

На правах рукописи



Глеб Геннадьевич Боярский

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ПРОЕКТИРОВАНИЯ МИКРОНАСОСОВ ДЛЯ  
СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ

Специальность 2.2.12 – Приборы, системы и изделия медицинского  
назначения

АВТОРЕФЕРАТ  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Москва – 2022

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)».

Научный руководитель: **Хаустов Александр Иванович**  
доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты: **Корневский Николай Алексеевич**, доктор технических наук, профессор, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», заведующий кафедрой биомедицинской инженерии;

**Некрасова Юлия Юрьевна**, кандидат технических наук, федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Федеральный научно-клинический центр реаниматологии и реабилитологии», научный сотрудник лаборатории изучения коморбидности и вегетативной дисфункции.

Ведущая организация: федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва.

Защита диссертации состоится 28 декабря 2022 г. в 12:00 часов на заседании Диссертационного совета 24.2.331.09 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого совета Главного учебного корпуса по адресу: 105005, г. Москва, ул. 2-я Бауманская, д. 5, стр. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте [www.bmstu.ru](http://www.bmstu.ru).

Автореферат разослан «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2022 г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенный гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета 24.2.331.09.

Ученый секретарь  
диссертационного совета,  
к.т.н., доцент



Самородов Андрей  
Владимирович

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы исследования.** Применение, как внешних насосов, так и уже вошедших в эксплуатацию малогабаритных насосов, устанавливаемых в грудную клетку, не позволяет удовлетворить требованиям малой инвазивности и поддержания мобильности пациента, что в свою очередь снижает вероятность удачного результата лечения. Поэтому разработка микронасосов, пригодных для имплантации через кровеносное русло в желудочки сердца, имеющих минимальные размеры и обеспечивающие требуемые напорно-расходные характеристики, без провоцирования тромбозов и гемолиза является актуальной.

Оптимизация элементов проточной части современных насосов, в том числе в авиационной и космической технике, проводится для достижения максимальной эффективности (КПД) крупногабаритных насосов, максимальной кавитационной устойчивости, в этом случае минимизируются гидравлические, дисковые, объемные, механические потери. При разработке микронасоса для поддержки кровообращения в качестве критериев проектирования необходимо минимизировать травму крови и тромбообразование. Поэтому разработка метода проектирования микронасосов вызывающих низкую травму крови и тромбообразование является одной из наиболее *актуальных* задач, стоящей перед учеными в области гемодинамики.

**Степень разработанности темы исследования.** В современной кардиохирургии находят широкое применение нагнетательные устройства, которые обеспечивают частичную или полную, временную или постоянную замену функции сердца. Такие устройства применяются для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца и имеют диаметр до 30 мм и длину 90 мм весом до 200 грамм.

Следующим шагом является разработка устройств с меньшими массогабаритными характеристиками для систем поддержки кровообращения: диаметр менее 7 мм и общей длиной не более 45 мм, весом не более 50 грамм из условия минимального гемолиза и тромбообразования при обеспечении требуемых напорно-расходных характеристик, чтобы обеспечить их малоинвазивное применение, что позволит вводить эти устройства через бедренную артерию без серьезной хирургической операции. Однако, в настоящее время нет рекомендаций и методов проектирования микронасосов на требования, предъявляемые к насосам для поддержки кровообращения, отсутствуют зависимости по влиянию основных параметров насоса на его напорно-расходные характеристики. В литературе приводятся отрывочные данные, которые часто не согласуются между собой даже для однотипных насосов. Такое положение объясняется сложностью явлений, происходящих в процессе работы насоса.

**Целью диссертационной работы** является разработка метода проектирования микронасосов для систем поддержки кровообращения, пригодных для малоинвазивного применения, работающих с травмой крови и тромбообразованием допустимыми для использования этих насосов.

Для достижения поставленной цели в работе решены следующие **задачи**:

1. Разработан состав и принцип работы МН исходя из условий его введения и применения;
2. Используя морфологическое строение сердечно-сосудистой системы, определены массо-габаритные характеристики элементов и узлов МН;
3. Разработана математическую модель, позволяющая определить параметры течения вязкой жидкости в проточных каналах микронасоса;
4. Разработаны критерии оценки гемолиза и тромбообразования в зависимости от основных режимных и геометрических параметров МН;
5. На основании данных применения в клинической практике микронасосов большего типа размера для систем поддержки кровообращения выполнена апробация математической модели и критериев оценки гемолиза и тромбообразования;
6. Определены зависимости насосных характеристик микронасосов от основных геометрических и режимных параметров;
7. Выполнен анализ распределения скоростей, давления, касательных напряжений в элементах проточной части МН для оценки травмы крови и тромбообразования при работе МН;
8. Разработан и изготовлен экспериментальный стенд для определения насосных характеристик прототипов МН;
9. Проведены экспериментальные исследования для проверки зависимостей насосных характеристик МН от геометрических и режимных параметров;
10. Разработана малоинвазивная система для поддержки кровообращения в состав, которой входит разработанный МН.

**Научная новизна работы** заключается в следующем:

1. Разработана на основе опыта проектирования и клинического применения микронасосов большего типа размера математическая модель позволяющая выполнять анализ влияния геометрических и режимных параметров на уровень гемолиза и тромбообразования, на насосные характеристики, что позволяет выявить особенности течения крови в элементах микронасоса;
2. Разработаны критерии оценки гемолиза крови, подтвержденные данными, полученными из клинических применений микронасосов большего типа размера, при работе микронасоса для систем поддержки кровообращения;
3. Предложены и экспериментально подтверждены расчетно-эмпирические зависимости насосных характеристик микронасосов, позволяющих определять режимы работы микронасоса при его клиническом применении;
4. Разработан метод проектирования микронасосов для систем поддержки кровообращения, позволяющий оптимизировать геометрические параметры микронасосов и принимать конструктивные решения, которые могут быть использованы при разработке новых перспективных высокоэффективных микронасосов различного назначения.

**Теоретическая значимость** работы заключается в том, что полученные результаты дополняют теорию течения жидкости в малогабаритных осевых насосах для систем поддержки кровообращения. Решена задача, которая достоверно описывает зависимость насосных и гемолизных характеристик микронасоса от его геометрических и режимных параметров, что позволяет разрабатывать микромасштабные насосы. Основные теоретические результаты могут стать фундаментом для дальнейших разработок осевых микронасосов для систем поддержки кровообращения.

**Практическая значимость работы:**

- разработана конструкция осевого микронасоса для нагнетания жидкости с диаметром рабочего колеса менее 7 мм, обеспечивающая необходимые насосные и гемолизные характеристики для систем поддержки кровообращения человека,
- разработана технология изготовления микронасосов на конкретные параметры, обеспечивающая повторяемость результатов,
- спроектированы, изготовлены и подготовлены к гидродинамическим и гемолизным испытаниям прототипы микронасосов, отвечающих медико-биологическим требованиям,
- разработана система поддержки кровообращения, в состав которого входит разработанный микронасос.

**Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Разработанная математическая модель течения жидкости в микронасосе для поддержки кровообращения, основанная на опыте проектирования и клинического применения насосов большего типа размера, позволяет определять значения давления, скорости, касательных напряжений и времени их действия на эритроциты в каждой точке проточной части микронасоса,
2. Разработанные критерии оценки уровня гемолиза и подтверждающие их достоверность данные, полученные из клинических применений микронасосов большего типа размера, позволяют оптимизировать геометрические размеры и режимные характеристики микронасосов,
3. Полученные расчетно-эмпирические зависимости насосных и гемодинамических характеристик микронасосов от геометрических и режимных параметров МН позволяют достичь при проектировании микронасосов требуемых режимных параметров и обеспечить необходимые гемодинамические показатели,
4. Разработанный метод проектирования микронасосов для поддержки кровообращения обеспечивает получение требуемых проектных напорно-расходных и мощностно-расходных характеристик.

**Методология и методы исследования.** Методологическую основу работы составили научные труды отечественных и зарубежных ученых в области проектирования и изготовления осевых насосных устройств, проведения медико-биологических исследований имплантируемых систем поддержки кровообращения, математическое моделирование течения жидкости, а также в области проектирования микронасосов разного назначения.

### **Информационные источники научного исследования:**

- проанализированы литературные данные книг, научных статей, докладов о проектировании и применении систем вспомогательного кровообращения, насосных систем малых габаритов.

- отечественные и зарубежные официальные документы: постановления и ГОСТы;

- собственные расчетные алгоритмы, результаты расчетов и экспериментов.

Постоянные, которые использовались или получены в расчетном исследовании, определялись и проверялись специальными экспериментальными исследованиями.

**Достоверность результатов работы** обеспечена: использованием при физическом и математическом моделировании фундаментальных законов механики и биологии; применением достоверных опытных и клинически полученных данных с минимальными допущениями и ограничениями; объемным экспериментальным и статистическим материалом, с использованием при их проведении проверенных методов исследований, а также приборов и измерений, обеспечивающих точность регламентированную ГОСТами; хорошим согласованием (не более 3% ошибки) теоретических и экспериментальных результатов, полученных при испытании и клиническом применении подобных микронасосов.

**Личный вклад автора.** Диссертантом поставлена актуальная задача по разработке микронасоса для поддержки кровообращения малоинвазивного применения. Им предложен метод моделирования течения вязкой жидкости в элементах МН, разработан алгоритм решения поставленной задачи, проведены расчеты влияния геометрических и режимных параметров МН на напорно-расходные и гемодинамические характеристики, разработан метод проектирования микронасосов на требуемые параметры. Проанализированы расчетные и экспериментальные данные по проектированию микронасосов для систем поддержки кровообращения разного назначения. Спроектированы и изготовлены микронасосы для гидро- и гемодинамических испытаний. Лично и в соавторстве написаны научные работы, которые обсуждались на научных конференциях.

**Внедрение результатов работы.** Материал, полученный в результате работы, используется для обучения студентов старших курсов ФГБОУ «Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)», по специальностям «Системы жизнеобеспечения, термостатирования и защиты ракетно-космических комплексов», «Инженерное дело в аэрокосмической медицине». Полученные в результате исследований данные применяются в ООО «Дона-М» для проектирования микронасосов разного назначения. В ходе выполнения работы получен патент на изобретение РФ на катетерный микронасос.

**Апробация работы.** Основные результаты и положения диссертационной работы докладывались и обсуждались на международных научных конференциях «Гагаринские чтения – 2019», «Гагаринские чтения – 2020», 19-й международной конференции «Авиация и космонавтика» 2020 год,

международной научной конференции «Математическое моделирование» г. Москва, 2020 год., заседании кафедры «Гидромеханика, гидромашины и гидропневмоавтоматика» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Москва, 2022 г.), научном семинаре факультета «Биомедицинская техника» МГТУ им. Н.Э. Баумана. (Москва, 2022 г.), научном семинаре кафедры "Экология, системы жизнеобеспечения и безопасность жизнедеятельности" МАИ (Москва, 2022 г.).

**Публикации.** Основные результаты опубликованы в 8 печатных работах: 4 статьи в журналах, входящих в перечень ВАК РФ, из них 2 по специальности 2.2.12, 1 статья проиндексирована в базе данных Scopus; получено 1 свидетельство о государственной регистрации интеллектуальной собственности.

**Структура и объем работы.** Диссертация состоит из введения, шести глав, заключения, списка литературы и 4-х приложений. Работа содержит 125 страниц, 8 таблиц, 70 рисунка и Приложение. Список литературы включает 57 наименований.

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении из анализа методики применения и принципа работы системы поддержки кровообращения, морфологических особенностей строения сердечно-сосудистой системы и основных требований, предъявляемых к ним, выявлено, что максимальный диаметр микронасоса, вводимого в организм пациента, не должен превышать 7 мм, а его длина - 45 мм для его безопасного введения через бедренную артерию и установки в левом желудочке сердца. Обоснована актуальность выбранной темы диссертации, сформулирована цель работы и поставлены задачи для достижения этой цели, раскрыты научная новизна и практическая значимость работы.

В первой главе проведен аналитический обзор имеющихся литературных данных в области насосов для поддержки кровообращения. Рассмотрены принципы работы основных типов насосов, наиболее распространенных в мире для оказания временной поддержки насосной функции сердца. Несмотря на существование нескольких типов насосов разных конструкций и моделей, ни один из них не удовлетворяет требованиям, предъявляемым к насосам для малоинвазивной имплантации и поддержки насосной функции левого желудочка сердца в полном объеме. Обзор современных насосов поддержки кровообращения показал, что те системы, которые введены в клиническое применение, не показали необходимой эффективности, либо ограничены по времени эксплуатации, либо не удовлетворяют перспективным требованиям по уровню травмы крови.

Основные ограничения на выбор размеров осевого микронасоса (МН) для поддержки левого желудочка оказывают диаметр и длина его элементов, ограниченные размерами сосудов и аорты, диаметром вала рабочего колеса, который определяется прочностными характеристиками материала, а также размерами подшипниковых узлов. Поэтому размеры микронасоса определяются в основном не из оптимальных с точки зрения КПД или минимальной травмы крови, а из компоновочных требований. Так современные

имплантируемые микронасосы, например, НЛЖ (комплекс «Стрим-Кардио»), имеющие диаметр 20 мм, чтобы обеспечить требуемые параметры (подача до 6 л/ мин и повышение давления 120 мм рт. ст.) работают при 8500 об/мин. Уменьшение диаметра насоса в 2 раза требует, по меньшей мере, трехкратного увеличения частоты вращения насоса. Кроме того, при уменьшении размеров насоса увеличиваются относительные размеры зазоров, шероховатости, что при контакте с кровью оказывает существенное влияние на гемолиз и тромбообразование в крови. Данные явления становятся основной причиной осложнений после имплантации.

Во второй главе разработана конструкция и принцип работы микронасоса. На первом этапе проектирования использовались рекомендации, позволяющие определить основные геометрические параметры осевого насоса: углов установки

лопаток, диаметров периферии, втулки на входе и выходе рабочего колеса (РК) и спрямляющего аппарата (СА). На Рисунке 1 представлен внешний вид и

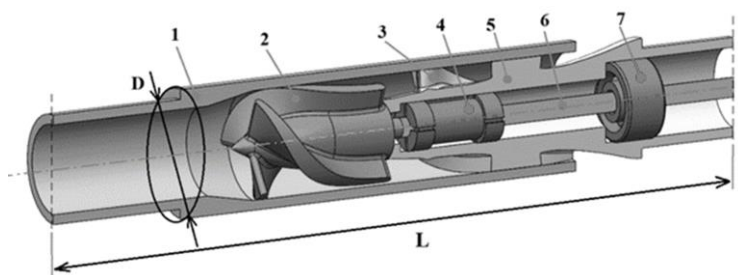


Рисунок 1. Конструкция микронасоса

габаритные размеры разработанного МН: где  $L = 43$  мм,  $D = 6,5$  мм, состоящий из корпуса (поз. 1), в котором установлено РК (поз. 2) с лопатками, изготовленные едиными с втулкой. Лопатки СА (поз. 3) изготавливаются заедино с втулкой (поз.5) и

закрепляются в корпусе МК. В переднем (поз.4) и заднем (поз.7) подшипниках устанавливается вал (поз.6).

Третья глава посвящена физико-математическому моделированию течения вязкой жидкости в пространственных каналах МН (Рисунок 2), при этом решались две задачи: определение

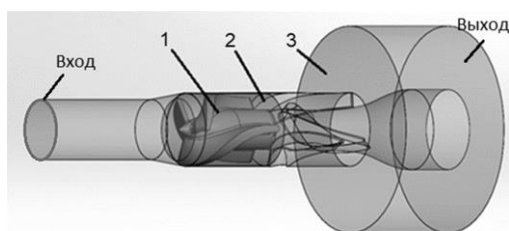


Рисунок 2. МН для 3D моделирования течения жидкости

влияния геометрических параметров (относительной толщины лопаток РК, относительного зазора между рабочим колесом и корпусом) на напорно-расходные характеристики и картина обтекания элементов МН, чтобы оценить травму крови и тромбообразование. В расчетах рассматривалось стационарное движение несжимаемой, вязкой жидкости по

параметрам идентичным параметрам нормальной крови.

3D моделирование течения вязкой неньютоновской жидкости основывается на решение системы дифференциальных уравнений, описывающих законы сохранения массы, импульса и энергии этой среды. Эта система уравнений имеет следующий вид:



$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho \bar{W}) = 0 \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho \bar{W}) = 0 \quad \frac{d\bar{W}}{dt} = \vec{J} - \frac{1}{\rho} \operatorname{grad} p + \nu \nabla \bar{W} + \frac{1}{3} \nu \operatorname{grad}(\operatorname{div} \bar{W}) \\ \rho c_p \frac{dT}{dt} = \frac{dp}{dt} + \lambda \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \rho \frac{dq_{mp}}{dt} \end{array} \right.$$

$$\text{где } \rho \frac{dq_{mp}}{dt} = \rho \frac{dl_{mp}}{dt} = \frac{\partial}{\partial x} [\sigma'_x u + \tau_{xy} v + \tau_{xz} w] + \frac{\partial}{\partial y} [\tau_{yx} u + \sigma'_y v + \tau_{yz} w] + \frac{\partial}{\partial z} [\tau_{zx} u + \tau_{zy} v + \sigma'_z w].$$

Использована математическая модель турбулентности  $k$ - $\varepsilon$ :

$$\frac{\partial(pk)}{\partial t} + \frac{\partial(pku_i)}{\partial x_i} \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{\partial k}{\partial x_i} \right] + 2\mu_t E_{ij} E_{ij} - p\varepsilon$$

$$\frac{\partial(p\varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(p\varepsilon u_i)}{\partial x_i} \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} 2\mu_t E_{ij} E_{ij} - C_{2\varepsilon} p \frac{\varepsilon^2}{k}$$

На основе анализа литературных данных и результатов клинического применения нагнетательных систем для вспомогательного кровообращения предложен критерий оценки гемолиза МН. В основе оценки лежит определение величины касательных напряжений и времени их воздействия на эритроциты при их течении в проточной части МН (см. Рисунок 3), как:

$$KHi = \frac{\iiint_V \tau_j^a \cdot \Delta t_j^b dx dS - \tau_0^a \cdot T^b L \cdot S_0}{\tau_0^a \cdot T^b L_x \cdot S_0} = \frac{\iiint_V \tau_j^a \cdot \Delta t_j^b dx dS}{\tau_0^a \cdot T^b L_x \cdot S_0} - 1, \text{ т.к.}$$

$$\Delta t_j = t_{j+1} - t_j = \frac{x_{j+1} - x_j}{v_{xj}} = \frac{\Delta x_j}{v_{xj}} = \frac{L_x/k}{v_{xj}} = \frac{l_x}{v_{xj}},$$

где  $l_x = L_x/k$ ,  $k$  – число участков, на которые делится линия тока,  $T_x = L_x/v_{x0}$ .

Или в относительном виде:

$$\begin{aligned} \overline{kh}_{i,(j+1-j)} &= \frac{kh_{i,(j+1-j)}}{kh_{0,i}} = \frac{\tau_{i,j}^a \cdot \Delta t_{i,j}^b}{\tau_{0,i}^a \cdot \Delta t_{0,i}^b} = \frac{\tau_{i,j}^a \cdot (l_{xi,j}/v_{xi,j})^b}{\tau_{0,i}^a \cdot (l_{x0,i}/v_{x0,i})^b} = \\ &= \left( \frac{\tau_{i,j}^a}{v_{xi,j}^b} \cdot l_{xi,j}^b \right) / \left( \frac{\tau_{0,i}^a}{v_{x0,i}^b} \cdot l_{x0,i}^b \right) = \left( \frac{\tau_{i,j}^a}{v_{xi,j}^b} \right) / \left( \frac{\tau_{0,i}^a}{v_{x0,i}^b} \right) = \\ &= \frac{\tau_{i,j}^a / v_{xi,j}^b}{\tau_{0,i}^a / v_{x0,i}^b} \end{aligned}$$

где  $khi_{0,i} = \tau_{0,i}^a \cdot \Delta t_{0,i}^b = \tau_{0,i}^a \cdot (l_{xi,0} / v_{xi,0})^b = \frac{\tau_{0,i}^a}{v_{xi,0}^b} \cdot l_{xi,0}^b$  - величина гемолиза, который

бы имел место, если бы рабочее колесо было неподвижно при сохранении расхода. Интегрируя эту величину для всех линий тока во всем объеме течения, получаем интегральный относительный коэффициент гемолиза:

$$\overline{Kh} = \iiint_V \frac{\tau_j^a / v_{xj}^b}{\tau_0^a / v_{x0}^b} dx dS = \iiint_V \frac{\tau_j^a / v_{xj}^b}{\tau_0^a / v_{x0}^b} dV.$$

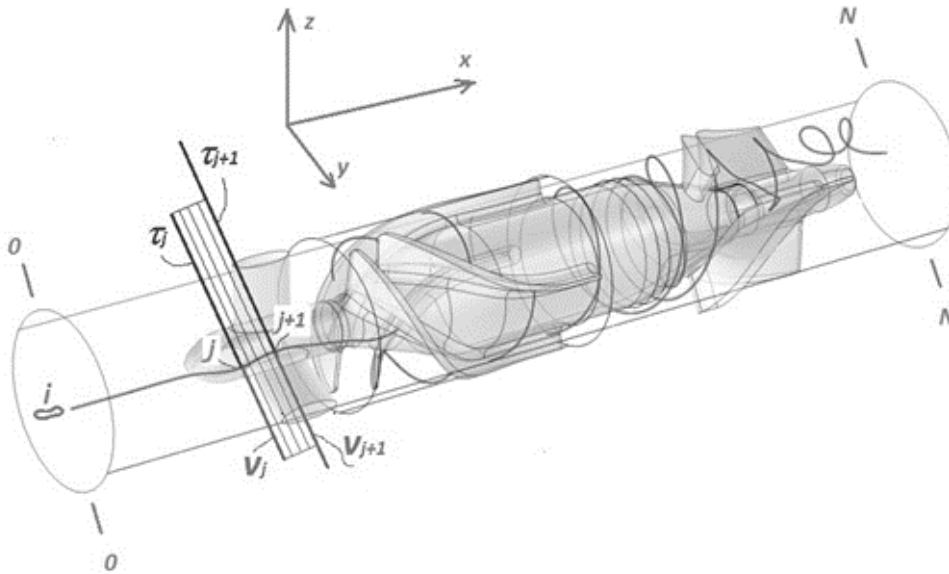


Рисунок 3. К выводу коэффициента гемолиза

Предложенный метод оценки гемолиза апробирован на результатах клинических испытаний насоса левого желудочка сердца (НЛЖ) комплекса Стрим-Кардио, который успешно прошел весь необходимый комплекс испытаний и в настоящее время применяется в клиниках РФ.

На основании численного моделирования течения жидкости в каналах МН определено влияние основных геометрических параметров на напорно-расходные, мощностные, гемолизные и тромбопровоцирующие характеристики. В Таблице 1 показаны размеры МН, на которых выполнялось математическое моделирование.

На Рисунках 4 и 5 в качестве примера показано влияние изменения относительной толщины лопаток РК на относительные насосно-расходные и на мощностные расходные характеристики.

На Рисунке 6 в качестве примера показано влияние толщины лопаток на распределение скорости, давления и касательных напряжений.

Выявлены области концентрации минимальных и максимальных скоростей течения и касательных напряжений по поверхности элементов микронасоса. Анализ показал, изменение толщины лопаток не существенно влияют на скорости течения жидкости в проточной части микронасоса. Вместе с этим, для лопаток с большей толщиной, более выражены локальные

повышения касательных напряжений на входной кромке рабочего колеса, что указывает на область повышенной опасности провоцирования гемолиза именно на входных кромках лопаток РК.

Таблица 1. Исследуемые варианты исполнения микронасосов

	МН1	МН2	МН3	ПН1	ПН2	ПН3	ПН4
$D_k$	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5
$D_1$	5,3	5,2	5,25	5,3	5,2	5,3	5,2
$d_{em1}$	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
$D_{cp1} = (D_k + d_{em1})/2$	3	3	3	3	3	3	3
$D_2$	5,3	5,2	5,25	5,3	5,2	5,3	5,2
$d_{em2}$	3	3	3	3	3	3	3
$D_{cp2} = (D_k + d_{em2})/2$	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2
$\delta$ зазор на сторону	0,1	0,15	0,125	0,1	0,15	0,1	0,15
$\bar{\delta} = \delta / R_2$	0,038	0,058	0,048	0,038	0,058	0,038	0,058
$l_{oc}$	6,9	6,9	6,9	7,0	7,0	7,0	7,0
$l_l$	9,3	9,3	9,3	9,5	9,5	9,5	9,5
$z$ – число лопаток	3	3	3	3	3	3	3
$l_l / (3,14 D_{cp2} / z)$	2,11	2,11	2,11	2,15	2,15	2,15	2,15
$\Delta_{max}$ – толщина	0,57	0,57	0,57	0,77	0,77	0,97	0,97
$\bar{\Delta} = \Delta_{max} / R_2$	0,215	0,219	0,217	0,291	0,296	0,366	0,373

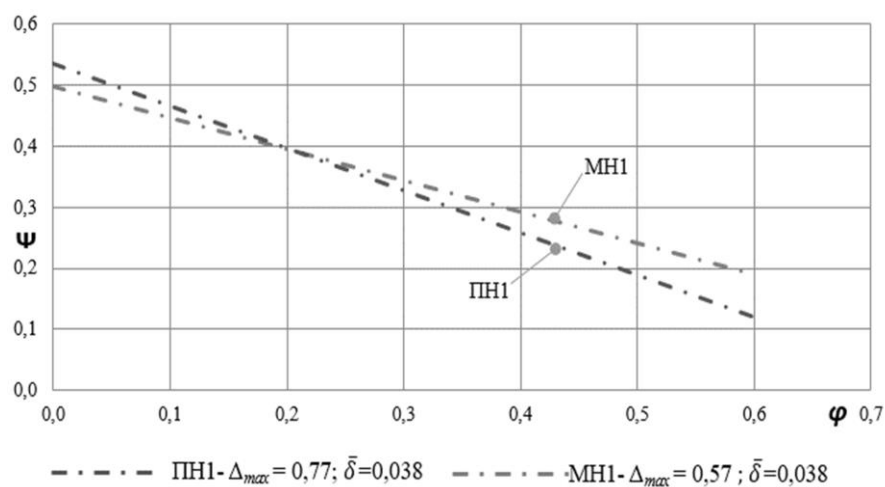


Рисунок 4. Напорно-расходные характеристики ПН 1 и МН 1

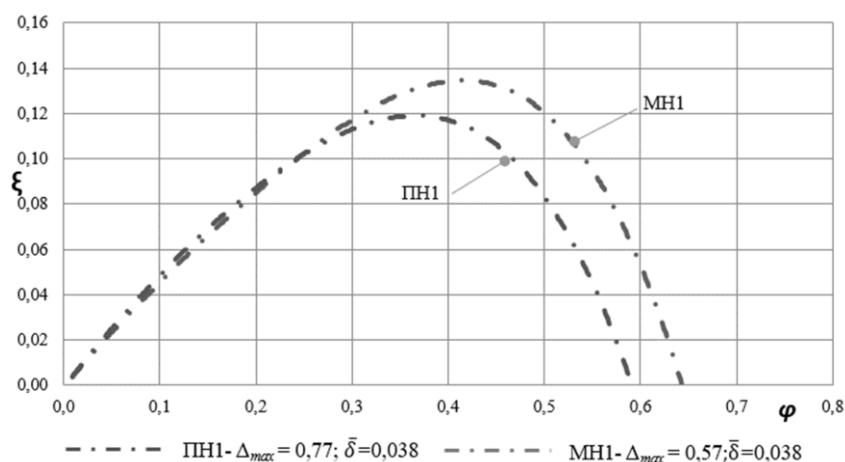


Рисунок 5. Мощностно-расходные характеристики ПН 1 и МН 1

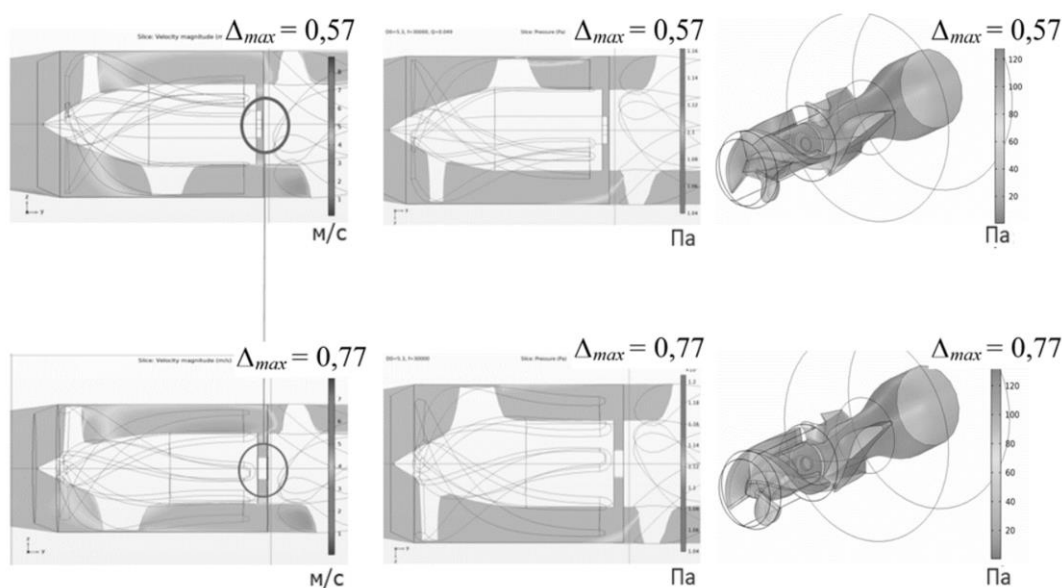


Рисунок 6. Сравнительный анализ влияния толщины лопаток РК на распределение поля скоростей, давлений и касательных напряжений в МН

На основании полученных эюр распределения скоростей, эюр давления и касательных напряжений выполнены определение и анализ критериев гемолиза для всех микронасосов. Анализ расчетных данных показал, что:

1. Максимальный гемолиз имеет место при минимальном расходе, при увеличении которого гемолиз существенно уменьшается до 2 л/ мин, а начиная с 3 л/мин практически не изменяется, что объясняется образованием при малых расходах больших вихревых зон на входе в РК и выходе из СА.

2. Увеличение частоты вращения МН монотонно увеличивает величину гемолиза, что связано с увеличивающейся интенсивностью скоростей во всей области МН, при этом степень увеличения гемолиза зависит от расхода МН. Так при расходе равном 1 л/мин гемолиз увеличивается на 25...30 ед. при увеличении частоты вращения с 20000 до 30000 об/мин, тогда как при 3 л/ мин только на 4 ед.

3. Увеличение зазора между РК и корпусом насоса на 52,6% увеличивает гемолиз в среднем от 1% до 6%, в зависимости от расхода, из-за увеличения концевых вихрей на периферии лопаток РК.

4. Увеличение относительной толщины лопаток на 35,1%, увеличивает гемолиз на 10-15%, в зависимости от расхода, что связано с увеличением интенсивности скоростей из-за «стеснения» потока жидкости лопатками.

В четвертой главе представлена апробация результатов численного моделирования на экспериментальных данных. Для проведения экспериментальных исследований этого спроектирован и изготовлен экспериментальный стенд (Рис. 7): 1 – резервуар, 2 – трубки, 3 –

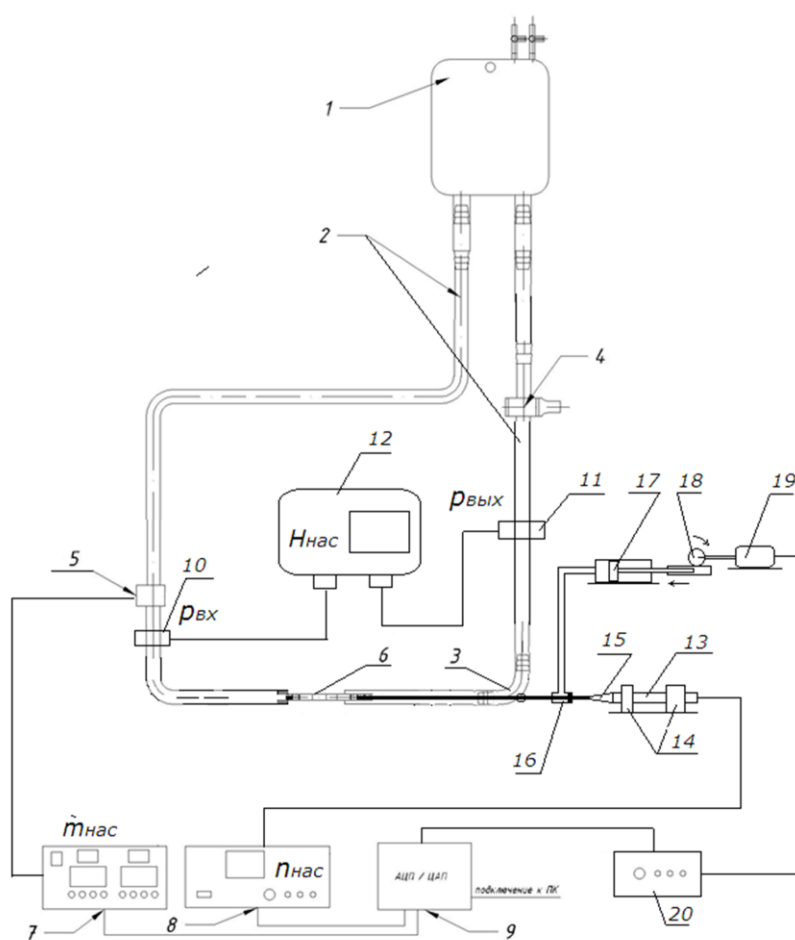


Рисунок 7. Схема экспериментальной установки

СПЖ, 18 – узел шайба-рейка, 19 – электромотор поршневого насоса, 20 – блок управления СПЖ).

На рис. 8 показан состав прототипа миронасоса (ПМН 1) в составе стенда. Микронасос (поз.1) забирает кровь через подводной канал (поз. 5). Рабочее тело проходит через МН в тройник (поз. 2). В правой части тройника установлена пробка (поз. 3), которая пропускает через себя гибкий вал (поз. 5), но не пропускает существенного объема рабочей жидкости. Далее гибкий вал соединяется с электромотором (поз. 4).

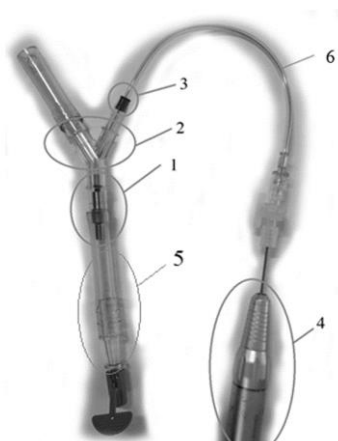


Рисунок 8. МН с электроприводом

Из сравнения экспериментальных данных с данными, полученными в результате численного моделирования (рис. 9) видно, что расхождение составляет не более 3%, что подтверждает адекватность разработанной математической модели и правомочность ее дальнейшего использования в методе проектирования микронасосов поддержки кровообращения.

В пятой главе представлена разработанный метод проектирования микронасосов поддержки кровообращения, разработанный на основе

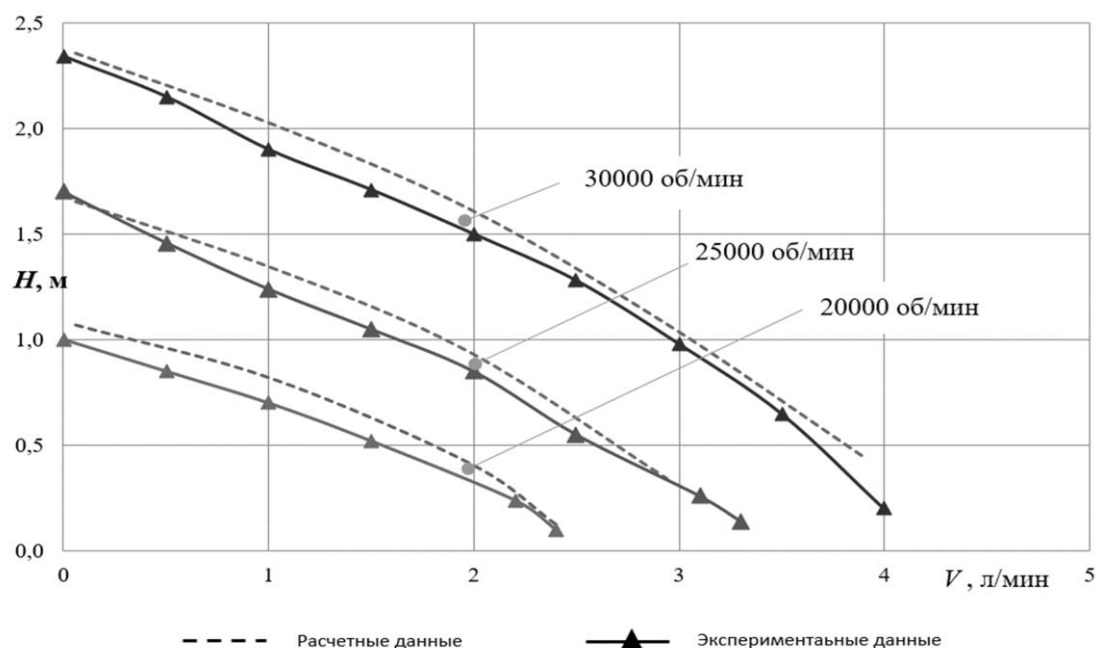


Рисунок 9. Сравнение расчетных и экспериментальных напорно-расходных характеристик ПМН 1

численных и экспериментальных исследований. Блок-схема, демонстрирующая метод проектирования микронасоса, представлена на Рисунке 10.

Метод включает в себя три этапа. На первом этапе выполняется проектировочный расчет, разработка геометрии лопаток РК и СА, построение трехмерной твердотельной модели для выполнения *CFD* расчета.

В качестве исходных данных для первого приближения следует выделить конструктивные особенности, которые вводятся для микронасосов для поддержки кровообращения, такие как:

1. Габаритные размеры (диаметр и длина) выбираются из конструктивных особенностей применения микронасосов,

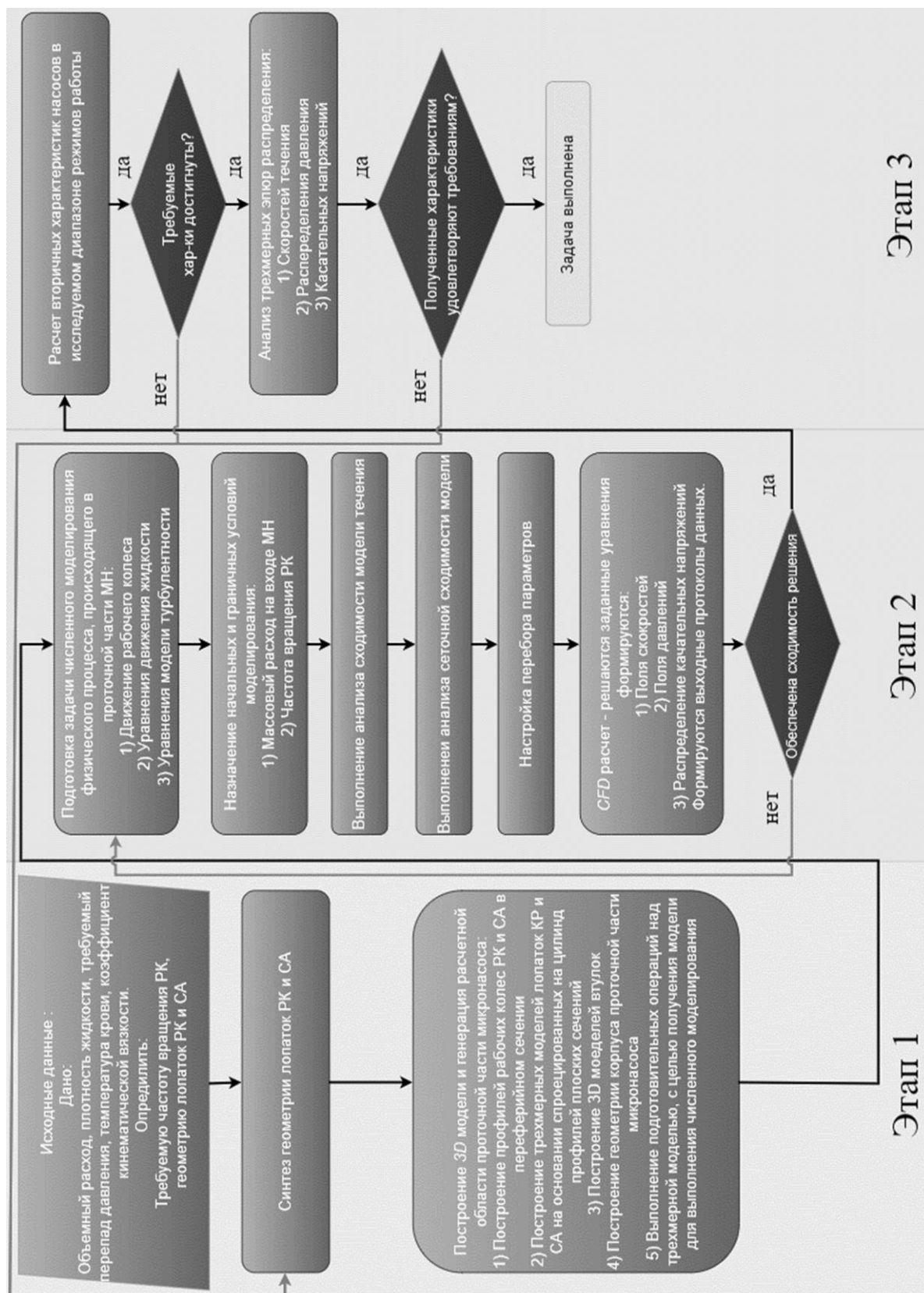


Рисунок 10. Алгоритм проектирования микронасоса поддержки кровообращения

2. Уменьшение количества лопаток до 2 – 3 вместо 5 – 6 при работе на однородных ньютоновских жидкостях,

3. Угол установки лопаток на входе следует выбирать из условия равенства угла атаки  $1 - 3^\circ$ ,

4. Применение большого угла установки лопаток на выходе РК  $\beta_{2i} = 80-100^\circ$ , в то время как обычных насосов  $\beta_{2i} = 20-45^\circ$ ,

5. Относительный зазор РК не более 0.038 и относительная толщина не более 0,3.

На втором этапе выполняется численное моделирование течения жидкости в проточной части МН, включающая: настройку начальных и граничных условий, анализ сходимости расчетной модели течения, анализ сеточной сходимости, настройку перебора параметров моделирования (объемный расход, частота вращения РК), обработку результатов моделирования.

Этап 3 – построение характеристик насосов (напорно- и мощностно-расходных), выполнение анализа трехмерных эпюр скорости течения, давления, касательных напряжений и относительного коэффициента гемолиза. Выполняется оценка полученных результатов предъявляемым требованиям, а именно:

1. Оценка насосных характеристик

2. Оценка характеристик распределения полей скоростей и давлений в проточной части микронасоса

3. Оценка относительного коэффициента гемолиза, как критерия оценки гемолизных характеристик микронасоса

В шестой главе представлены результаты проектирования МН и микронасосной системы поддержки кровообращения (МСПК). Подготовлена техническая документация для изготовления МН, рассчитаны его напорно-расходные характеристики, картины скоростей, давлений, касательных напряжений и относительного коэффициента гемолиза. На рис. 11 показана разработанная микронасосная система поддержки кровообращения. Микронасос (поз. 2) вводится через бедренную артерию. Проводится по кровеносному руслу, через клапан левого желудочка, так что микронасос остается в восходящей аорте. МН, забирая через коллектор (поз. 1) кровь из левого желудочка, нагнетает ее в аорту и далее в кровеносную систему, тем самым разгружая и/или компенсируя функцию левого желудочка. Кровь проходит в проточную часть МН, а из него, через выпускные отверстия МН, попадает в аорту. МН соединен с гибким валом-тросиком (поз. 5), который находится внутри двухпросветного катетера (поз. 3) и соединенный с валом привода (поз. 4), находящимся в блоке управления (поз. 7). В соединительный узел (поз. 6) из резервуара (поз. 8) насосом (поз. 10) подается жидкость для смазки и охлаждения тросика, которая возвращается в приемный резервуар (поз. 9).

На рис. 12 представлены напорно-расходные характеристики микронасоса: МН обеспечивает расход 3л/мин и напор 1,05 м при частоте вращения 30 000 об/ мин.



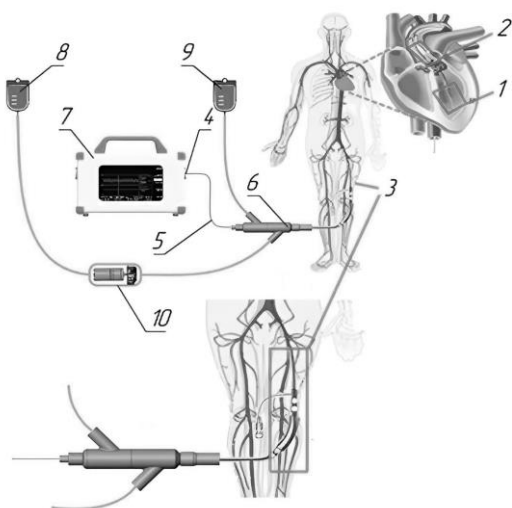


Рисунок 11. Состав МСПК

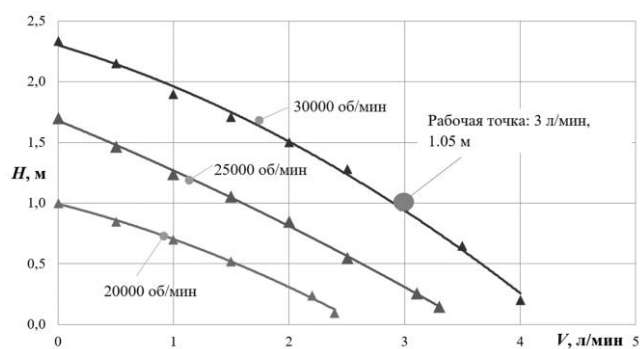


Рисунок 12. Напорно-расходные характеристики для ПМН 1

Расчетные результаты показывают, что рабочий режим ПМН лежит в области минимума относительного коэффициента гемолиза, что указывает на положительный результат проектирования микронасоса.

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Проанализирована методика проведения малоинвазивной операции, морфологическое строение сосудов, позволяющие разработать требования к размерам, насосным характеристикам, уровням травмы крови, на основании чего разработан состав и принцип работы микронасоса.

2. Разработана математическая модель течения вязкой несжимаемой жидкости в проточной части МН.

3. На основании опыта проектирования крупномасштабных микронасосов для нагнетания крови доказана правомочность разработанной математической модели для численного моделирования течения в МН.

4. На основании опыта клинического применения крупномасштабных микронасосов в системах вспомогательного кровообращения предложены критерии оптимизации МН поддержки кровообращения по насосным, гемолизным и тромбопровоцирующим характеристикам.

5. Проведены численные исследования, позволяющие разработать, численно и экспериментально подтвердить метод проектирования микронасосов для систем поддержки кровообращения, обеспечивающий:

- равномерное распределение давления и скорости жидкости в диапазоне от 0,1 м/с до 9 м/с без областей застоя и вихрей, что гарантирует равномерную подачу крови в аорту и снижает вероятность гемолиза и тромбообразования в микронасосе;

- распределение касательных напряжений не более 140 Па и времени их воздействия на эритроциты в проточной части микронасоса, не превышающих пороговые значения с относительным коэффициентом гемолиза не более 50 ед., при которых происходит их разрушение,

- требуемые насосные характеристики.

6. Впервые получены зависимости насосных характеристик МН от их технологических (толщины лопаток и радиального зазора) и режимных параметров:  $\psi = -5,07\Delta \cdot (\delta)^{0,23} \cdot \phi + 0,73 \cdot (\Delta)^{0,25}$ . позволяющие определять влияние этих величин на режимы работы МН.

7. Спроектирован и изготовлен прототип микронасоса диаметром 6,5 мм, длиной 43 мм обеспечивающий 3 л/мин и повышение давление на 80 мм рт. ст., вызывающий минимальную травму крови и тромбообразование.

8. Разработан состав и принцип работы внутриаортальной системы поддержки кровообращения, включающий разработанный микронасос для малоинвазивного применения

## ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Хаустов А.И., Боярский Г.Г., Сорокин А.Е. Экспериментальное определение напорно-расходных характеристик биотехнической системы орбитальной станции // Вестник Московского авиационного института. 2019. Т. 26. № 4. С. 184-190. (0,44 п.л. / 0,2 п.л.)

2. Боярский Г.Г., Невзоров А.М., Хаустов А.И. Проектирование микронасоса для поддержки левого желудочка сердца // Медицинская техника. 2021. № 3. С. 1-3 (0,19 п.л. / 0,14 п.л.)

3. Хаустов А. И., Боярский Г.Г. Анализ течения вязкой жидкости в элементах микронасоса для систем вспомогательного кровообращения // Вестник Московского государственного технического университета им. Н.Э. Баумана. Серия Машиностроение. 2021. № 3(138). С. 135-145. (0,69 п.л. / 0,52 п.л.)

4. Хаустов А.И., Боярский Г.Г., Кротов К.В. Разработка микронасосной системы для поддержки кровообращения // Известия вузов России. Радиоэлектроника. 2022. Т. 27, № 5. (0,56 п.л. / 0,42 п.л.)

5. Боярский Г.Г. Разработка концепции, состава и компоновки системы экстренной поддержки кровообращения членов экипажа космического аппарата во время длительных космических перелетов // Гагаринские чтения - 2019: Сборник тезисов докладов. Москва: МАИ, 2019. С. 598-599. (0,125 п.л.)

6. Боярский Г.Г. Применение технологии SLS-трехмерной печати для создания испытательных образцов микронасосов // Гагаринские чтения - 2020: Сборник тезисов докладов. Москва: МАИ, 2020. С. 770-771. (0,125 п.л.)

7. Боярский Г.Г., Хаустов А.И. Моделирование течения крови в микронасосе для поддержки кровообращения // 19-я Международная конференция «Авиация и космонавтика»: Тезисы 19-ой Международной конференции. Москва: Издательство «Перо», 2020. С. 532-533. (0,125 п.л. / 0,056 п.л.)

8. Катетерный микронасос для механической поддержки кровообращения: патент № 2 759 127 РФ/ Хаустов А.И., Боярский Г.Г.; заявл. 14.04.2020; опубл. 09.11.2021. (0,5 п.л./0,25 п.л.)