

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы

В настоящее время во всех развитых странах первое место занимает смертность больных от сердечно-сосудистых заболеваний – только в России и США ежегодно погибает около 2,5 млн. человек.

Наиболее эффективным методом лечения больных в терминальной стадии сердечной недостаточности является трансплантация сердца. В США выполняется около 2,5 тыс. операций по трансплантации сердца в год, тогда как потребность в них составляет 70 тыс. В России потребность в пересадке сердца составляет около 25 – 30 тыс. операций в год, в то время как реализованных операций – единицы. При таком количестве пациентов единственной альтернативой трансплантации являются методы механической поддержки работы сердца (искусственное сердце, искусственные желудочки сердца, имплантируемые и неимплантируемые насосы крови).

Высокая смертность пациентов в ожидании пересадки сердца привела к формированию метода двухэтапной трансплантации, при которой на первом этапе осуществляется механическая поддержка кровообращения, так называемый «мост», с помощью искусственного сердца или систем вспомогательного кровообращения, а на втором – непосредственно, пересадка донорского сердца.

В наиболее развитых странах на исследования по клиническому применению искусственного сердца финансирование осуществляется как за счет государственных источников, так и за счет инвестирования частных средств. Общая сумма финансирования этой проблемы только в США превышает 50 млн. долларов в год.

Несмотря на огромную потребность в системах искусственного и вспомогательного кровообращения в клиниках нашей страны, приобретение зарубежных аналогов практически невозможно, т. к. их стоимость слишком высока. Например, стоимость одного комплекта имплантируемой системы «Новакор» (США) составляет 300 тыс. долларов. Кроме того, на сегодняшний день не существует ни одной системы, которая на 100% отвечала бы всем медико-техническим требованиям и была бы полностью травмобезопасна для форменных элементов крови.

Именно поэтому, отечественные исследования в области разработки и внедрения систем искусственного и вспомогательного кровообращения являются наиболее актуальными и востребованными.

В России одним из ведущих медицинских учреждений, занимающихся данной проблемой, является НИИ Трансплантологии и Искусственных Органов. Имеются проработки по созданию и внедрению в клиническую практику отечественных систем вспомогательного и искусственного кровообращения, которые по эффективности не уступают зарубежным аналогам и более экономичны.

Основными потребителями таких систем являются кардиохирургические учреждения основных федеральных и административных центров Российской Федерации.

Цель диссертации: разработка методологии проектирования и создания осевого насоса имплантируемой системы вспомогательного кровообращения (ВК).

Для достижения этой цели были поставлены следующие задачи:

1. Провести формализованный системный анализ конструктивных элементов отобранных аналогов и патентный поиск технических решений.
2. На основе структурного синтеза разработать облик новой проектируемой конструкции осевого насоса по приоритетам определяющих критериев минимального гемолиза и вероятности тромбообразования.
3. На основе компьютерного математического моделирования течения крови разработать методологию гидродинамического расчета основных рабочих элементов осевого насоса.
4. Определить оптимальные геометрические параметры основных рабочих элементов предложенной конструкции насоса.
5. Спроектировать и создать прототип осевого насоса имплантируемой системы вспомогательного кровообращения.
6. Разработать испытательный стенд и методику для снятия расходно-напорных характеристик прототипа, а также провести основные технические испытания.
7. Разработать опытный образец насоса для проведения гемолизных испытаний и испытаний на тромбообразование.

Методы исследования

Поставленные задачи решались на основе теории биотехнических систем, теории анализа и синтеза сложных технических систем, математических методов принятия решения, теории математического моделирования физических процессов гидродинамики с использованием теории дифференциальных уравнений и численных методов, методов компьютерного моделирования и проектирования, а также методов определения и исследования гидродинамических характеристик.

Научная новизна

В процессе решения поставленных задач получены новые научные результаты.

1. Обоснованы основные требования к проектированию и созданию конструкции осевого насоса – основного элемента имплантируемой системы вспомогательного кровообращения.
2. С помощью методов анализа и синтеза разработана новая схема компоновки осевого насоса крови, отличающаяся минимальными застойными зонами и боковыми непроточными полостями.

3. Показано, что существующие классические формулы и зависимости для расчета насосных агрегатов, основанные на эмпирических коэффициентах, не полностью пригодны для проектирования миниатюрных малорасходных насосов.

4. Разработана методология проектирования и оптимизации геометрии основных рабочих элементов с помощью методов компьютерного математического моделирования гидродинамических процессов.

5. Разработаны испытательные стенды для исследования и снятия характеристик опытного образца осевого насоса.

6. Исследованы динамические характеристики имплантируемой системы вспомогательного кровообращения.

Практическая ценность:

1. Разработана и спроектирована конструкция осевого насоса имплантируемой системы вспомогательного кровообращения.

2. Сравнительными расчетами найдены оптимальные параметры расчетной сетки конечных элементов для получения точных результатов моделирования при наименьшем потреблении компьютерных и временных ресурсов. Полученные параметры сетки также могут быть рекомендованы для использования при расчетах любых других течений с близкой геометрией.

3. Создан прототип модели осевого насоса.

4. Созданы исследовательские стенды и разработаны методики для снятия технических параметров и медико-биологических характеристик нового осевого насоса крови.

Положения, выносимые на защиту:

1. Разработанный первый отечественный осевой насос для имплантируемой системы вспомогательного кровообращения полностью соответствует медико-техническим требованиям.

2. Гидродинамические характеристики осевых насосов для крови должны определяться критериями качества, основанными на минимизации гемолиза и вероятности тромбообразования.

3. Применение метода многокритериального выбора альтернатив, основанного на экспертных оценках, позволяет провести поэлементный анализ существующих аналогов осевых насосов крови в случаях неполной формализации исходных данных с последующим синтезом оптимальной конфигурации опорной геометрии разрабатываемой конструкции.

4. Использование существующих классических формул расчета гидродинамических параметров не позволяет провести полный расчет осевых насосов крови, поскольку большое число важных факторов остается неучтенным и многие геометрические параметры не могут быть определены. Кроме того, фактически требуемая угловая скорость вращения ротора малорасходных осевых насосов в 3,9 раз превышает расчетное значение.

5. Использование алгоритма компьютерного моделирования трехмерного вязкого течения крови внутри рабочих полостей позволяет произвести расчет оптимальной геометрии осевого насоса.

Апробация работы проведена на базе НИИ трансплантологии и искусственных органов, ученом совете факультета Робототехнических и интеллектуальных систем Московского авиационного института и научном семинаре факультета БМТ МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на российских и международных научно-технических семинарах и конференциях (Алушта, МАИ, Ярополец).

Публикации

По теме диссертации опубликовано 11 работ, из них 3 в изданиях, рекомендованных ВАК Министерства образования и науки РФ.

Структура и объем работы

Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав собственного, общих выводов, заключения, списка литературы из 93 наименования и 6 приложений. Основное содержание работы изложено на 159 страницах, содержит 76 рисунков и 17 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, сформулированы цель и задачи работы, раскрыты научная новизна и практическая ценность, приведены положения, выносимые на защиту.

В первой главе проводится обобщение литературных данных о существующих системах искусственного и вспомогательного кровообращения. Рассмотрены и классифицированы основные направления в системах ВК. Отмечены достоинства и недостатки тех или иных систем. Описаны системы, получившие наибольшее распространение в клинической практике, а также системы, разработки которых ведутся в настоящее время.

В результате анализа литературных данных показано, что наибольшее распространение и основную тенденцию к развитию получили имплантируемые системы ВК. С такими системами пациент может свободно перемещаться и находиться вне клиники, что в свою очередь значительно повышает уровень качества жизни.

Применение осевых насосов в качестве основных элементов имплантируемых систем ВК в силу минимальных размеров значительно облегчает их имплантацию пациенту. Осевые насосы, также как и центробежные, относятся к семейству динамических или кинематических насосов. В качестве аппаратов для перекачивания крови они стали исследоваться сравнительно недавно, в 90-х годах. Преимуществами динамических насосов являются значительная простота и надежность конструкции, удобство подключения, простота контроля и управления, низкое

энергопотребление. Кроме этого, согласно статистике, именно осевые насосы имеют самую длительную продолжительность работы без образования тромбов.

К недостаткам динамических насосов можно отнести возможное отрицательное влияние неппульсирующего кровотока на организм. Однако последние клинические и экспериментальные данные свидетельствуют о том, что длительная работа неппульсирующих или малоппульсирующих насосов практически не сказывается на основных системах организма при адекватном общем кровотоке.

Проведенный анализ показал перспективность проектирования имплантируемой системы ВК, построенной на основе осевого роторного насоса.

Вторая глава посвящена системному исследованию семейства осевых насосов крови.

На основании исследования биомеханики сердца и свойств крови как реологической жидкости (Парашин В.Б., Иткин Г.П.), определены основные медико-технические параметры и характеристики, которые являются обязательными и необходимыми условиями для разработки конструкции осевого насоса. Сформулированы основные технические требования с разрабатываемому насосу:

- расход крови в диапазоне от 2 до 6 л/мин.;
- максимальное противодавление на выходе насоса – 150 мм рт. ст.;
- номинальный рабочий режим насоса – 5 л/мин при 100 мм рт. ст.;
- скорость вращения ротора – 10000...12000 об/мин.;
- конструкции частей насоса, контактирующие с кровью, должны обеспечивать отсутствие застойных зон и зон с повышенными сдвиговыми напряжениями;
- объем заполнения насосной камеры кровью – не более 15-20 мл;
- материалы конструкции, контактирующие с кровью должны быть биологически совместимыми и не оказывать вредных воздействий на организм;

Конструкционные требования к насосу:

- простота конструкции;
- корпус насоса должен быть ударопрочным;
- вес насоса – не более 150 г;
- максимальные габариты насоса: длина 100 мм, диаметр 40 мм;
- средний срок службы - не менее 10000 часов в стендовых условиях.

Системный подход к исследованию позволил определить место осевого насоса крови в общей иерархической структуре системы вспомогательного кровообращения. Декомпозиция системы позволила выделить связи, которые определяют рабочие параметры конструкции насоса. Общий вид всей системы ВК, показан на рисунке 1.

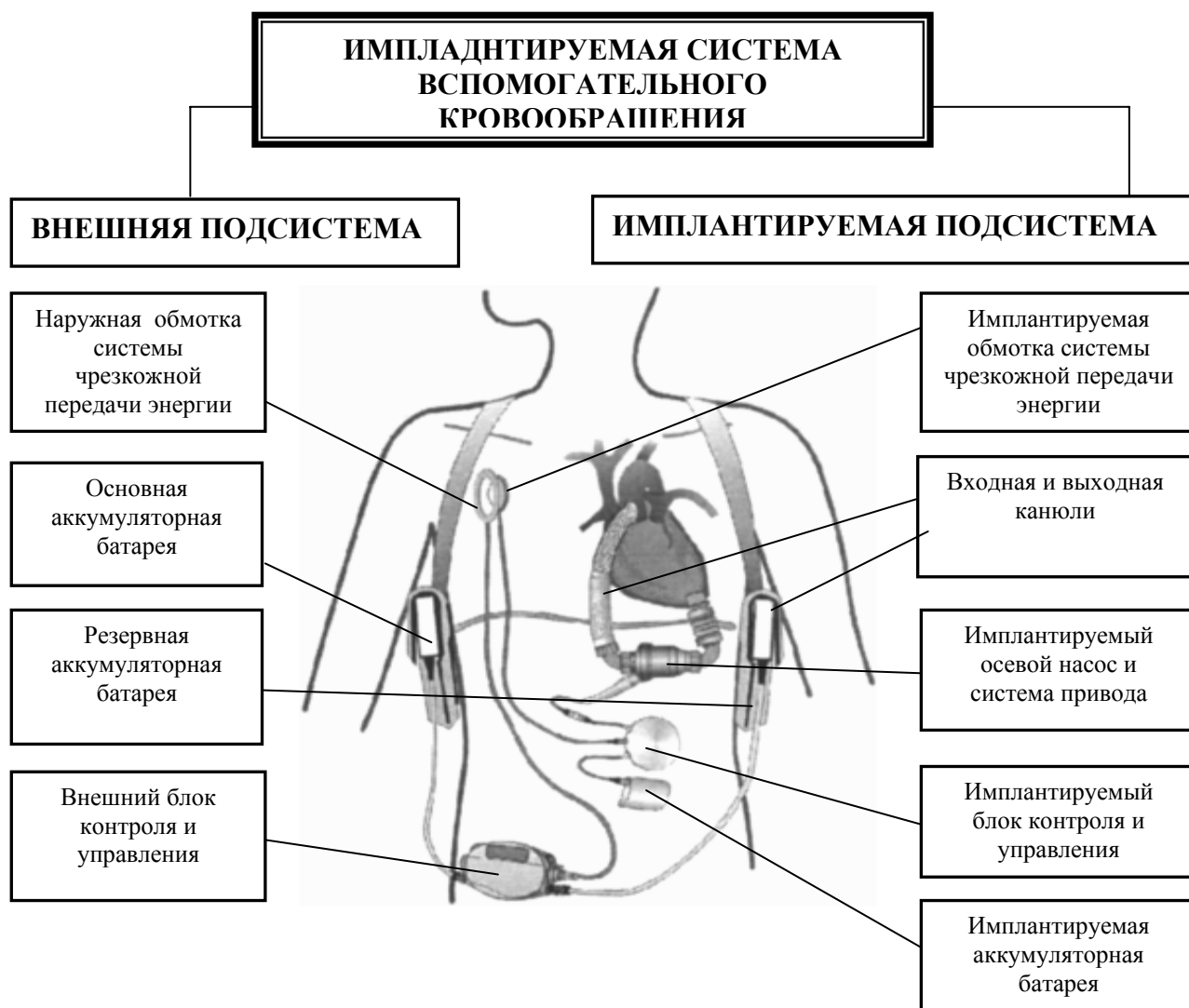


Рис. 1. Состав имплантируемой системы ВК

Для решения задачи эффективностного анализа насосов крови были определены критерии качества и выделены основные конструктивные элементы, определяющие данные критерии.

Для насосов крови, определяющими критериями качества являются медицинские параметры, которые лишь косвенно могут быть представлены через гидродинамические характеристики. Выделенный критерий минимального гемолиза определяется минимальной скоростью сдвига и отсутствием вихревых зон, в которых течение принимает турбулентный характер. Критерий минимального тромбоза определяется отсутствием неперфузионных, застойных зон и областей с замедленным кровотоком.

Для проведения поэлементного анализа было отобрано семь самых современных и наиболее удачных конструкций осевых насосов.

Анализ элементов проведен методом многокритериального выбора альтернатив (метод Саати), основанным на составлении матриц парных сравнений допустимых альтернатив по критериям выбора наиболее

предпочтительной альтернативы. Оценка преимуществ в парном сравнении выставляется экспертами по балльной шкале от единицы до девяти. Исходя из «весов» важности критериев по отношению друг к другу, определены глобальные приоритеты альтернатив и выбраны оптимальные рабочие элементы отобранных конструкций, а именно:

- оптимальная форма и количество лопаток шнека, направляющих и спрямляющих аппаратов, по определяющим критериям минимального тромбоза и гемолиза;
- оптимальные опоры ротора, по критериям минимального тромбоза и надежности;
- геометрия корпуса – по критериям минимальных гидравлических потерь и удобства имплантации.

В результате проведенного поэлементного анализа составлен атлас рабочих элементов конструкций отобранных осевых насосов. Проведенный структурный синтез различных схем конструкций насосов, позволил, систематизировано и обоснованно, сформировать «оптимальную» структурную схему конструкции проектируемого насоса. Выбранная структурная схема, показанная на рисунке 2, составлена в соответствии с основными критериями качества насоса крови, а также исходя из поставленных условий технического задания и общих медико-технических требований.

Полученная структурная схема, определяющая опорную геометрию элементов насоса, использована в качестве исходной для гидродинамических расчетов и компьютерного моделирования физических процессов течения крови.

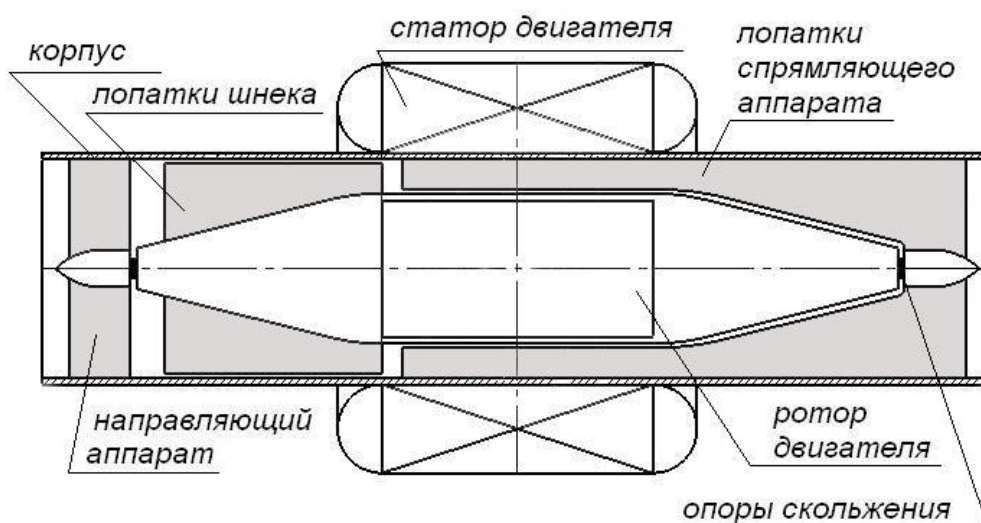


Рис. 2. Эскиз проектируемого осевого насоса

В третьей главе проведен расчет и моделирование осевого насоса имплантируемой системы ВК.

На основании проведенных математических расчетов гидродинамических параметров определены опорные геометрические параметры шнека.

Осевая составляющая скорости на площади радиального сечения на входе в шнек

$$c_{1z} = c_m = \frac{Q}{F_m} = \frac{4 \cdot \dot{V}}{\pi(D_{uu}^2 - d_{\text{вм}}^2)} = 0,442 \frac{\text{м}}{\text{с}} \quad (1)$$

где $Q = \dot{V}$ - объемный расход на входе; F_m - площадь входного сечения; D_{uu} - наружный диаметр шнека; $d_{\text{вм}}$ - диаметр втулки на входе.

Окружная скорость на диаметре втулки

$$u_{1\text{вм}} = \frac{\omega \cdot d_{\text{вм}}}{2} = 2,094 \frac{\text{м}}{\text{с}} \quad (2)$$

Угол потока на входе в шнек у основания втулки

$$\beta_{1\text{вм}} = \arctg\left(\frac{c_m}{u_{1\text{вм}}}\right) = 13,24^\circ \quad (3)$$

Окружная скорость на внешнем диаметре шнека

$$u_{1uu} = \frac{\omega \cdot D_{uu}}{2} = 8,378 \frac{\text{м}}{\text{с}} \quad (4)$$

Угол потока на входе в шнек на периферии лопатки

$$\beta_{1uu} = \arctg\left(\frac{c_m}{u_{1uu}}\right) = 3,35^\circ \quad (5)$$

Промежуточные значения углов входа по высоте лопатки лежат в интервале $\beta_{16\text{мм}} = 3,35^\circ \dots \beta_{4\text{мм}} = 13,24^\circ$.

Показано, что не все классические формулы пригодны для определения параметров миниатюрных малорасходных насосов. Значение угловой скорости, определенное как

$$\omega = \frac{C_{\text{срв. max}} \cdot \Delta h_{\text{срв}}^{3/4}}{298 \sqrt{\dot{V}}} = 266,728 \frac{\text{рад}}{\text{с}} \quad (6)$$

где $C_{\text{срв. max}}$ - максимальное значение срывного кавитационного коэффициента быстроходности насоса;

$\Delta h_{\text{срв}}$ - допустимый срывной кавитационный запас насоса;

составляет 2547 об/мин, что в 3,9 раз меньше определенной в техническом задании требуемой скорости вращения двигателя 10000 об/мин.

Проведенный расчет позволил определить основные параметры насоса в заданных геометрических условиях и требуемых расходно-напорных характеристиках. Однако эта методика не определяет выходные углы лопаток шнека, а также характер течения в межлопаточном канале, наличие или отсутствие застойных зон и больших сдвиговых напряжений, что является определяющим для первичных критериев качества насоса. Кроме того, классические формулы и зависимости, использующие эмпирические

коэффициенты, не учитывают пристеночные условия прилипания, значения вязкости рабочей жидкости, турбулентности и других важных параметров течения.

Для исследования характера и определения параметров течения крови в межлопаточных каналах насоса, а также для определения выходных углов и синтеза оптимальной геометрии лопаток шнека, проведено комплексное математическое моделирование трехмерного вязкого течения крови с использованием современных методов вычислительной гидродинамики (методы CFD) на основе компьютерных программных комплексов для моделирования характера систем, включающих течение жидкости, теплообмен и другие связанные физические процессы. Математическое моделирование основано на решении дифференциальных уравнений течения жидкости в заданной области с определенными граничными и начальными условиями. Алгоритм метода вычислительной гидродинамики показан на рисунке 3.

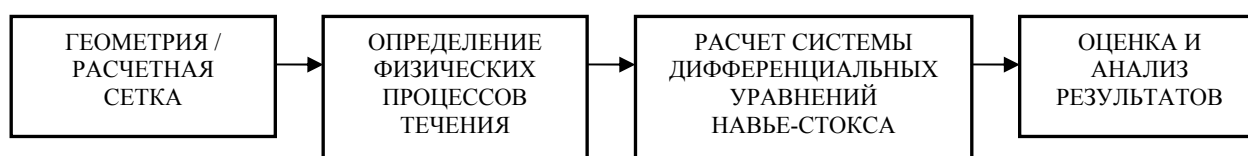


Рис. 3. Алгоритм CFD

Система уравнений сохранения массы, импульса и энергии нестационарного пространственного течения (система уравнений Навье-Стокса) имеет следующий вид в рамках подхода Эйлера в декартовой системе координат $(x_i, i=1,2,3)$, вращающейся с угловой скоростью Ω вокруг оси, проходящей через ее начало:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_k) = 0 \quad (7)$$

$$\frac{\partial (\rho u_i)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_i u_k - \tau_{ik}) + \frac{\partial P}{\partial x_i} = S_i \quad (8)$$

$$\frac{\partial (\rho E)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} ((\rho E + P) u_k + q_k - \tau_{ik}) = S_k u_k + Q_H \quad (9)$$

где t – время, u – скорость текучей среды, ρ – плотность текучей среды, P – давление текучей среды, S_i – внешние массовые силы, действующие на единичную массу текучей среды: $S_{i,porous}$ – действие сопротивления пористого тела, $S_{i,gravity}$ – действие гравитации, $S_{i,rotation}$ – действие вращения системы координат, т.е.

$$S_i = S_{i,porous} + S_{i,gravity} + S_{i,rotation} \quad (10)$$

E – полная энергия единичной массы текучей среды, Q_H – тепло, выделяемое тепловым источником в единичном объеме текучей среды, τ_{ik} – тензор вязких сдвиговых напряжений, q_i – диффузионный тепловой поток, нижние индексы означают суммирование по трем координатным направлениям.

Для ньютоновских текучих сред тензор вязких сдвиговых напряжений определяется следующим образом:

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \frac{\partial u_l}{\partial x_l} \delta_{ij} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (11)$$

где $\mu = \mu_l + \mu_t$ – коэффициент динамической вязкости, μ_t – коэффициент турбулентной вязкости, δ_{ij} – дельта-функция Кронекера ($\delta_{ij} = 1$ при $i = j$; $\delta_{ij} = 0$ при $i \neq j$), k – кинетическая энергия турбулентности. В соответствии с $k - \varepsilon$ моделью турбулентности, μ_t определяется через величины кинетической энергии турбулентности k и диссипации этой энергии ε :

$$\mu_t = f_\mu \frac{C_\mu \rho k^2}{\varepsilon} \quad (12)$$

$$\text{где } f = [1 - \exp(-0,025R_y)]^2 \cdot \left(1 + \frac{20,5}{R_T} \right);$$

$$R_y = \frac{\rho \sqrt{ky}}{\mu_l}; \quad R_T = \frac{\rho k^2}{\mu_l \varepsilon}; \quad y - \text{расстояние от поверхности стенки}; \quad C_\mu = 0,09.$$

Кинетическая энергия турбулентности k и диссипация этой энергии ε определяются в результате решения следующих двух уравнений:

$$\frac{\partial \rho k}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_k k) = \frac{\partial}{\partial x_k} \left(\left(\mu_l + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_k} \right) + S_k, \quad (13)$$

$$\frac{\partial \rho \varepsilon}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_k \varepsilon) = \frac{\partial}{\partial x_k} \left(\left(\mu_l + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_k} \right) + S_\varepsilon, \quad (14)$$

где:

$$S_k = \tau_{ij}^R \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \rho \varepsilon + \mu_l P_B, \quad (15)$$

$$S_\varepsilon = C_{\varepsilon 1} \frac{\varepsilon}{k} \left(f_1 \tau_{ij}^R \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \mu_t C_B P_B \right) - C_{\varepsilon 2} f_2 \frac{\rho \varepsilon^2}{k}, \quad (16)$$

$$\tau_{ij}^R = \mu_t \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \frac{\partial u_l}{\partial x_l} \delta_{ij} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij}, \quad (17)$$

$$P_B = -\frac{g_i}{\sigma_B} \frac{1}{\rho} \frac{\partial \rho}{\partial x_i}, \quad (18)$$

g_i – составляющая гравитационного ускорения в координатном направлении x_i , $\sigma_B = 0,9$, $C_B = 1$ при $P_B > 0$ и $C_B = 0$ при $P_B \leq 0$,

$$f_1 = 1 + \left(\frac{0,05}{f_\mu} \right)^3, \quad f_2 = 1 - \exp(-R_T^2),$$

$$C_{\varepsilon 1} = 1,44, \quad C_{\varepsilon 2} = 1,92, \quad \sigma_\varepsilon = 1,3, \quad \sigma_k = 1.$$

Диффузионный тепловой поток моделируется с помощью уравнения

$$q_k = - \left(\frac{\mu_l}{Pr} + \frac{\mu_t}{\sigma_c} \right) c_p \frac{\partial T}{\partial x_k}, \quad (19)$$

где $\sigma_c = 0,9$, Pr – число Прандтля, c_p – удельная теплоемкость при постоянном давлении, T – температура текучей среды.

Для моделирования ламинарных течений данная система уравнений несколько модифицируется, а именно $\mu_t = 0$ и $k = 0$. С помощью функции f_μ моделируется переход ламинарного течения в турбулентное и наоборот.

Влияние гравитации моделируется с помощью члена $S_{i,gravity}$, входящего в состав суммарной массовой силы:

$$S_{i,gravity} = -\rho g_i, \quad (20)$$

где g_i – i -я составляющая (вдоль i -й оси системы координат) вектора гравитационного ускорения.

Так как расчет течения в шнеке выполняется во вращающейся системе координат, то для суммы (10) определяется член $S_{i,rotation}$ с помощью следующей формулы:

$$S_{i,rotation} = -2e_{ijk} \Omega_j \rho u_k + \rho \Omega^2 r_i, \quad (21)$$

где e_{ijk} – функция Леви-Чивитта, Ω – угловая скорость вращения системы координат, r – радиус-вектор.

Для нахождения численного решения задачи математическая модель физических процессов дискретизируется по пространству и времени. Для дискретизации дифференциальных уравнений используется метод конечных

объемов, при котором, значения физических переменных рассчитываются (и хранятся) только в центрах расчетных ячеек, а на гранях этих ячеек рассматриваются потоки массы, импульса, энергии, необходимые для расчета этих значений. При этом пространственные производные аппроксимируются с помощью неявных разностных операторов второго порядка точности. А именно, полученные из уравнений (7 – 9) интегрированием по поверхности и объему ячейки расчетной сетки интегральные уравнения

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V U dv + \oint_S F ds = \int_V Q dv, \quad (22)$$

где U – вектор физических параметров (независимых переменных), V – объем ячейки, F – потоки, S – площадь поверхности (граней) ячейки, Q – массовые силы, которые преобразуются к дискретной форме:

$$\frac{\partial}{\partial t} (U \cdot V) + \sum_S F \cdot s = Q \cdot V, \quad (23)$$

Серией сравнительных расчетов определены оптимальные параметры расчетной сетки конечных элементов для получения точных результатов моделирования при наименьшем потреблении компьютерных и временных ресурсов. Полученное значение толщины первого слоя приграничной области равно 0,04 мм, количество слоев – 10...12. Длина грани ячейки – 0,4 мм.

Методом компьютерного математического моделирования процессов течения крови по критерию минимальных гидравлических потерь определена оптимальная геометрия втулки шнека с наименьшими потерями. Потери определены по разнице средних интегральных значений полного давления, которое было определено в плоскостях перед и после входной втулки шнека. Помимо конической формы, также были просчитаны выпуклая и вогнутая формы обтекателей. Оптимальной геометрией в результате исследований была выбрана геометрия прямого конуса с углом 14 градусов.

И инженерном программном комплексе SolidWorks спроектирована трехмерная твердотельная модель шнека с разными углами входа на периферии и на диаметре втулки. Разработан алгоритм проектирования шнеков, особенностью которого является корректное перестроение моделей с таблично управляемыми размерами и параметрами. Полученная модель шнека показана на рисунке 4.

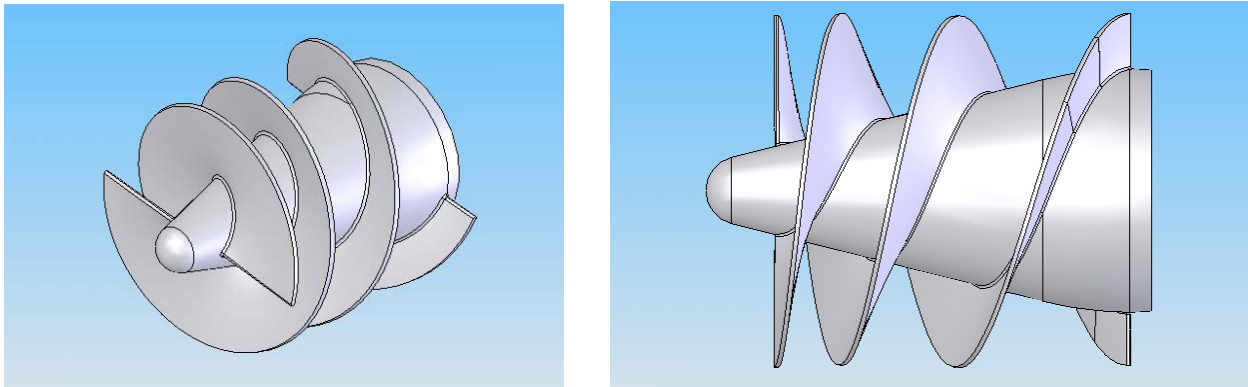


Рис. 4. Твёрдотельная модель шнека

Проведено комплексное моделирование течения в межлопаточных каналах шнека. Оценивались следующие гидродинамические параметры: давление, полное давление и скорость, кинетическая энергия турбулентности, диссипация турбулентной энергии, линии тока и сдвиговые напряжения. В различных плоскостях сечения шнека определены средние интегральные значения параметров. По критерию наименьших гидравлических потерь выбраны углы захода лопаток: 3 градуса на периферии, и 13 градусов у основания втулки. Оптимальный угол выхода лопатки равен 25 градусам.

На основании полученных картин распределения и численных значений всех основных гидродинамических параметров синтезирован оптимальный профиль лопатки шнека.

С учетом определенных углов течения на выходе из шнека, спроектирован спрямляющий аппарат. Совместное моделирование обтекания шнека и спрямляющего аппарата в турборежиме дало результаты расходно-напорных характеристик с двукратным запасом по давлению. Это дало основание предположить, что, с учетом потерь на зазорах, расходно-напорные характеристики насоса будут находиться в требуемом диапазоне.

Спроектированная модель направляющего аппарата позволила провести моделирование течения в полном насосном агрегате. На основе анализа моделирования сделан вывод об эффективности работы спроектированного шнека и отсутствии обратных токов. Принято решение о возможности проектирования осевого насоса без лопаток направляющего аппарата и имплантации насоса непосредственно в желудочек сердца.

Четвертая глава посвящена проектированию, созданию и испытанию опытного образца осевого насоса крови.

В результате проведенных исследований разработана конструкция прототипа осевого насоса для проведения гидродинамических испытаний. Методом быстрого прототипирования послойно синтезированы все детали прототипа. Произведена сборка конструкции.

Разработан испытательный стенд для снятия расходно-напорных характеристик. На основе сформулированных технических и аппаратных требований, произведена сборка испытательного стенда.

Результаты серии экспериментов, проведенных на различных скоростях вращения внешнего двигателя, в виде диаграммы показаны на рисунке 5. Проведенные исследования показали полное соответствие параметров насоса заданным рабочим характеристикам. Гладкие и ровные кривые расходно-напорных характеристик имеют практически линейную зависимость от скорости вращения ротора. Контрольная рабочая точка с расходом 5 л/мин и перепадом давления 100 мм рт. ст., достигнута при скорости вращения $n = 9720 \dots 9780$ об/мин., что ниже заданной скорости 10000 об/мин.

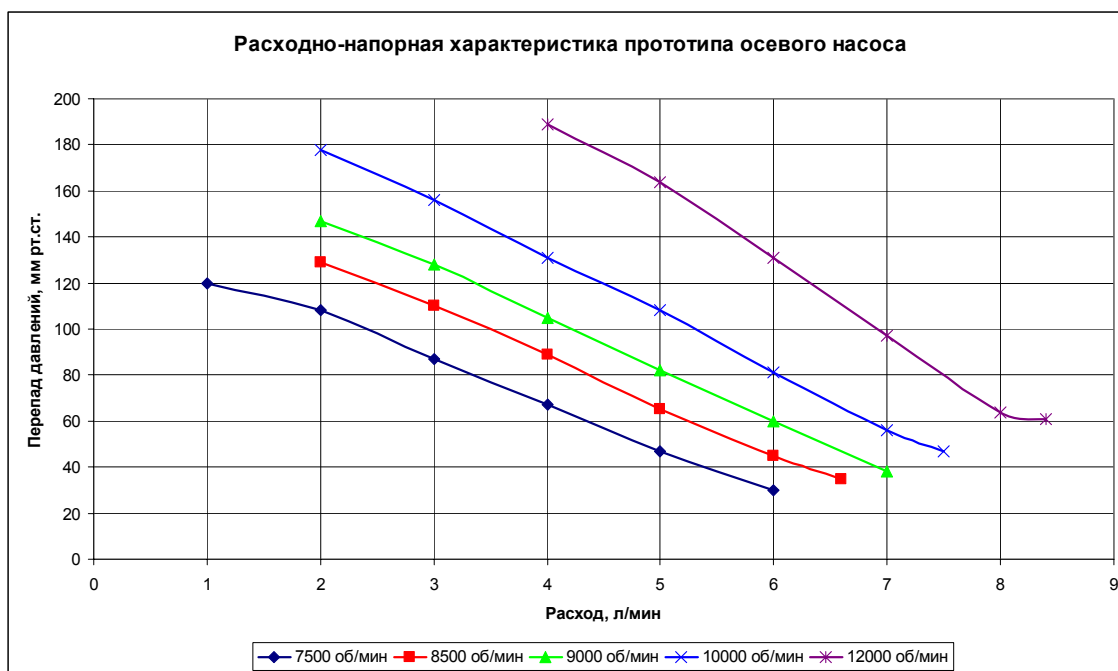


Рис. 5. Сводная диаграмма рабочих характеристик осевого насоса

На основании результатов испытания принято решение о создании опытного образца насоса для проведения гемолитических испытаний и испытаний на тромбообразование.

Разработана конструкция опытного образца, облик которой максимально приближен к окончательному виду изделия. Рассчитаны узлы камневых опор скольжения. Рассчитаны варианты двигателей постоянного тока, двух- или четырехполюсные роторы которых, размещены внутри шнека. Также, в конструкцию заложена возможность смены рабочих элементов насоса, а именно втулок шнека и лопаток спрямляющего аппарата. Подготовленная конструкторская документация разработанного опытного образца передана на производство.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Проведенный обзор существующих систем вспомогательного кровообращения позволил выделить приоритетные направления разработок имплантируемых систем ВК, связанные с созданием имплантируемого осевого насоса.

2. Проведен системный анализ рабочих элементов существующих конструкций по первичным критериям качества, связанным с минимизацией гемолиза и вероятности тромбообразования. На основе этого составлен атлас конструктивных и технических решений и осуществлен структурный синтез облика новой проектируемой конструкции в соответствии с медико-техническим заданием.

3. Для получения оптимальных геометрических параметров шнека проведено комплексное исследование трехмерного вязкого течения внутри всех рабочих полостей насосной камеры с расчетом основных гидродинамических параметров, поскольку формулы классической теории расчета насосных агрегатов непригодны для определения параметров насосов в пределах заданных скоростей потока.

4. Моделирование физических процессов течения, основанное на решении системы частных дифференциальных уравнений Навье – Стокса, осуществлено методом конечных объемов, реализованным в специальных программных комплексах.

5. Методом компьютерного многовариантного математического моделирования физических процессов течения крови определены оптимальные геометрические параметры основных рабочих элементов конструкции осевого насоса.

6. Совместное моделирование обтекания шнека и спрямляющего аппарата в турборежиме дало результаты расходно-напорных характеристик с двукратным запасом по давлению. Это позволило предположить, что, с учетом потерь на зазорах, расходно-напорные характеристики насоса будут находиться в требуемом диапазоне. Проведено моделирование течения в полном насосном агрегате.

7. Разработана и спроектирована конструкция прототипа осевого насоса имплантируемой системы ВК. Методом быстрого прототипирования послойно синтезированы физические копии деталей и изготовлен макетный образец насоса.

8. Разработан и собран испытательный стенд для снятия расходно-напорных характеристик прототипа ИОН. Полученные в результате эксперимента значения параметров насоса, с большой точностью показали полное соответствие параметрам, заложенным в техническом задании.

9. Разработана и спроектирована конструкция опытного образца осевого насоса для проведения медико-биологических исследований. Подготовленная конструкторская документация передана на производство.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Нестеров В.А., Вашуркин Д.В. Методы анализа и синтеза в задаче определения обликковых параметров в случае недостаточной формализации исходных данных на примере специальных центробежных насосов искусственного кровообращения //Авиакосмическое приборостроение, – М., 2005. – №5. – С. 59–65.
2. Нестеров В.А., Вашуркин Д.В. Применение методов формализованного проектирования в разработке автоматических систем вспомогательного кровообращения //Современные технологии в задачах управления автоматике и обработки информации.: Тез. докл. XIV Международного научно-технического семинара. – Алушта, 2005. – С. 169.
3. Вашуркин Д.В., Нестеров В.А. Компьютерный анализ течения жидкости и оптимизация геометрии системы вспомогательного кровообращения //Современные технологии в задачах управления автоматике и обработки информации.: Тез. докл. XV Международного научно-технического семинара. – Алушта. 2006. – С. 58.
4. Вашуркин Д.В., Нестеров В.А. Применение методов компьютерного моделирования при проектировании систем вспомогательного кровообращения //Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред.: Тез. докл. XII Международного симпозиума. – Ярополец, 2006. – С. 53.
5. Вашуркин Д.В., Иткин Г.П., Нестеров В.А. Компьютерное моделирование течения крови в осевом имплантируемом насосе вспомогательного кровообращения //Мехатроника, Автоматизация, Управление. Приложение. – М., 2007. – №2. – С. 7–9.
6. Вашуркин Д.В., Нестеров В.А. Методология комплексного анализа и синтеза параметров системы вспомогательного кровообращения //Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред.: Тез. докл. XIII Международного симпозиума. – Ярополец, 2007. – С. 53–54.
7. Вашуркин Д.В., Нестеров В.А. Оптимизация процесса проектирования имплантируемого осевого насоса в рамках жизненного цикла системы вспомогательного кровообращения //Современные технологии в задачах управления автоматике и обработки информации.: Тез. докл. XVI Международного научно-технического семинара. – Алушта, 2007. – С. 47.
8. Современные проблемы механической поддержки кровообращения /Шумаков В.И, Иткин Г.П., Вашуркин Д.В. и др. //Мехатроника, Автоматизация, Управление. – М., 2007. – №8. – С. 34–45.