

На правах рукописи



Скорюков Станислав Владимирович

**Динамика ротора осевого насоса на комбинированном магнитном
подвесе с генерацией пульсирующего потока жидкости**

Специальность 1.1.7 Теоретическая механика, динамика машин
(технические науки)

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук

Москва – 2023

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)».

Научный руководитель: **Гуськов Александр Михайлович**, доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты: **Овчинников Виктор Фёдорович**, доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник, ведущий научный сотрудник лаборатории динамики многокомпонентных сред, ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского»

Руковицын Илья Геннадьевич, кандидат технических наук, доцент кафедры динамики, прочности машин и сопротивления материалов, ФГАОУ ВО «Московский политехнический университет»

Ведущая организация: ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева»

Защита диссертации состоится «04» октября 2023 г. в 15 час. 00 мин. на заседании диссертационного совета 24.2.331.12 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале ученого совета по адресу: 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д.5, стр.1.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенных 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 24.2.331.12.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н. Э. Баумана и на сайте www.bmstu.ru.

Телефон для справок: +7(499)263-66-39

Автореферат разослан «14» июня 2023 г.

Учёный секретарь
диссертационного совета
д.т.н., доцент



М.В. Мурашов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования. Насосное оборудование используется для перемещения потока жидкости и создания напора. Область применения насосов чрезвычайно обширна: она включает атомную, добывающую, электроэнергетическую промышленность. Насосы применяются в машиностроении и во многих других отраслях. В медицинской практике в целях борьбы с тяжёлыми формами сердечной недостаточности широкое применение находит имплантируемый насос вспомогательного кровообращения (НВК). На протяжении последних двух десятилетий наблюдается рост количества имплантаций НВК, что говорит о популярности и перспективности развития данной области техники. Современные НВК демонстрируют высокие показатели выживаемости пациентов в качестве кратковременных решений («мост к трансплантации», «мост к восстановлению»), однако всё более возрастает интерес к долгосрочной эксплуатации насоса. Увеличение длительности контакта тела пациента с насосом подразумевает высокие требования к надёжности, биосовместимости изделия. Внимание исследователей и разработчиков НВК сосредоточено на обеспечении оптимального соотношения между гемолизом и КПД, снижении энергопотребления, совершенствовании способов доставки энергии к насосу, уменьшении риска образования тромбов. Существует также задача по снижению риска охрупчивания сосудов и развития дисфункции аортального клапана. Успешное решение обозначенных задач открывает возможности увеличения срока эксплуатации и эффективности работы НВК, а также расширяет область клинических приложений.

Снижение уровня гемолиза может быть достигнуто заменой подшипника скольжения рабочего колеса (ротора) на магнитный подвес (насос третьего поколения). Указанным способом обеспечивается отсутствие прямого механического контакта между деталями, что положительно сказывается на надёжности и эксплуатационных характеристиках изделия. Насос третьего поколения также отличается возможностью обеспечить пульсирующий поток крови с заданными параметрами. Пульсации потока крови в долгосрочной перспективе способствуют сохранению эластичности сосудистой системы, капиллярных токов и, как следствие, нормальной микроциркуляции крови пациента. Пульсирующий поток может быть реализован путём изменения скорости вращения рабочего колеса. Важным направлением работ является анализ динамики ротора насоса, поскольку его вращение сопряжено с генерацией нежелательных вибраций и, как следствие, сокращением срока эксплуатации.

Анализ литературных источников показал, что значительная часть работ посвящена исследованию клинической практики применения насосов, оценке уровня гемолиза, проектированию проточной части. В то же время, число работ, посвящённое анализу динамики рабочего колеса на магнитных подшипниках под действием нагрузок гидродинамической, инерционной, магнитной природы, сравнительно невелико. В литературе не встречены математические модели динамики, которые учитывают изменение скорости вращения рабочего колеса НВК, отсутствуют методики проектирования магнитного подвеса с

уменьшенным потреблением энергии. Поиск методик оценки эффективности пульсаций потока крови в НВК также показал отсутствие таковых.

Данные обстоятельства определили актуальность разработки конструкции магнитного подвеса рабочего колеса осевого насоса вспомогательного кровообращения при обеспечении удовлетворительных динамических характеристик, а также разработки подходов к оценке эффективности пульсаций потока крови применительно к осевому НВК.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-31-90051.

Цель диссертационной работы состоит в обеспечении удовлетворительных динамических характеристик рабочего колеса на бесконтактных опорах осевого насоса вспомогательного кровообращения в процессе генерации естественных пульсаций потока крови.

Для реализации поставленной цели были решены следующие задачи:

1. Провести анализ существующих расчетных моделей и подходов, используемых для решения задачи роторной динамики осевого насоса на магнитном подвесе, выявить характерные особенности типов опор.

2. Разработать закон изменения скорости вращения рабочего колеса насоса, обеспечивающий пульсирующий режим потока крови, близкий к создаваемым сердцем человека естественным пульсациям.

3. Составить математическую модель роторной динамики рабочего колеса насоса вспомогательного кровообращения, учитывающую гироскопический эффект, влияние неуравновешенности ротора при переменной скорости вращения, а также действие сил гидродинамической, электромагнитной природы, внешние силы инерционной природы.

4. Привести разработанные математические модели к безразмерному виду; выделить набор критериев подобия, позволяющий проектировать класс насосов вспомогательного кровообращения подобной конструкции; выделить масштабные множители базовой системы.

5. Построить математические подмодели подшипников, позволяющие определить характеристики активного и пассивного магнитных подшипников в целях последующего анализа динамики ротора.

6. Определить диапазон изменения параметров системы ротора на магнитном подвесе, гарантирующий устойчивость движения в поперечных и в осевом направлениях.

7. Применить разработанную математическую модель для анализа динамики ротора и оценки потребления энергии осевого насоса вспомогательного кровообращения.

Объект исследования. Ротор насоса вспомогательного кровообращения осевого типа на пассивных радиальных и активном осевом магнитных подшипниках.

Методы исследования. В рамках работы применены методы исследования роторной динамики, анализа устойчивости движения, конструирования активного магнитного подшипника в сочетании с вычислительными возможностями пакета программ для математического

моделирования MATLAB, Simulink, а также конечно-элементного пакета COMSOL Multiphysics.

Научная новизна:

1. На основе подхода Шепарда, связанного с сообщаемым потоку количеством гемодинамической энергии, сформулирован подход к оценке близости пульсаций потока крови, создаваемых изменением скорости вращения рабочего колеса осевого насоса вспомогательного кровообращения, к пульсациям, создаваемым сердцем здорового человека (естественным пульсациям).

2. Подобран закон управления скоростью вращения двигателя, обеспечивающий естественные пульсации потока крови при потреблении мощности на уровне представленных в клинике насосов.

3. Построена математическая модель роторной динамики рабочего колеса осевого насоса вспомогательного кровообращения, учитывающая гироскопический эффект, влияние неуравновешенности ротора при переменной скорости вращения, а также действие сил гидродинамической, электромагнитной природы (обусловленных активным и пассивным магнитным подвесом, двигателем), внешние силы инерционной природы; обосновано развязывание динамики ротора вдоль продольной оси и в поперечных направлениях, выделены системы уравнений движения ротора вдоль продольной оси и в поперечных направлениях.

4. На основе анализа устойчивости динамических систем определён диапазон изменения параметров системы ротора на магнитном подвесе, гарантирующий устойчивость движения в поперечных и в осевом направлениях; моделирование динамики ротора проведено в безразмерном виде с выделением характерных критериев подобия прямым решением дифференциальных уравнений; исследовано поведение системы при изменении скорости вращения рабочего колеса по заданному закону.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Предложен подход к оценке законов изменения скорости вращения рабочего колеса на предмет близости течения крови в насосе к эталону (параметрам потока крови, обеспечиваемого сердцем человека).

2. Разработана математическая модель динамики ротора в двух радиальных пассивных и одном осевом активном магнитном подшипнике, включающая гироскопические, гидродинамические, электромагнитные, инерционные, а также эффекты, обусловленные наличием неуравновешенности ротора. Модель учитывает изменение скорости вращения рабочего колеса, обеспечивающее пульсации потока крови. Осевые и поперечные движения ротора разделены и описаны двумя системами уравнений.

3. Выведены критерии подобия и ряд масштабных множителей системы ротора НВК на магнитном подвесе для случая движения в поперечных и в осевом направлениях.

4. Расчёт магнитной силы между кольцами пассивного магнитного подшипника при осевом и радиальном перемещениях показал, что зависимость

носит линейный характер. Магнитная сила развязана по осевому и радиальному перемещениям.

5. Моделирование во временной и частотной областях продемонстрировало, что динамические характеристики системы предложенной конфигурации удовлетворительны в условиях изменения скорости вращения по предложенному закону пульсаций; определены критические параметры системы ротора НВК.

6. Расчётные значения потребления мощности для насоса предложенной конфигурации и для представленных в клинике аналогичных насосов соизмеримы.

Практическая значимость:

1. Разработана математическая модель жёсткого ротора осевого насоса в радиальном пассивном и осевом активном магнитном подвесе с уменьшенным потреблением электроэнергии. На основе разработанной модели создан пакет прикладных программ, позволяющий оценить динамические характеристики системы жёсткого ротора на магнитном подвесе. В отличие от существующих математических моделей разработка позволяет учитывать динамические эффекты от неравномерности скорости вращения.

2. Предложенная компоновка магнитного подвеса ротора может быть использована для изготовления прототипа осевого насоса вспомогательного кровообращения с рабочим колесом на магнитном подвесе. Исследование позволило определить допустимые значения параметров системы для сохранения устойчивости движения в поперечных и осевом направлениях. Параметрическая форма записи критериев подобия открывает возможность анализа динамики во временной области и устойчивости для класса подобных насосов.

3. Предложенный подход к оценке близости пульсаций потока крови, создаваемого насосом, к естественным пульсациям позволяет проводить отбор законов изменения скорости вращения для выбранного насоса вспомогательного кровообращения. В качестве примера разработки закона вращения рабочего колеса получены характеристики трапецевидного закона. Пакет прикладных программ позволяет проверить удовлетворительность динамических характеристик для уже разработанных осевых насосов вспомогательного кровообращения на магнитном подвесе в случае генерации пульсаций путём изменения скорости вращения рабочего колеса.

Достоверность полученных результатов. Достоверность обеспечена строгостью теоретического изложения использованных методик, проверкой программ на тестовых задачах, а также сравнением результатов расчёта с описанными в литературе экспериментальными и теоретическими исследованиями.

Внедрение. Результаты диссертационной работы (математическая модель жёсткого ротора на магнитном подвесе с переменной скоростью вращения и пакет прикладных программ) внедрены в учебный процесс кафедры прикладной механики МГТУ им. Н. Э. Баумана. Использование результатов диссертации подтверждено соответствующими актами о внедрении.

Апробация. Основные положения диссертационной работы докладывались и обсуждались на международных научно-технических конференциях «МИКМУС-2016» (Москва, 2016), «МИКМУС-2019» (Москва, 2019), второй Всероссийской научно-технической конференции «Механика и математическое моделирование в технике» (Москва, 2017), Всероссийской конференции молодых ученых-механиков «Буревестник» (Сочи, 2020). Обсуждение проводилось на XIII Всероссийской инновационной молодежной научно-инженерной выставке «Политехника» (Москва, 2018). Ежегодно на научных семинарах кафедры прикладной механики МГТУ им. Н. Э. Баумана.

Публикации. По теме диссертации опубликовано 8 работ, включая 2 статьи в журналах, входящих в перечень ВАК при Минобрнауки России и 3 статьи в изданиях, индексируемых в международной базе данных SCOPUS. Общий объём публикаций составляет 9,23 п.л.

Структура и объём работы. Диссертация состоит из введения, 5 глав, заключения и приложений. Изложена на 174 страницах машинописного текста и включает 51 иллюстрацию, 15 таблиц и список литературы, содержащий 145 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы, сформулирована цель исследования, приведено краткое содержание работы.

В первой главе выполнен обзор работ, посвященных теоретическим и экспериментальным исследованиям по различным направлениям разработки насосов вспомогательного кровообращения. НВК рассмотрен как разновидность систем вспомогательного кровообращения. Показано, что насос вспомогательного кровообращения имеет широкий спектр способов применения в клинике: «мост к трансплантации», «целевая терапия» и т. д. Обзор литературы позволил выявить проблемы клинического использования и требования к НВК, на основе которых выделены актуальные направления разработки. В рамках диссертационной работы основное внимание уделено вопросам бесконтактного подвеса и обеспечения физиологичного характера пульсаций.

Выделены классы-поколения НВК: пульсирующие устройства, насосы непрерывного тока и насосы на бесконтактных опорах. Для насосов третьего поколения в качестве бесконтактных приняты магнитные подшипники. Использование магнитного подвеса в конструкции НВК способствует снижению сдвиговых напряжений в крови, следовательно, и гемолиза. Снижается также риск образования тромбов, устраняется трение между поверхностями, что благотворно сказывается на надёжности работы устройства. Обзор литературы выявил разновидности магнитных подшипников: активные (АМП), пассивные (ПМП), гибридные. Рассмотрена история применения концепции магнитного подвеса в технике. Проведён детальный анализ методов расчёта магнитных подшипников в контексте роторной динамики. В области теории колебаний

роторов выделяются работы В.Н. Челомея, В.В. Болотина, Ф.М. Диментберга. Роторная динамика с учётом свойств магнитного подвеса рассмотрена в работах отечественных (Ю.Н. Журавлёв, В.Ф. Овчинников, А.П. Сарычев, И.Г. Руковицын, Г.Ю. Мартыненко) и зарубежных (Schweitzer, Maslen) исследователей. Рассмотрены линейные (ПИД-регулятор и его разновидности) и нелинейные (закон оптимального быстрогодействия, релейное управление, адаптивное, управление с наблюдателем состояния, управление на основе нечёткой логики) законы управления током в катушках возбуждения, описаны их характерные особенности и границы использования.

Во второй главе предложен подход к оценке эффективности пульсаций потока, создаваемых изменением скорости вращения рабочего колеса НВК. Оценка эффективности произведена с точки зрения количества энергии, сообщаемой потоку на протяжении сердечного цикла (дополнительной гемодинамической энергии SHE). Подход применен для установления закона скорости вращения, обеспечивающего значение SHE , близкое к выбранному эталону.

В качестве базовой, согласно Шепарду, принята энергетическая характеристика течения, которая выражает работу потока жидкости на единицу перенесённого объёма – энергетическое эквивалентное давление (EEP). Характеристика EEP выражается формулой

$$EEP = \int_{t_0}^{t_1} Q_V \Delta p dt / \int_{t_0}^{t_1} Q_V dt, \quad (1)$$

где Q_V – объёмный расход крови; Δp – давление в артерии; t – время интегрирования на отрезке $[t_0; t_1]$. Наряду с энергетическим эквивалентным давлением выделена вытекающая из подхода Шепарда величина дополнительной гемодинамической энергии $SHE = 1,332 (EEP - MAP)$, где MAP – среднее артериальное давление. Величина SHE в безразмерном представлении $\overline{SHE} = EEP/MAP - 1$.

Применение подхода к оценке эффективности пульсаций описано схемой на Рис. 1. Выбор начального приближения для закона перепада давления при известных расходно-напорной характеристике и рабочей точке насоса позволяет определить закон изменения скорости вращения $n(t)$ и объёмный расход $Q_V(t)$. Известный расход и давление позволяют вычислить критерий $\overline{SHE}$. Сравнение рассчитанного значения дополнительной гидродинамической энергии проводится с эталонным $\overline{SHE}_n$. В качестве эталона предложен закон перепада давления и изменения объёмного расхода в корне аорты здорового человека. При превышении ошибки некоторого допустимого значения ε происходит коррекция закона перепада давления, и алгоритм переходит на следующий цикл. При выполнении условия близости расчётного значения SHE к эталонному коррекция закона перепада давления в насосе не производится, требуемые характеристики работы определены.

В рамках диссертации трапецевидная форма сигнала перепада давления (Рис. 2, а) принята для получения закона, наиболее близкого по критерию SHE к эталону. Рассмотрен сигнал с периодом цикла $T = 1$ с (ЧСС = 60 уд./мин),

параметром скорости роста давления $r = 0,1$. Применение подхода к оценке пульсаций (Рис. 1) позволило получить зависимость скорости вращения от времени на протяжении одного сердечного цикла, которая продемонстрирована на Рис. 2, б.

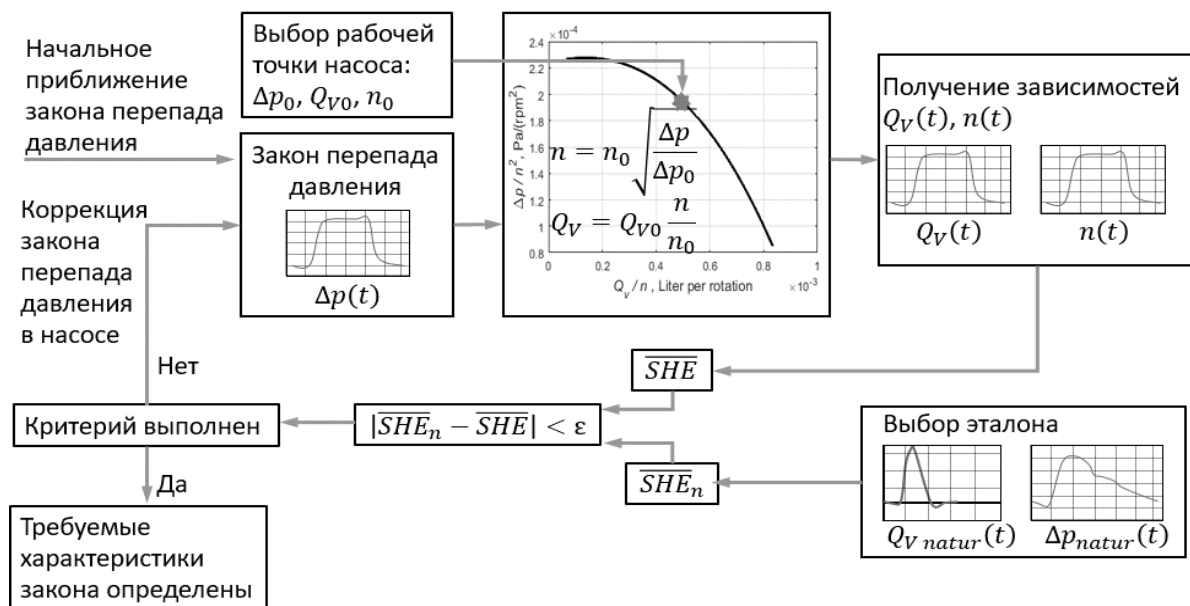
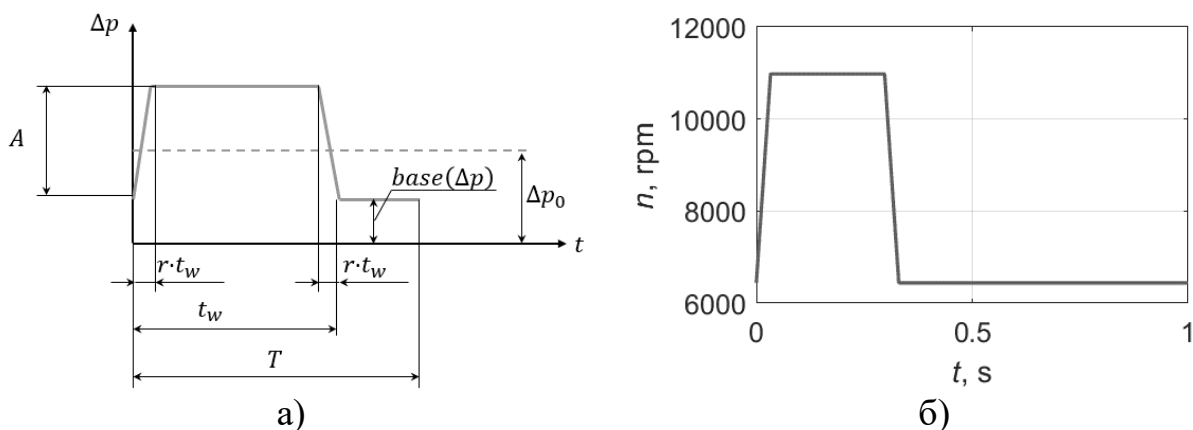


Рис. 1. Схема применения подхода Шепарда для установления закона пульсаций потока крови в НВК



а) параметры закона; б) полученный из подхода к оценке пульсаций

Рис. 2. Трапециевидный закон изменения перепада давления

Размах A и ширина пульсации t_w определены при помощи подхода, проиллюстрированного на Рис. 1. Рассмотрена сетка параметров: $A \in [1; 118]$ мм рт. ст. – 250 значений в диапазоне, $t_w \in [0,1; 0,6]$ с – 20 значений. Для каждого сочетания параметров рассчитан критерий $\overline{SHE}$ и мощность двигателя. Наряду с требованием попадания отклонения $\overline{SHE}$ в коридор $\varepsilon < 0,01$ выдвинуто требование минимизации потребления мощности двигателя. Выбранный режим с параметрами $A = 101,5$ мм рт. ст., $t_w = 0,33$ с, $T = 1$ с, $r = 0,1$ обеспечивает удовлетворение обоих условий. Данный трапециевидный закон применён для моделирования динамики ротора.

В третьей главе для принятой осевой компоновки насоса предложена расчётная схема и разработана математическая модель симметричного жёсткого

ротора на пассивных радиальных и активном осевом магнитных подшипниках. Расчётная схема представлена на Рис. 3.

Уравнение движения симметричного жёсткого ротора в магнитном подвесе массой m , длиной l , вращающегося с угловой скоростью Ω , имеет вид

$$\begin{aligned} \mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} + (\mathbf{G} + \mathbf{H}_{dq}) \dot{\mathbf{q}} + [\mathbf{B} (\mathbf{K}_{mpB} - \mathbf{C}_{DB}) \mathbf{B}^T + \mathbf{H}_q] \mathbf{q} = \\ = \mathbf{B} (\mathbf{f}_{mp0} + \mathbf{f}_{ma}) + \mathbf{f}_d + \mathbf{f}_{H0} + \mathbf{f}_u, \end{aligned} \quad (2)$$

где $\mathbf{q} = \{\beta, x, \alpha, y, z\}^T$ – вектор обобщённых координат, описывающих положение геометрического центра ротора и ориентацию оси вращения относительно неподвижной системы координат, точка над символом обозначает производную по времени; $\mathbf{M} = \text{diag}(I_x, m, I_x, m, m)$ – матрица инерции; $\mathbf{G}$ – кососимметричная матрица гироскопических моментов с ненулевыми слагаемыми $G_{31} = -G_{13} = I_x \Omega$; $\mathbf{H}_{dq}$, $\mathbf{H}_q$ – матрицы гидродинамических нагрузок, отображающие в уравнении консервативные, демпфирующие и циркуляционные силы; $\mathbf{C}_{DB}$ – матрица нагрузки от электродвигателя; $\mathbf{K}_{mpB}$ – матрица жёсткости пассивного магнитного подвеса. Перечислим векторы сил в выражении (2):

$\mathbf{f}_{mp0}$ – вектор сил поджатия пассивного магнитного подвеса; $\mathbf{f}_{ma}$ – силы в АМП; $\mathbf{f}_d$ – вектор нагрузок динамической и статической неуравновешенностей ротора, характеризуемый угловым параметром $\Delta\gamma$ и эксцентриситетом e ; $\mathbf{f}_{H0}$ – вектор осевой гидродинамической силы (статического поджатия), зависящий от скорости вращения; $\mathbf{f}_u$ – вектор внешних воздействий инерционной природы. Вращательное движение вдоль продольной оси ротора уравнение (2) не рассматривает, так как скорость вращения – кинематически определённая величина.

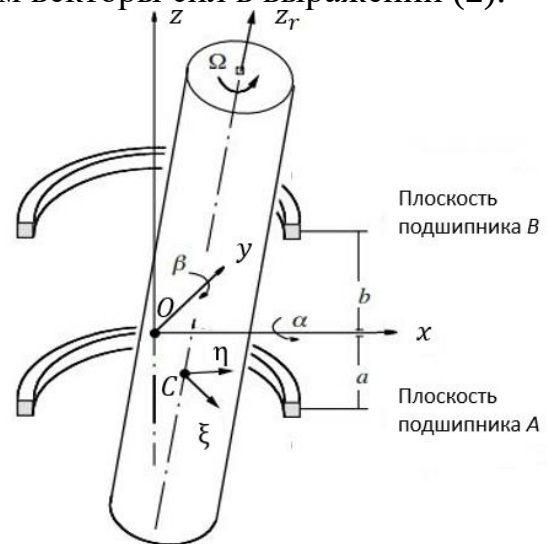


Рис. 3. Расчётная схема жёсткого ротора на магнитном подвесе

Стоит отметить, что в выражении (2) магнитная сила от ПМП введена как линейная зависимость от перемещения с магнитной жёсткостью в радиальном направлении k_{rA} и k_{rB} для опор «А» и «В» соответственно (в осевом направлении жёсткости ПМП имеют жёсткости k_{zA} и k_{zB}).

Допущение о малости перемещений ротора позволило разделить систему уравнений, выделив движение в поперечных направлениях и движение вдоль оси ротора. В поперечных направлениях движение описано системой четырёх дифференциальных уравнений, а движение относительно продольной оси – одним дифференциальным уравнением. В рамках третьей главы внимание сосредоточено на движении в поперечных направлениях. Из выражения (2) выделено уравнение движения в поперечных направлениях и приведено к безразмерному виду в форме Коши.

$$\mathbf{X} = \begin{Bmatrix} \bar{\mathbf{q}}_4 \\ \dot{\bar{\mathbf{q}}}_4 \end{Bmatrix}, \quad \dot{\mathbf{X}} = \mathbf{A} \mathbf{X} + \mathbf{U}, \quad (3)$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{E} \\ -(\bar{\mathbf{K}}_{mp} - \bar{\mathbf{C}}_D + \bar{\mathbf{H}}_q) & -(\bar{\mathbf{G}} + \bar{\mathbf{H}}_{dq}) \end{bmatrix}, \quad \mathbf{U} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \bar{\mathbf{f}}_d + \bar{\mathbf{f}}_u \end{bmatrix},$$

где $\bar{\mathbf{q}}_4 = \{\bar{\beta}, \bar{x}, \bar{\alpha}, \bar{y}\}^T$, $\dot{\bar{\mathbf{q}}}_4 = \{\dot{\bar{\beta}}, \dot{\bar{x}}, \dot{\bar{\alpha}}, \dot{\bar{y}}\}^T$ – координаты состояния; $\mathbf{0}$ – нулевая матрица (4x4); $\mathbf{E}$ – единичная матрица (4x4). Для класса подобных конструкций выделены критерии подобия: связанные с инерционно-массовыми характеристиками критерии $\Pi_I = I_z/I_x$ и $\Pi_m = ml^2/I_x$; гидродинамические критерии подобия $\Pi_{Hf} = l \eta_H \sqrt{(1/(m k_{rA}))} / (2 \varepsilon)^3$, $\Pi_{Hm} = \Pi_m \Pi_{Hf} \bar{D}_t \bar{l}$, критерии отношения жесткостей ПМП и двигателя $\Pi_{kB} = k_{rB}/k_{rA}$, $\Pi_D = c_D/k_{rA}$. Здесь $\varepsilon = \delta_{0r}/D_t$ – малый параметр анизотропии в линейных размерах, η_H – динамическая вязкость крови, $\bar{D}_t$ – безразмерный диаметр, c_D – отрицательная жёсткость двигателя.

Для последующего моделирования системы с параметрами, отклонёнными от базовых значений, введены масштабные множители.

$$\begin{aligned} m &= \varepsilon_m m^{(1)}, I_x = \varepsilon_{Ix} I_x^{(1)}, I_z = \varepsilon_{Iz} I_z^{(1)}, \delta_{0r} = \varepsilon_{\delta r} \delta_{0r}^{(1)}, l = \varepsilon_l l^{(1)}, \dots \\ a &= \varepsilon_{ab} \varepsilon_l \left(\frac{a^{(1)}}{l^{(1)}} \right) l^{(1)}, D_t = \varepsilon_{Dt} D_t^{(1)}, k_{rA} = \varepsilon_{kA} k_{rA}^{(1)}, k_{rB} = \varepsilon_{kB} k_{rB}^{(1)}, \dots \\ c_D &= \varepsilon_{cD} c_D^{(1)}, c_i = \varepsilon_{ci} c_i^{(1)}, d_i = \varepsilon_{di} d_i^{(1)} \quad i \in \overline{1,8}, \eta_H = \varepsilon_\eta \eta_H^{(1)}, \dots \\ e &= \varepsilon_e e^{(1)}, \Delta\gamma = \varepsilon_\gamma \Delta\gamma^{(1)}, \Omega = \varepsilon_\Omega \Omega^{(1)}. \end{aligned} \quad (4)$$

Получены критерии подобия с учётом масштабных множителей

$$\begin{aligned} \Pi_I &= \frac{\varepsilon_{Iz}}{\varepsilon_{Ix}} \Pi_I^{(1)}, \Pi_m = \frac{\varepsilon_m \varepsilon_l^2}{\varepsilon_{Ix}} \Pi_m^{(1)}, \Pi_{Hf} = \left(\frac{\varepsilon_{Dt}}{\varepsilon_{\delta r}} \right)^3 \frac{\varepsilon_\eta}{\sqrt{\varepsilon_m \varepsilon_{kA}}} \varepsilon_l \Pi_{Hf}^{(1)}, \\ \Pi_{Hm} &= \left(\frac{\varepsilon_{Dt}}{\varepsilon_{\delta r}} \right)^3 \frac{\varepsilon_\eta \varepsilon_{Dt}}{\sqrt{\varepsilon_m \varepsilon_{kA}}} \frac{\varepsilon_m \varepsilon_l^2}{\varepsilon_{Ix}} \Pi_{Hm}^{(1)}, \Pi_D = \frac{\varepsilon_{cD}}{\varepsilon_{kA}} \Pi_D^{(1)}, \Pi_{kB} = \frac{\varepsilon_{kB}}{\varepsilon_{kA}} \Pi_{kB}^{(1)}. \end{aligned} \quad (5)$$

Четвёртая глава посвящена формированию и расчёту компоновки магнитных подшипников. Для осевой стабилизации разработана компоновка АМП, для радиального подвеса – ПМП. В качестве закона управления током в обмотке активного подшипника выбран ПИД-регулятор с отдельным управлением.

Характерные размеры и параметры осевого и радиального магнитного подвеса указаны на Рис. 4. В конструкции ПМП символом b_1 обозначена ширина внутреннего кольца, t_1 – толщина внутреннего кольца, d_1 – внутренний диаметр внутреннего кольца (величины с индексом «2» относятся к внешнему кольцу), b_{12} – осевое смещение внешнего и внутреннего колец, δ_{mr} – радиальный зазор между магнитными поверхностями, B_r – магнитная индукция материала кольца. В конструкции АМП введены следующие обозначения: $d_{1a/2a}$ – внутренний (внешний) диаметр электромагнита, $t_{1a/2a}$ – толщина внутренней (внешней) стенки магнитопровода, t_{za} – толщина дна электромагнита, b_{za} – высота катушки, N – число витков в катушке, i – ток в катушке, δ_{mz} – осевой зазор между магнитными поверхностями.

Метод конечных элементов (МКЭ) принят в качестве инструмента расчёта магнитных сил в пассивном магнитном подшипнике. Размеры колец ПМП в

составе конструкции насоса установлены на основе геометрических ограничений и соображений о максимизации жёсткости подшипника.

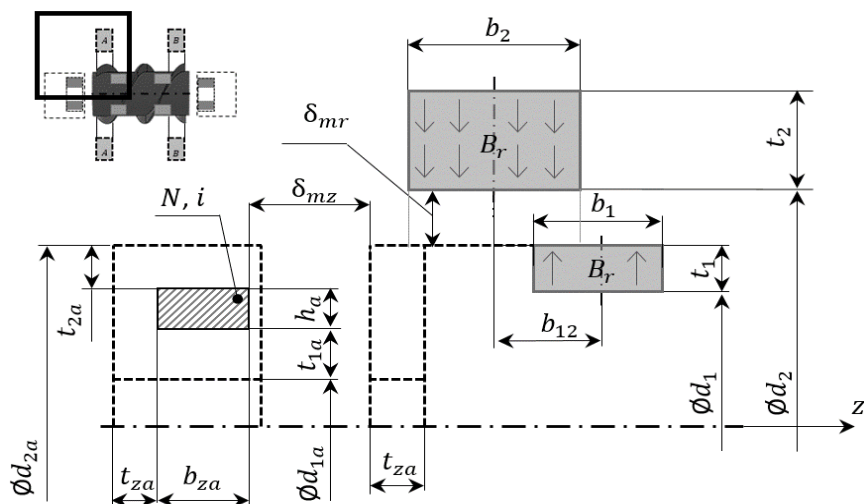


Рис. 4. Параметры осевого и радиального магнитного подвеса

Большой интерес представляла зависимость магнитной силы от взаимного положения колец. Для установления вида зависимости магнитной силы (радиальной f_{mpr} и осевой f_{mpz}) от радиального r и осевого z смещений проведена серия МКЭ-расчётов. Диапазон радиальных отклонений r принят от 0 до 0,2 мм. Выбрано 12 значений с равным шагом между ними. Диапазон осевых отклонений лежит от -0,1 до 0,2 мм с шагом 0,1 мм. На основе рассчитанных точечных значений радиальной магнитной силы построены поверхности данных $f_{mpr}(r, z)$ и $f_{mpz}(r, z)$, которые продемонстрированы на Рис. 5.

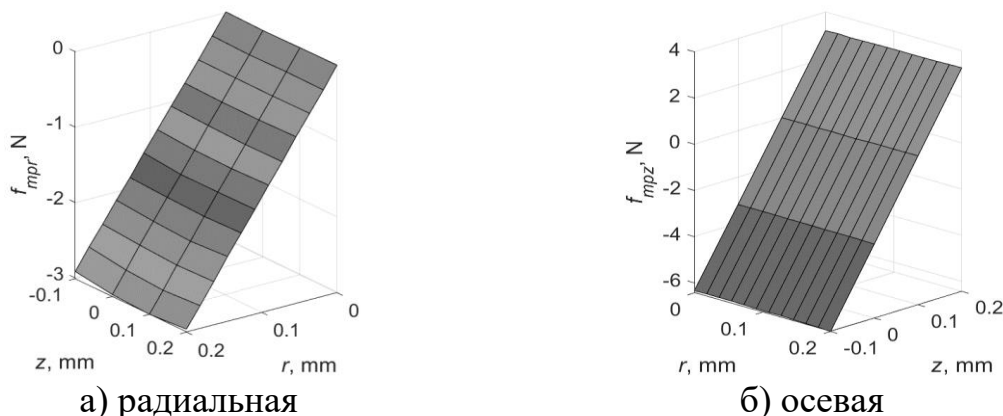


Рис. 5. Поверхности магнитных сил в пассивном магнитном подшипнике

Расчёт магнитных сил позволил заключить, что в установленных пределах для переменных r и z радиальная сила может быть представлена зависимостью от радиального перемещения $f_{mpr} = f_{mpr}(r)$, а осевая сила – от осевого перемещения $f_{mpz} = f_{mpz}(z)$. Таким образом, зависимости развязаны по r и z . Аппроксимирующая кривая и коэффициенты аппроксимации получены средствами MATLAB.

$$\begin{aligned} f_{mpr}(r) &= -14,840 r - 0,002 \approx -14,840 r, \\ f_{mpz}(z) &= 30,760 z - 3,165. \end{aligned} \quad (6)$$

Коэффициенты при переменных r и z , взятые с обратным знаком, имеют смысл соответственно радиальной k_r и осевой k_z жёсткостей: $k_r = 14,840$ Н/мм,

$k_z = -30,760$ Н/мм. Оставшееся свободное слагаемое в выражении для $f_{mpz}(z)$ соответствует осевому магнитному преднатягу при $z = 0$ (вследствие осевого смещения b_{12}) и равно $f_{mpz0} = -3,17$ Н.

Разработка конструкции осевого АМП применительно к насосу вспомогательного кровообращения проведена при помощи методики Ю.Н. Журавлёва. Несмотря на тот факт, что происходящие в АМП процессы имеют нелинейную природу, линейный регулятор может быть вполне успешно использован для управления положением ротора. Магнитная сила АМП линеаризована в окрестности рабочей точки. В качестве закона управления принят ПИД-регулятор с коэффициентами $k_1 = (\omega_{0z}^2 m + k_s)/k_i$, $k_2 = (2 \zeta \omega_{0z} m)/k_i$, $k_3 = (2 \chi \zeta \omega_{0z}^3 m)/k_i$, $\chi \in (0; 1)$. Закон управления силой тока определяется выражением

$$i_z = -k_1 z - k_2 \dot{z} - k_3 \int_0^t z(\tau) d\tau. \quad (7)$$

Уравнение поступательного движения ротора в магнитном подвесе приведено к форме Коши и записано в безразмерном виде

$$\begin{aligned} \dot{\bar{z}}_1 &= \bar{z}_2, \\ \dot{\bar{z}}_2 &= \bar{z}_3, \\ \dot{\bar{z}}_3 &= -(2\zeta \Pi_{k0} + c_z \Pi_{Hz}) \bar{z}_3 - (\Pi_{k0}^2 - 1 - \Pi_{kB}) \bar{z}_2 - 2 \zeta \chi \Pi_{k0} \bar{z}_1 - \\ &\quad - (\bar{f}_{mpzA0} + \bar{f}_{mpzB0}) + \Pi_{Hst} \bar{\Omega}^2 + \bar{F}_z + \bar{A}_z \sin(\bar{\omega}_{ext} \bar{t}), \end{aligned} \quad (8)$$

где $z_1 = \int_0^t z(\tau) d\tau$, $z_2 = z$, $z_3 = \dot{z}$ – координаты состояния; параметр ζ определяет демпфирование АМП, ω_{0z} – его жёсткость. Параметр c_z определяет гидродинамическое демпфирование в системе. Выделены критерии подобия: отношения жёсткостей $\Pi_{k0} = \sqrt{k_{0z}/k_{zA}}$, $\Pi_{kB} = k_{zB}/k_{zA}$; связанные с гидродинамикой критерии $\Pi_{Hz} = \eta_H D_t / \sqrt{m k_{zA}}$, $\Pi_{Hst} = \Delta \bar{p}_0 \bar{A}_{hz} / \bar{\Omega}_0^2$. В уравнение (8) также включены слагаемые внешних инерционных нагрузок. Как и в случае описания радиальных нагрузок, при описании движения вдоль оси ротора введены масштабные множители для описания системы, отличной от базовой. Отклонённые значения параметров системы определяются выражениями

$$\begin{aligned} m &= \varepsilon_m m^{(1)}, \delta_{0z} = \varepsilon_{\delta z} \delta_{0z}^{(1)}, D_t = \varepsilon_{Dt} D_t^{(1)}, \Omega = \varepsilon_{\Omega} \Omega^{(1)}, \dots \\ k_{zA} &= \varepsilon_{kA} k_{zA}^{(1)}, k_{zB} = \varepsilon_{kB} k_{zB}^{(1)}, c_z = \varepsilon_{cz} c_z^{(1)}, \dots \\ \eta_H &= \varepsilon_{\eta} \eta_H^{(1)}, A_{hz} = \varepsilon_{Ah} A_{hz}^{(1)}, \Delta p_0 = \varepsilon_{p0} \Delta p_0^{(1)}, \Omega_0 = \varepsilon_{\Omega 0} \Omega_0^{(1)}, \dots \\ \omega_0 &= \varepsilon_{\omega 0} \omega_0^{(1)}, \zeta = \varepsilon_{\zeta} \zeta^{(1)}, \chi = \varepsilon_{\chi} \chi^{(1)}. \end{aligned} \quad (9)$$

Критерии подобия с учётом масштабных множителей

$$\begin{aligned} \Pi_{k0} &= \sqrt{\varepsilon_{\omega 0}^2 \varepsilon_m / \varepsilon_{kA}} \Pi_{k0}^{(1)}, \Pi_{kB} = \frac{\varepsilon_{kB}}{\varepsilon_{kA}} \Pi_{kB}^{(1)}, \\ \Pi_{Hz} &= \varepsilon_{\eta} \varepsilon_{Dt} / \sqrt{\varepsilon_m \varepsilon_{kA}} \Pi_{Hz}^{(1)}, \Pi_{Hst} = \varepsilon_{p0} \varepsilon_{Ah} / (\varepsilon_{\Omega 0}^2 \varepsilon_m \varepsilon_{\delta z}) \Pi_{Hst}^{(1)}. \end{aligned} \quad (10)$$

В пятой главе проведен анализ динамических характеристик системы: выполнены исследование устойчивости движения и исследование вынужденных колебаний рабочего колеса в поперечных и в осевом направлениях для режимов

пульсаций и разгона. Рассмотрено поведение ротора при наличии дисбаланса, внешних возмущений и при изменении скорости вращения. Указанные исследования проведены для систем уравнений движения отдельно в поперечных направлениях и вдоль продольной оси. Произведена оценка потребляемой мощности насоса как суммы мощности активного магнитного подшипника и мощности двигателя.

Исследование устойчивости движения ротора вдоль продольной оси проведено на основе решения характеристического уравнения

$$\lambda^3 + b_p \lambda^2 + c_p \lambda + d_p = 0, \quad (11)$$

$$b_p = 2 \zeta \Pi_{k0} + c_z \Pi_{Hz}, \quad c_p = \Pi_{k0}^2 - 1 - \Pi_{kB}, \quad d_p = 2 \chi \zeta \Pi_{k0}^3.$$

Устойчивость движения в данном направлении прежде всего характеризуется значением коэффициентов управления. В терминах уравнения (8) построена карта критических параметров Π_{k0} , ζ , χ (Рис. 6).

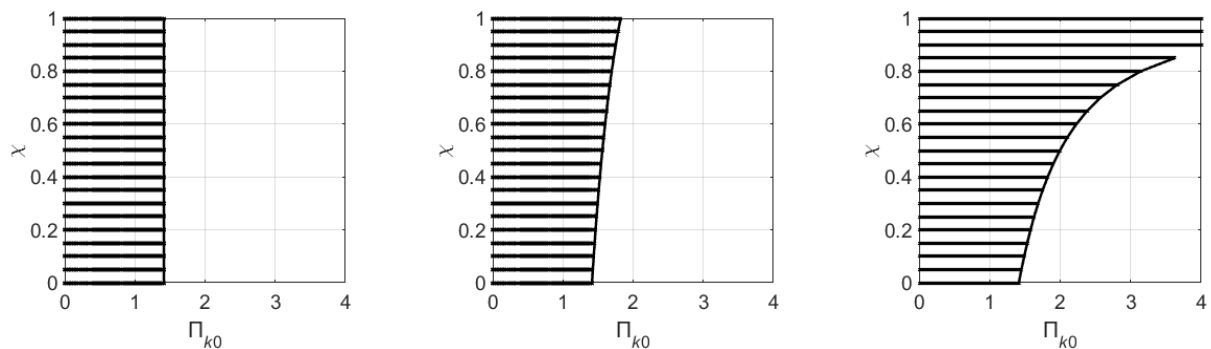


Рис. 6. Диаграммы устойчивости системы (для уравнения движения вдоль оси)

При возрастании коэффициента ζ граница устойчивости приобретает вид зависимости $\chi(\Pi_{k0})$. Вид двумерной кривой, описываемой функцией $\chi(\Pi_{k0})$, быстро изменяется при возрастании коэффициента ζ . Для последующего моделирования динамики ротора вдоль продольной оси выбраны значения параметров $\Pi_{k0} = 3$, $\zeta = 0,05$, $\chi = 0,6$.

Исследовано поведение корней характеристического уравнения (11) при варьировании масштабных множителей. В качестве варьируемых масштабных множителей приняты следующие: ε_m , ε_{ka} , ε_η , ε_{Dt} , ε_{cz} . На Рис. 7 отображены графики зависимости действительных частей корней характеристического полинома от масштабных множителей.

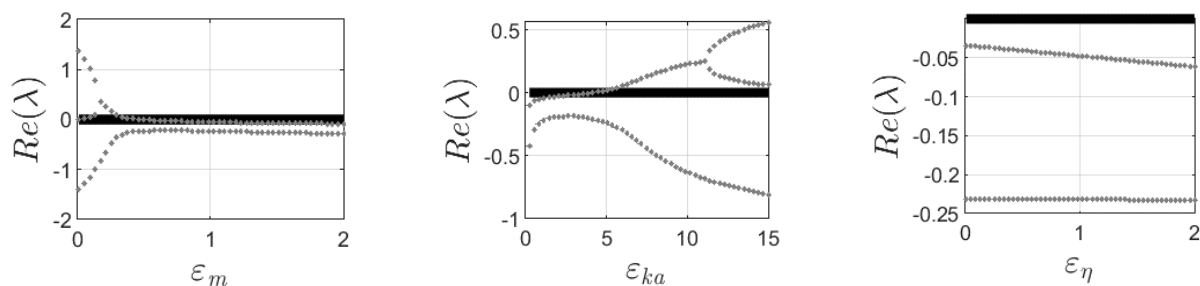


Рис. 7. Зависимости действительных частей корней характеристического полинома от масштабных множителей (для уравнения движения вдоль оси)

Исходный набор параметров соответствует устойчивому движению системы в осевом направлении. К критическим состояниям приводит уменьшение массы ротора до величины $m_{cr} = 6,1$ г ($\varepsilon_m = 0,494$) и увеличение

жёсткости ПМП до $k_{zAcr} = 129170 \text{ Н/м}$ ($\varepsilon_{ka} = 4,067$). Увеличению устойчивости движения способствует рост в большей степени массы ротора m и в меньшей вязкости η_H , диаметра D_t , гидродинамического коэффициента c_z . Также увеличению устойчивости способствует уменьшение жёсткости ПМП в осевом направлении k_{zA} .

Динамика ротора вдоль продольной оси при исходном сочетании параметров моделирования проиллюстрирована графиками на Рис. 8.

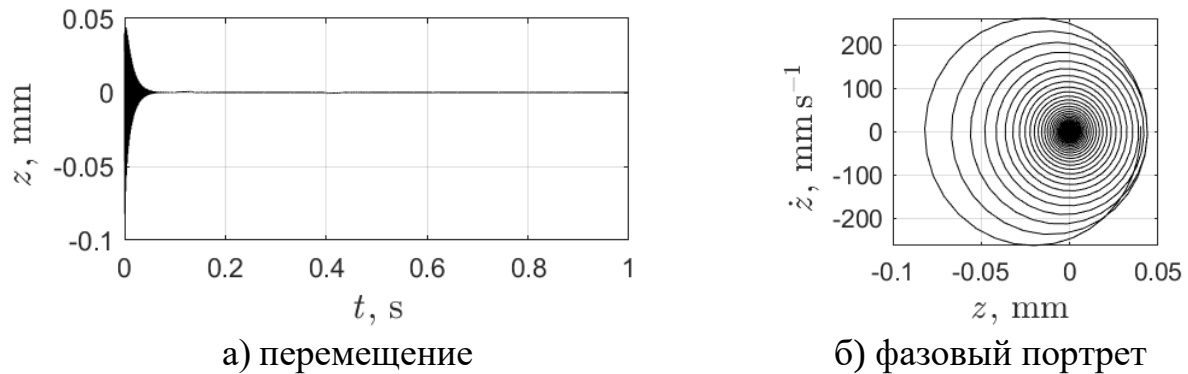


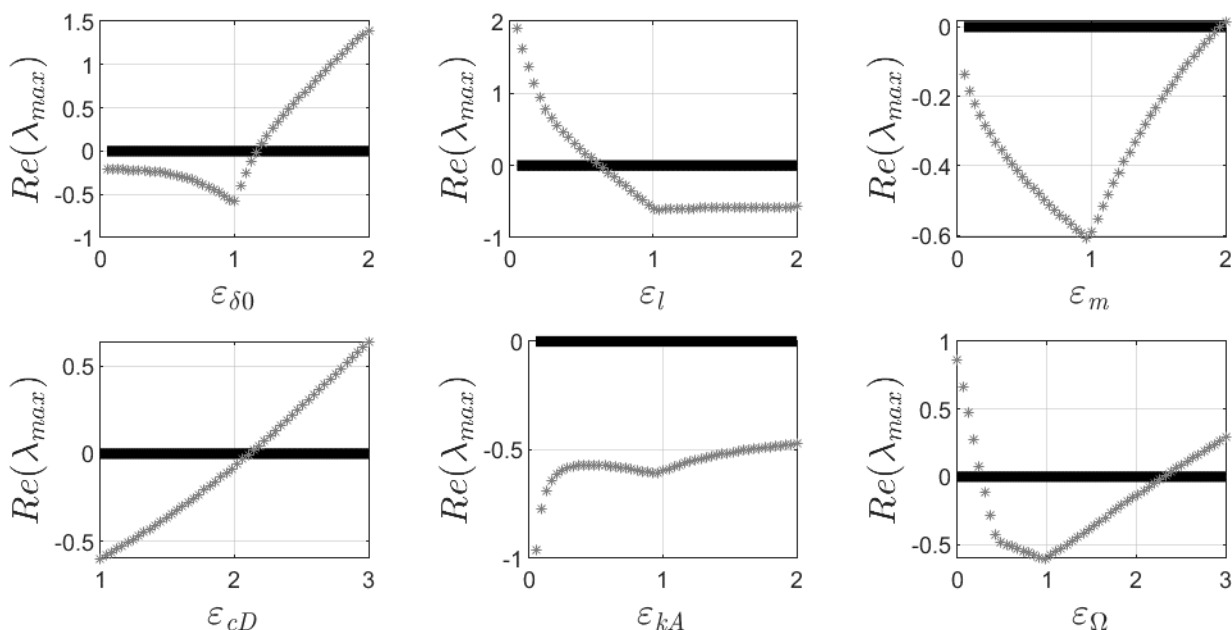
Рис. 8. Динамика ротора при движении вдоль оси вращения

Из отклонённого начального состояния перемещение выходит на установившееся значение $z_2 = 0 \text{ мм}$ за время порядка $\sim 0,1 \text{ с}$. Фазовый портрет (Рис. 8б) также показывает, что нулевое положение равновесия – устойчивый фокус, таким образом, оно асимптотически устойчиво.

Анализ устойчивости движения в поперечных направлениях проведён при варьировании масштабных множителей $\varepsilon_{\delta r}$, ε_l , ε_m , ε_{cD} , ε_{kA} , ε_Ω , ε_{c1} , ε_{c2} , ε_η . Характеристический полином определяется выражением

$$\det(\lambda \mathbf{E} - \mathbf{A}) = 0, \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{E} \\ -(\bar{\mathbf{K}}_{mp} - \bar{\mathbf{C}}_D + \bar{\mathbf{H}}_q) & -(\bar{\mathbf{G}} + \bar{\mathbf{H}}_{dq}) \end{bmatrix}. \quad (12)$$

На Рис. 9 отображены графики зависимости максимальных действительных частей корней характеристического полинома (12) от масштабных множителей.



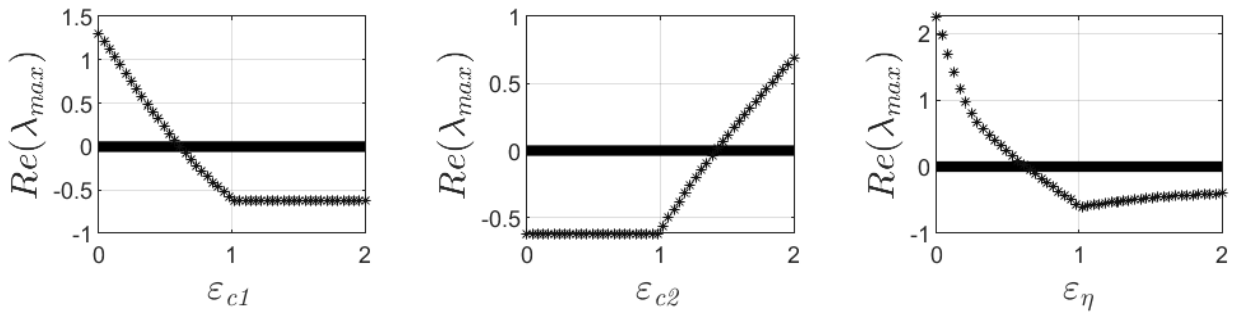


Рис. 9. Зависимости максимальных действительных частей корней характеристического полинома от масштабных множителей (поперечные направления)

Исходный набор параметров соответствует устойчивому движению системы ротора на магнитном подвесе в поперечных направлениях. Увеличению устойчивости движения способствует, с одной стороны, возрастание радиального зазора δ_{0r} , длины l , гидродинамических коэффициентов c_1 и c_5 (упругий и демпферный коэффициенты), вязкости η_H . С другой стороны, устойчивость возрастает при снижении массы ротора m , гидродинамического коэффициента c_2 (отвечает за циркуляционные силы), снижение жёсткости электродвигателя c_D . Диапазон от 6440 до 10980 об/мин, на котором происходит изменение скорости вращения для создания пульсаций потока крови, лежит в устойчивой области выше первого (2402 об/мин) и ниже второго (20771 об/мин) критического значения скорости вращения.

При разгоне ротора происходит переход через область неустойчивости. Моделирование разгона ротора во временной области проведено при условии, что изменение скорости вращения Ω происходит по линейному закону за промежуток времени $t^* = 0,2$ с от 0 до $\Omega^* = 9000$ об/мин, после чего устанавливается на постоянном уровне $\Omega = \Omega^*$. Наряду с данным случаем проведено моделирование динамики ротора в режиме генерации пульсаций. Отклонения в опоре A для обоих расчётных случаев представлены на Рис. 10.

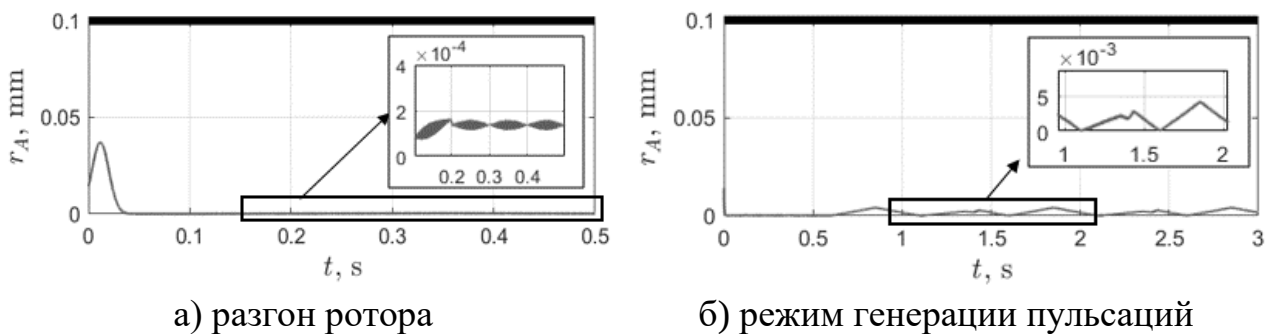


Рис. 10. Отклонения в опоре A при моделировании во временной области

Моделирование динамики ротора во временной области продемонстрировало, что амплитуда отклонений от положения равновесия в опоре A (аналогично в опоре B) малы. Наибольшее значение отклонения $\max(r_A) = 0,028$ мм при прохождении области неустойчивости, а в режиме пульсаций $\max(r_A) = 0,004$ мм. Данные значения малы в сравнении с зазором (принятая величина зазора $\delta_{0r} = 0,1$ мм). Динамические характеристики НВК

рассмотренной конфигурации удовлетворительны при разгоне ротора и при генерации пульсаций потока жидкости.

Проведена оценка среднего потребления мощности двигателем в режиме пульсаций (3,4 Вт) и АМП (0,5 Вт). Таким образом, суммарная потребляемая мощность оценивается в 3,9 Вт. Потребление мощности соизмеримо с показателями представленных в клинике аналогичных насосов.

В приложении подробно рассмотрена процедура приведения уравнений движения ротора к безразмерному виду с выделением критериев подобия, представлены допустимые величины транспортных вибраций.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Предложен подход к оценке законов изменения скорости вращения рабочего колеса на предмет близости характеристик потока в насосе к эталону (параметрам потока крови, обеспечиваемого сердцем человека). В качестве целевой характеристики принята величина, связанная с дополнительной гемодинамической энергией, сообщаемой потоку крови. На примере трапецевидного сигнала продемонстрирована разработка закона изменения скорости вращения рабочего колеса, обеспечивающего требуемые пульсации потока крови.

2. Разработана математическая модель динамики ротора в двух радиальных пассивных и одном осевом активном магнитном подшипнике, включающая гироскопические, гидродинамические, электромагнитные, инерционные, а также эффекты, обусловленные наличием неуравновешенности ротора. Модель учитывает изменение скорости вращения рабочего колеса, обеспечивающее пульсации потока крови. Осевые и поперечные движения ротора разделены и описаны двумя системами уравнений.

3. Выведены критерии подобия для системы ротора НВК на магнитном подвесе, что позволяет моделировать физически подобные объекты; критерии подобия выделены для системы радиального магнитного подвеса, системы осевого АМП. Безразмерные критерии выведены также для ряда величин, характеризующих пульсации потока крови.

4. Методом конечных элементов определена магнитная сила, возникающая между внутренним и внешним кольцом ПМП. Зависимость силы от осевого и радиального перемещения носит линейный характер. Осевая и радиальная составляющие магнитной силы развязаны по перемещениям.

5. На основе проведённого анализа устойчивости системы осевого активного магнитного подвеса ротора выведена карта устойчивости по параметрам ПИД-регулятора. Динамические характеристики системы предложенной конфигурации удовлетворительны в условиях изменения скорости вращения по предложенному закону пульсаций; определены критические параметры системы ротора НВК.

6. Произведена оценка потребляемой мощности осевого АМП и мощности двигателя. Расчётное потребление мощности насосом соизмеримо со значениями потребления представленных в клинике аналогичных насосов.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Скорюков С.В., Гуськов А.М. Влияние внешнего демпфирования на динамику жёсткого ротора на магнитных подшипниках // Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2016. № 8. С. 202–233. (3,70 п.л./2,22 п.л.).
2. Первый опыт применения технологии 3d-печати при проектировании отечественного насоса вспомогательного кровообращения / Скорюков С.В. [и др.] // XXVIII Международная инновационно-ориентированная конференция молодых ученых и студентов.: Тез. докл. Межд. конф. Москва. 2017. С. 192–195. (0,46 п.л./0,10 п.л.).
3. Скорюков С.В., Гуськов А.М. Влияние асимметрии расположения регулирующих элементов на динамику ротора, подвешенного в активных магнитных подшипниках // XVIII Международная инновационно-ориентированная конференция молодых ученых и студентов.: Тез. докл. Межд. конф. Москва. 2017. С. 164–170. (0,69 п.л./0,41 п.л.).
4. Гуськов А.М., Скорюков С.В. Динамика твёрдого тела в магнитном подвесе при периодическом возбуждении // Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2017. № 7. С. 1–14. (1,62 п.л./1,05 п.л.).
5. Гуськов А.М., Скорюков С.В. Бифуркационный анализ динамики твердого тела в магнитном подвесе при периодическом возбуждении // II всероссийская научно-техническая конференция «Механика и математическое моделирование в технике».: Тез. докл. Всерос. конф. 2017. С. 111-115. (0,52 п.л./0,31 п.л.).
6. Experimental validation of a numerical model of an axial circulatory assist blood pump / Skoryukov S.V. [et al.] // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53, Is 2. P. 77-81. (0,53 п.л./0,15 п.л.).
7. Evaluation of hydrodynamic forces on the impeller of an axial blood pump using computational fluid dynamics / Skoryukov S.V. [et al.] // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2020. Vol. 747. 5 p. (0,55 п.л./0,25 п.л.).
8. Gouskov A.M., S.V. Skoryukov. Dynamics of a circulatory support pump rotor adjusted for radial forces of a passive magnetic bearing set // Journal of Machinery Manufacture and Reliability. 2022. Vol. 51, Is. 2. P. 163–172. (1,16 п.л./0,82 п.л.).