,23 п.л.).
3. Исаева М.С., Петров А.И., Банин Е.П. Разработка центробежного насоса для систем экстракорпоральной мембранной оксигенации с колесом закрытого типа // XXXV Международная инновационная конференция молодых учёных и студентов (МИКМУС — 2023): Сборник трудов конференции, Москва, 13–14 ноября 2023 года. 2023. С. 309–315. (0,70 п.л./0,35 п.л.).
4. Исаева М.С., Петров А.И., Банин Е.П. Разработка центробежного насоса для систем экстракорпоральной мембранной оксигенации // Гидравлика. 2024. № 23. С. 82–94. (1,38 п.л./0,69 п.л.).
5. Исаева М.С., Петров А.И., Банин Е.П. Гидравлические испытания нового центробежного насоса с колесом закрытого типа для систем экстракорпоральной мембранной оксигенации // Известия МГТУ «МАМИ». 2024. Т. 18. № 2. С. 119–128. doi:10.17816/2074-0530-632472 (1,04 п.л./0,52 п.л.).
6. Исаева М.С., Петров А.И., Банин Е.П. Влияние режима работы центробежного насоса систем экстракорпоральной мембранной оксигенации на повреждение крови в нём // Омский научный вестник. Сер. Авиационно-ракетное и энергетическое машиностроение. 2024. Т. 8, № 4. С. 46–53. doi:10.25206/2588-0373-2024-8-4-46-53 (0,80 п.л./0,40 п.л.).
7. Исследование влияния геометрических параметров сосудистого насоса на повреждение крови // Исаева М.С. [и др.] XXXVI Международная инновационная конференция молодых учёных и студентов (МИКМУС — 2024): Сборник трудов конференции, Москва, 4–6 декабря 2024 года. 2024. С. 303–311. (0,92 п.л./0,46 п.л.).
8. Центробежный насос для экстракорпоральной мембранной оксигенации: пат. 2817453 РФ / М.С. Исаева [и др.]; заявл. 17.01.2023; опубл. 16.04.2024. Бюлл. №11 (1,04 п.л./0,52 п.л.).
9. Рабочее колесо для центробежного насоса систем экстракорпоральной мембранной оксигенации с уплотнением в боковой полости: пат. 226652 РФ / М.С. Исаева [и др.]; заявл. 22.11.2023; опубл. 17.06.2024. Бюлл. №17 (0,92 п.л./0,46 п.л.).
10. Универсальный центробежный насос для систем ЭКМО: пат. №2024104920 РФ / М.С. Исаева [и др.]; заявл. 27.02.2024. (1,96 п.л./0,98 п.л.).