

*На правах рукописи*

Богданова Юлия Владимировна

**РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ ОБЕСПЕЧЕНИЯ  
ТРЕБУЕМОЙ ДИНАМИКИ РОТОРА АКСИАЛЬНОГО  
НАСОСА ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ  
НА АКТИВНЫХ МАГНИТНЫХ ОПОРАХ**

Специальность:  
01.02.06 – Динамика, прочность машин, приборов и аппаратуры

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук



Москва – 2017

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

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

Официальные  
оппоненты:

**Банах Людмила Яковлевна**, доктор технических наук, старший научный сотрудник, главный научный сотрудник федерального государственного бюджетного учреждения науки Института машиноведения им. А. А. Благонравова Российской академии наук

**Яцун Сергей Федорович**, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой механики, мехатроники и робототехники федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Юго-Западный государственный университет»

Ведущая организация:

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Орловский государственный университет им. И. С. Тургенева»

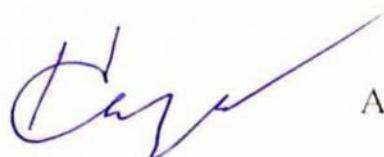
Защита диссертации состоится «\_\_\_» 2017 г. в \_\_\_ час.  
\_\_\_ мин. на заседании диссертационного совета Д 212.141.03 при Московском государственном техническом университете им. Н. Э. Баумана по адресу:  
105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенных гербовой печатью, просьба направлять по указанному адресу, ученому секретарю диссертационного совета Д 212.141.03.

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

Автореферат разослан «\_\_\_» 2017 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета Д 212.141.03,  
доктор технических наук, доцент



А. Ю. Карпачев

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы.** Насосы вспомогательного кровообращения (НВК) являются, на сегодняшний день, основной альтернативой трансплантации донорского сердца для людей, страдающих острыми формами сердечной недостаточности. Известные конструкции НВК имеют недостатки, связанные с ненадёжностью узлов конструкции, большим показателем повреждаемости клеток крови ввиду высоких сдвиговых напряжений – гемолиза, непрогнозируемым тромбообразованием, высоким энергопотреблением, необходимостью обеспечения низкочастотных пульсаций потока для сохранения эластичности периферийных сосудов организма. Одним из приоритетных направлений исследований в этой области стала разработка аксиального НВК на активных магнитных опорах, способного обеспечить пульсирующий кровоток. Готового аппарата вспомогательного кровообращения третьего поколения, т. е. роторного насоса без механического контакта поверхностей, обеспечивающего пульсирующий поток крови на сегодняшний день на мировом рынке пока нет. В отличие от огромного числа исследований, посвященных изучению потока крови в камере насоса, влиянию сдвиговых напряжений на эритроциты, проектированию геометрии проточной части, исследованию гидравлических показателей насоса – практически нет работ, связанных с изучением динамики ротора на активных магнитных опорах в условиях течения крови и режимов функционирования насоса. Магнитный подвес является примером нелинейной системы, а устойчивость положения ротора определяется выбором закона управления. Кроме того, подобные жизнеобеспечивающие системы отличаются большим разбросом физических параметров и параметров функционирования. В найденных работах отсутствуют математические модели нелинейной динамики ротора аксиального насоса вспомогательного кровообращения на активных магнитных подшипниках (АМП) в условиях течения крови и режимах функционирования НВК. На данный момент на российском рынке представлены только импортные образцы НВК. Задача разработки надежного, рассчитанного на длительное применение, отечественного НВК нового поколения представляется перспективной. Анализ работ позволяет констатировать, что до настоящего времени все еще отсутствуют научно обоснованные и экспериментально подтвержденные методики проектирования таких сложных мехатронных систем, как НВК. Особенно это касается методик проектирования роторно-магнитной части насоса. Поэтому создание пульсаций кровотока и обеспечение устойчивого контролируемого поведения ротора в пульсирующих режимах функционирования аксиального насоса вспомогательного кровообращения на магнитных опорах представляется актуальным.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 15-29-01085 офи\_м).

**Цель диссертационной работы** заключается в обеспечении: 1) устойчивой работы аксиального насоса вспомогательного кровообращения (НВК) на активных магнитных опорах в независимости от разброса

параметров динамической системы, 2) физически обоснованных пульсаций давления кровотока за счет совершенствования конструкции и функционирования НВК.

Для достижения указанной цели требуется решить следующие задачи:

1. Построить математическую модель нелинейной динамики жесткого ротора в двух радиальных активных магнитных подшипниках с учетом гироскопических эффектов, включающую нелинейную модель магнитного подвеса, учитывающую влияние потока крови, внешние кусочно-постоянные и гармонические воздействия инерционного характера, а также возмущения вследствие неуравновешенности ротора.

2. Привести математическую модель ротора насоса вспомогательного кровообращения на активных магнитных подшипниках к безразмерному виду, выделив характерные для целого класса аппаратов вспомогательного кровообращения безразмерные комплексы (критерии подобия), позволяющие проводить проектирование систем НВК для физически подобных конструкций.

3. Оценить эффективность подходов к созданию пульсаций кровотока за счет контролируемых угловых колебаний ротора, а также за счет изменения скорости вращения ротора по критерию изменения перепада давления на выходе из камеры насоса.

4. Разработать нелинейное управление положением ротора насоса вспомогательного кровообращения на активных магнитных подшипниках гарантирующее: а) точность позиционирования ротора в заданном положении – выше 4 мкм за счет компенсации внешних инерционных воздействий кусочно-постоянного и гармонического характера, а также нежелательных возмущений вследствие неуравновешенности ротора; б) асимптотическую устойчивость замкнутой системы «объект – регулятор» в области допустимых значений фазовых координат; в) параметрическую рабочесть системы; г) меньшие значения управляющих токов в сравнении с линейным управлением; д) поддержание режима пульсаций кровотока за счет специально создаваемых угловых колебаний ротора, а также за счет изменения скорости вращения ротора.

**Объект исследования:** ротор аксиального насоса вспомогательного кровообращения на активных магнитных опорах.

**Методы исследования.** Для решения поставленных задач применялись подходы нелинейной динамики, методы синергетической теории управления, современные методы математического анализа, высокоуровневая среда разработки алгоритмов, численных расчетов и анализа данных MATLAB.

**Научная новизна:**

1. Разработана математическая модель нелинейной динамики жесткого ротора аксиального НВК в двух радиальных активных магнитных опорах, учитывающая: гироскопические эффекты, нелинейности, сопряженные с зазором и электромагнитными силами подшипников, влияние потока крови, внешние кусочно-постоянные и гармонические воздействия инерционного характера, а также возмущения вследствие неуравновешенности ротора.

2. Выделены критерии подобия для класса роторов аксиальных насосов вспомогательного кровообращения, позволяющие проводить проектирование систем НВК для физически подобных конструкций.

3. Дан анализ эффективности двух подходов к созданию пульсаций кровотока: за счет угловых колебаний ротора и за счет изменения скорости вращения ротора по критерию перепада давления на выходе из камеры насоса. Эффективным признан второй подход к созданию пульсирующего кровотока – за счет изменения скорости вращения ротора.

4. Методом аналитического конструирования агрегированных регуляторов (АКАР) разработано нелинейное управление положением ротора в магнитных опорах, обеспечивающее гарантированную динамику ротора, в частности, в режиме пульсаций за счет изменения скорости вращения.

**Достоверность полученных результатов** обеспечена строгостью использованных математических методов, проверкой разработанных алгоритмов и программ на модельных и тестовых задачах, сопоставлением полученных автором результатов с известными результатами аналитических, численных и экспериментальных исследований.

**Практическая значимость** работы заключается в следующих результатах:

1. Разработана методика синтеза надежного и экономичного в смысле значений управляющих токов нелинейного управления положением ротора аксиального насоса вспомогательного кровообращения на активных магнитных опорах, гарантирующего обеспечение требуемой динамики ротора в условиях действия различного рода возмущений и изменения внутренних параметров модели, а также поддерживающего пульсирующий режим работы НВК, в том числе, за счет изменения скорости вращения ротора.

2. Разработан пакет прикладных программ для эффективного управления положением ротора аксиального насоса вспомогательного кровообращения.

**Внедрение.** Результаты диссертационной работы и пакет прикладных программ использованы при разработке эффективного управления положением ротора аксиального насоса вспомогательного кровообращения в НПК «Швабе» (акт внедрения прилагается). Методика синтеза нелинейного управления многомерными, многосвязными объектами методом АКАР внедрена в учебный процесс кафедры прикладной механики в курсе «Нелинейная динамика».

**Апробация.** Результаты работы докладывались и обсуждались на международных научно-технических конференциях «ХIII Конгресс «Сердечная недостаточность» (Москва, 2013), «МИКМУС – 2015» (Москва, 2015), «Вибрационные технологии, мехатроника и управляемые машины» (Курск, 2016), «Устойчивость и колебания нелинейных систем управления» (Москва, 2016), «Vibroengineering: Dynamics of Strong Nonlinear Systems» (Москва, 2016). Ежегодно на научных семинарах кафедры прикладной механики МГТУ им. Н.Э. Баумана.

**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 10 работ, включая 4 статьи в журналах, принадлежащих перечню ВАК РФ и 5 статей в журналах,

входящих в перечень международной базы данных SCOPUS. Общий объем публикаций составляет 4,43 п. л.

**Структура и объем работы.** Диссертация состоит из введения, 4 глав, заключения и приложения. Изложена на 200 страницах машинописного текста, включая 47 иллюстраций, 11 таблиц и библиографический список, содержащий 204 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 направления разработки насосов вспомогательного кровообращения (НВК), на основе которого было установлено, что от мембранных насосов пульсирующего типа больших размеров и ненадежных, направление разработок в данной области перешло к устройствам роторного типа постоянного кровотока, максимально точно копирующих естественное течение крови в сосудах. Вместе с тем, известные конструкции НВК имеют существенные недостатки. По этой причине в разных странах продолжаются многочисленные исследования в области создания новых более эффективных и надежных конструкций НВК.

У более ранних моделей НВК в качестве опоры выступают гидродинамические, рубиновые, самоустанавливающиеся подшипники, погруженные в кровь, что существенно оказывается на повреждении клеток крови. Магнитный подвес позволяет обеспечить больший, по сравнению с другими видами подшипников, зазор, что допускает вращение ротора на больших скоростях с возникновением невысоких сдвиговых напряжений, что позволяет снизить показатель гемолиза клеток крови. Установлено, что обычные опоры скольжения или качения становятся концентраторами осаждения форменных элементов крови, что ведет к возникновению тромбоза. Отсутствие контактных пар снижает риск возникновения застойных зон в протоке, что уменьшает риск тромбообразования. При проектировании насосов длительного применения важным фактором риска поломки становится механический износ. Магнитный подвес обладает преимуществами бесконтактной опоры: высокой износостойкостью и эксплуатационной надежностью ввиду отсутствия трения, что продлевает срок службы устройства. Наличие бесконтактного подвеса ротора является основным критерием НВК третьего поколения. Второй отличительной особенностью насосов нового поколения является обеспечение работы в режиме пульсаций. Было установлено, что при длительном ношении подобных устройств у пациентов обнаруживаются осложнения, связанные с атрофией клапанов сердца, нарушением коронарного кровотока, охрупчиванием сосудов и, как следствие, внутренними кровотечениями. В этой связи задача создания пульсаций на выходе из камеры насоса становится одной из приоритетных при разработке НВК нового поколения.

Стоит подчеркнуть, что работ по исследованию динамики ротора аксиального НВК на АМП сравнительно мало, а в найденных не учитываются нелинейности, сопряженные с зазором и электромагнитными силами подшипников. Пульсирующих аксиальных насосов вспомогательного кровообращения на мировом рынке пока нет. Открытой остается проблема отсутствия математических моделей нелинейной динамики ротора аксиального насоса вспомогательного кровообращения на магнитных опорах. АМП широко применяются в станкостроении, в вакуумных системах, в высокоскоростном машиностроении. Как правило, объекты имеют малый зазор, и в большинстве работ применяют линеаризованную у положения равновесия модель магнитного подвеса. Однако нелинейные свойства магнитных подшипников могут приводить к динамике ротора, движение которого полностью отличается от предсказанного линейной моделью. Ключевым моментом является обеспечение устойчивого контролируемого поведения ротора в пульсирующих режимах работы НВК. Все вышесказанное определило цель настоящей работы.

Обзор подходов к управлению нелинейными многомерными многосвязными объектами дал основание предполагать, что применение метода аналитического конструирования агрегированных регуляторов (АКАР) синергетической теории управления, позволяющего вводить целевые атTRACTоры в фазовое пространство динамической системы, к которым неизбежно устремляются все фазовые траектории системы и на которых выполняются задачи управления, гарантированно обеспечит требуемую динамику ротора НВК на АМП при минимальных энергетических и трудозатратах на перенастройку.

**Во второй главе**, исходя из особенностей проектирования аксиального насоса вспомогательного кровообращения и условий его функционирования, предложена и обоснована расчетная схема и математическая модель нелинейной динамики ротора на активных магнитных опорах.

Уравнения движения симметричного жесткого ротора, массой  $m = 12,42$  г, длиной  $l = 22$  мм, вращающегося с постоянной угловой скоростью  $\Omega$  в двух радиальных АМП А и АМП В, имеют вид

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} + (\Omega \mathbf{G} - \mathbf{H}_D) \dot{\mathbf{q}} + (-\mathbf{T}_b^T \mathbf{C} \mathbf{T}_b - \Omega \mathbf{H}_S) \mathbf{q} = \mathbf{T}_b^T \mathbf{F}_{AMB} + \mathbf{F}_{ext} + \Omega^2 \mathbf{Q}_v(t). \quad (1)$$

где  $\mathbf{q} = \{x_o, y_o, \alpha, \beta\}^T$  – обобщенные координаты полюса ротора;  $\mathbf{M} = diag(m, m, I_x, I_x)$  – инерционная матрица;  $\mathbf{G}$  – кососимметричная матрица с двумя ненулевыми элементами  $(\mathbf{G})_{34} = -(\mathbf{G})_{43} = I_z$ ;  $\mathbf{H}_D$ ,  $\mathbf{H}_S$  – матрицы циркуляционных сил, обусловленные вращением в жидкостном слое;  $\mathbf{T}_b$  – матрица преобразований;  $\mathbf{C}$  – матрица, учитывающая влияние электродвигателя на подвес;

$\mathbf{F}_{ext} = \{F_x + A_x \sin(pt), F_y + A_y \sin(pt), M_x + B_x \sin(pt), M_y + B_y \sin(pt)\}^T$  – вектор внешних воздействий инерционного характера, обусловленный действием разнообразных ускорений, которым подвергается пациент в

повседневной жизни и при профессиональной деятельности;  $\mathbf{Q}_v(t) = \{m\cos(\Omega t), m\sin(\Omega t), \gamma(I_x - I_z)\cos(\Omega t), \gamma(I_x - I_z)\sin(\Omega t)\}^T$  – вектор обобщенных возмущающих сил вследствие наличия дисбалансов: статического, характеризуемого эксцентрикитетом  $e$ , и динамического, характеризуемого угловым параметром  $\gamma$ .  $\mathbf{F}_{AMB} = \{F_{Ax}, F_{Ay}, F_{Bx}, F_{By}\}^T$  – вектор магнитных сил подшипников

$$F_{Ax} = F_{Ax1} - F_{Ax2} = k_A \left[ \frac{(i_0 + i_{Ax})^2}{\delta - x_{bA}} - \frac{(i_0 - i_{Ax})^2}{\delta + x_{bA}} \right], \quad F_{Ay} = F_{Ay1} - F_{Ay2} = k_A \left[ \frac{(i_0 + i_{Ay})^2}{\delta - y_{bA}} - \frac{(i_0 - i_{Ay})^2}{\delta + y_{bA}} \right],$$

$$F_{Bx} = F_{Bx1} - F_{Bx2} = k_B \left[ \frac{(i_0 + i_{Bx})^2}{\delta - x_{bB}} - \frac{(i_0 - i_{Bx})^2}{\delta + x_{bB}} \right], \quad F_{By} = F_{By1} - F_{By2} = k_B \left[ \frac{(i_0 + i_{By})^2}{\delta - y_{bB}} - \frac{(i_0 - i_{By})^2}{\delta + y_{bB}} \right],$$

где  $k_A = k_B$  – конструктивный параметр;  $\delta$  – радиальный зазор;  $\mathbf{q}_b = \{x_{bA}, y_{bB}, x_{bA}, y_{bB}\}^T$  – вектор обобщенных координат центров опорных участков ротора;  $i_0$  – ток смещения;  $i_{Ax}$ ,  $i_{Ay}$ ,  $i_{Bx}$ ,  $i_{By}$  – управляющие токи. Контуры АМП одинаковые и расположены симметрично напротив друг друга на концах ротора (Рис. 1).

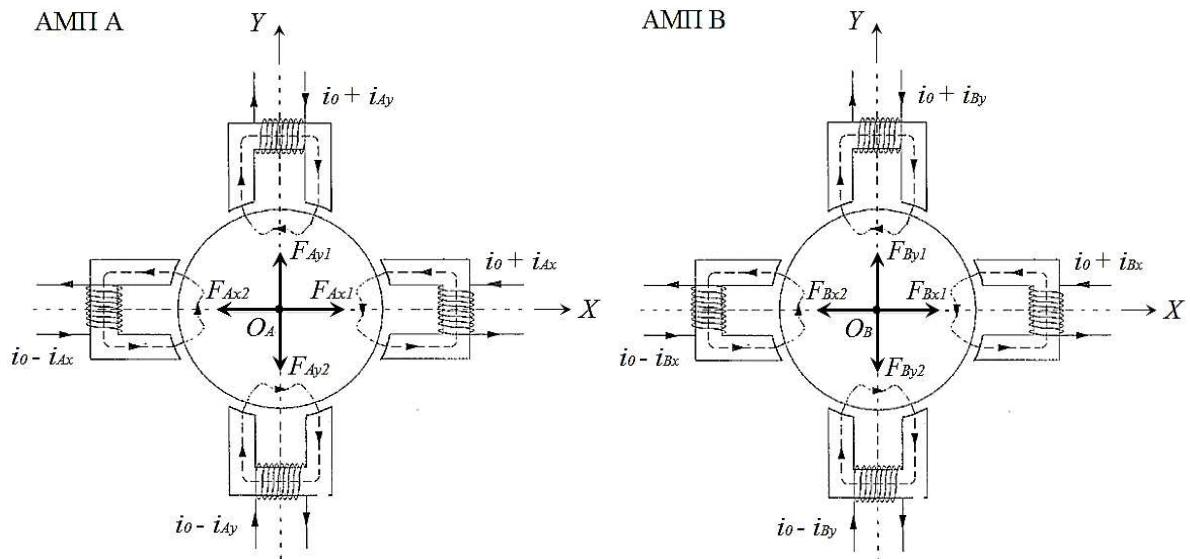


Рис. 1. Электромагнитные цепи радиальных подшипников

Математическая модель нелинейной динамики ротора НВК в безразмерном виде (с чертой обозначены безразмерные величины), записанная в форме дифференциальных уравнений первого порядка имеет вид

$$\mathbf{Z} = \begin{Bmatrix} \bar{\mathbf{q}} \\ \dot{\bar{\mathbf{q}}} \end{Bmatrix}, \quad \dot{\mathbf{Z}} = \mathbf{AZ} + \mathbf{B},$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{E} \\ \bar{\mathbf{C}} + \bar{\Omega} \bar{\mathbf{H}}_S & \bar{\Omega} \bar{\mathbf{G}} + \bar{\mathbf{H}}_D \end{bmatrix}, \quad \mathbf{B} = \begin{Bmatrix} \mathbf{0} \\ \bar{\mathbf{F}}_{\text{ext}} + \bar{\mathbf{T}}_b^T \bar{\mathbf{F}}_{\text{AMB}} + \bar{\Omega}^2 \bar{\mathbf{Q}}_v(\bar{t}) \end{Bmatrix}, \quad (2)$$

где  $\bar{\mathbf{q}} = \{\bar{x}_1, \bar{y}_1, \bar{\alpha}_1, \bar{\beta}_1\}^T$ ,  $\dot{\bar{\mathbf{q}}} = \{\bar{x}_2, \bar{y}_2, \bar{\alpha}_2, \bar{\beta}_2\}^T$  – координаты состояния;  $\mathbf{0}_4$  – нулевая матрица;  $\mathbf{E}_4$  – единичная матрица. Выделены характерные для целого класса аппаратов вспомогательного кровообращения безразмерные комплексы

– критерии подобия:  $\Pi_1 = \frac{I_z}{I_x}$ ,  $\Pi_2 = \frac{ml^2}{I_x}$  – включают конструктивные параметры ротора;  $\Pi_K = \frac{c_w \eta \pi l^3 \bar{r}^2 \bar{l} \sqrt{m/c_m}}{I_x}$  – конструктивные параметры

АМП и электродвигателя;  $\Pi_H = \frac{k_A P}{c_m R \delta^3}$  – параметры гидродинамики. Здесь  $\bar{l}$  – длина ротора в безразмерном виде,  $c_w$  – коэффициент сопротивления среды,  $\eta$  – динамическая вязкость крови,  $\bar{r}$  – безразмерный радиус ротора,  $c_m$  – жесткость электродвигателя,  $P$  – электрическая мощность,  $R$  – сопротивление, точкой обозначено дифференцирование по безразмерному времени.

длина ротора в безразмерном виде,  $c_w$  – коэффициент сопротивления среды,  $\eta$  – динамическая вязкость крови,  $\bar{r}$  – безразмерный радиус ротора,  $c_m$  – жесткость электродвигателя,  $P$  – электрическая мощность,  $R$  – сопротивление, точкой обозначено дифференцирование по безразмерному времени.



Рис. 2. Постановка задачи управления ротора НВК на АМП можно представить в следующем виде (Рис. 2).

**Третья глава**  
посвящена разработке эффективного нелинейного управления методом АКАР, способного обеспечить требуемую динамику ротора в двух пульсирующих режимах работы НВК: в режиме пульсаций за счет угловых колебаний ротора и в режиме пульсаций за счет изменения скорости вращения ротора. Критерии управления в каждом случае сформулированы в виде совокупности технологических инвариантов – целей управления. Задачу управления положением

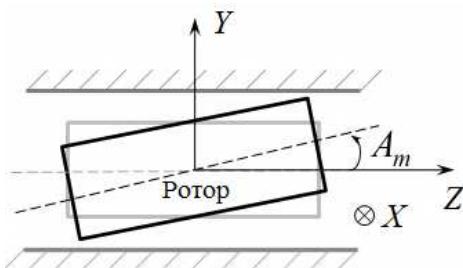


Рис. 3. Наклон ротора в проточной части насоса для создания пульсаций кровотока

отработки режима пульсаций за счет угловых колебаний ротора принята частота 1 Гц. В качестве эталонной модели поведения ротора принята модель осциллятора Пуанкаре – автоколебательная симметричная нелинейная система второго порядка, имеющую предельный цикл. В соответствии с методом АКАР сформирована модель расширенной системы, которая описывает не только динамику управляемого объекта, но и предполагаемый класс возмущений. Стабилизация ротора осуществляется автоматическим управлением током, поступающим в обмотки электромагнитов и, соответственно, управлением силами магнитного притяжения, действующими на ротор, поэтому управляющие токи обозначены как управления  $\bar{u}_1 = \bar{i}_{Ax}$ ,  $\bar{u}_2 = \bar{i}_{Bx}$ ,  $\bar{u}_3 = \bar{i}_{Ay}$ ,  $\bar{u}_4 = \bar{i}_{By}$ .

Наихудшими возмущениями для нелинейных систем являются кусочно-постоянные возмущения со случайным изменением величины и знака. Для компенсации нежелательных внешних воздействий кусочно-постоянного и гармонического характера использовался принцип интегральной адаптации метода АКАР. В исходную систему (2) введена оценка возмущений  $\bar{\mathbf{z}} = \bar{\mathbf{F}}_{\text{ext}} + \bar{\Omega}^2 \bar{\mathbf{Q}}_v(\bar{t})$ , где  $\bar{\mathbf{z}} = \{\bar{z}_1, \bar{z}_2, \bar{z}_3, \bar{z}_4\}^T$  – координаты расширенной подсистемы, а модели возмущений имеют вид  $\dot{\bar{z}}_1 = \mu_1 \Phi_{\text{tex}1}$ ,  $\dot{\bar{z}}_2 = \mu_2 \Phi_{\text{tex}2}$ ,  $\dot{\bar{z}}_3 = \mu_3 \Phi_{\text{tex}3}$ ,  $\dot{\bar{z}}_4 = \mu_4 \Phi_{\text{tex}4}$ , где  $\mu_1, \dots, \mu_4$  – постоянные коэффициенты,  $\Phi_{\text{tex}1}, \Phi_{\text{tex}2}, \Phi_{\text{tex}3}, \Phi_{\text{tex}4}$  – технологические инварианты (цели управления).

Основной задачей управления положением ротора аксиального НВК на АМП является отработка заданного линейного и углового положения оси ротора. Для режима пульсаций за счет угловых колебаний ротора технологические инварианты, отражающие задачу механического движения – позиционирование в заданное положение имеют вид

$$\Phi_{\text{tex}1} = \bar{x}_1 - \bar{x}_1^0 = 0, \quad \Phi_{\text{tex}2} = \bar{y}_1 - \bar{y}_1^0 = 0, \quad \Phi_{\text{tex}3} = \bar{\alpha}_1 - \bar{\alpha}_{m1} = 0, \quad \Phi_{\text{tex}4} = \bar{\beta}_1 - \bar{\beta}_1^0 = 0, \quad (3)$$

где  $\bar{x}_1^0, \bar{y}_1^0, \bar{\alpha}_{m1}, \bar{\beta}_1^0$  – желаемые значения координат состояния. Требуется, чтобы в процессе функционирования системы обеспечивалось постоянное значение координат  $\bar{x}_1 = \bar{x}_1^0, \bar{y}_1 = \bar{y}_1^0, \bar{\alpha}_1 = \bar{\alpha}_{m1}, \bar{\beta}_1 = \bar{\beta}_1^0$ . За исключением

**В режиме пульсаций за счет угловых колебаний ротора** угловая обобщенная координата  $\alpha_1$  должна изменяться по гармоническому закону с заданной амплитудой и частотой. Допустимый угол наклона ротора в плоскости  $YZ$   $A_m = 0,02$  рад (Рис. 3). Частота заданных угловых колебаний ротора должна быть синхронизирована с пульсом пациента. В медицинской практике нормальным является пульс от 50 до 90 ударов в минуту. Для

угловой координаты  $\bar{\alpha}_1$ , изменяющейся по закону осциллятора Пуанкаре, координаты  $\bar{x}_1$ ,  $\bar{y}_1$ ,  $\bar{\beta}_1$  должны быть равны нулю, т. е.  $\bar{x}_1^0 = 0$ ,  $\bar{y}_1^0 = 0$ ,  $\bar{\beta}_1^0 = 0$ .

Таким образом, модель синергетического синтеза имеет вид

$$\begin{aligned}
\dot{\bar{x}}_1 &= \bar{x}_2; \\
\dot{\bar{x}}_2 &= -\Pi_H \bar{\alpha}_2 + \bar{x}_1 + \frac{(-\bar{a}_1 + \bar{a}_2)}{2} \bar{\beta}_1 - \Pi_H \bar{\Omega} \bar{\beta}_1 + \bar{R}_{Ax} + \bar{R}_{Bx} + \bar{z}_1; \\
\dot{\bar{y}}_1 &= \bar{y}_2; \\
\dot{\bar{y}}_2 &= -\Pi_H \bar{\beta}_2 + \bar{y}_1 + \frac{(\bar{a}_1 - \bar{a}_2)}{2} \bar{\alpha}_1 + \Pi_H \bar{\Omega} \bar{\alpha}_1 + \bar{R}_{Ay} + \bar{R}_{By} + \bar{z}_2; \\
\dot{\bar{\alpha}}_1 &= \bar{\alpha}_2; \\
\dot{\bar{\alpha}}_2 &= -\Pi_l \bar{\Omega} \bar{\beta}_2 + \frac{\Pi_2}{2} (\bar{a}_1 - \bar{a}_2) \bar{y}_1 + \frac{\Pi_2}{4} ((\bar{a}_1^2 + \bar{a}_2^2)(1 + \bar{k}_m) - 2\bar{a}_1 \bar{a}_2 (1 - \bar{k}_m)) \bar{\alpha}_1 + \dots \\
&\quad + \bar{a}_1 \Pi_2 \bar{R}_{Ay} - \bar{a}_2 \Pi_2 \bar{R}_{By} + \bar{z}_3; \\
\dot{\bar{\beta}}_1 &= \bar{\beta}_2; \\
\dot{\bar{\beta}}_2 &= \Pi_l \bar{\Omega} \bar{\alpha}_2 + \frac{\Pi_2}{2} (-\bar{a}_1 + \bar{a}_2) \bar{x}_1 + \frac{\Pi_2}{4} ((\bar{a}_1^2 + \bar{a}_2^2)(1 + \bar{k}_m) - 2\bar{a}_1 \bar{a}_2 (1 - \bar{k}_m)) \bar{\beta}_1 - \dots \\
&\quad - \bar{a}_1 \Pi_2 \bar{R}_{Ax} + \bar{a}_2 \Pi_2 \bar{R}_{Bx} + \bar{z}_4, \\
\dot{\bar{z}}_1 &= \mu_1 \Phi_{tex1}; \\
\dot{\bar{z}}_2 &= \mu_2 \Phi_{tex2}; \\
\dot{\bar{z}}_3 &= \mu_3 \Phi_{tex3}; \\
\dot{\bar{z}}_4 &= \mu_4 \Phi_{tex4}; \\
\dot{\bar{\alpha}}_{m1} &= \bar{\omega}_m \bar{\alpha}_{m2} + \frac{\bar{s}_1 (\bar{s}_1 \bar{\alpha}_{m1} + \bar{s}_2 \bar{\alpha}_{m2})(\bar{A}_m^2 - \bar{\alpha}_{m1}^2 - \bar{\alpha}_{m2}^2)}{\bar{A}_m^2}, \\
\dot{\bar{\alpha}}_{m2} &= -\bar{\omega}_m \bar{\alpha}_{m1} + \frac{\bar{s}_2 (\bar{s}_1 \bar{\alpha}_{m1} + \bar{s}_2 \bar{\alpha}_{m2})(\bar{A}_m^2 - \bar{\alpha}_{m1}^2 - \bar{\alpha}_{m2}^2)}{\bar{A}_m^2},
\end{aligned} \tag{4}$$

где

$$\begin{aligned}
\bar{R}_{Ax} &= \Pi_K \left[ \left( \frac{\bar{i}_0 + \bar{u}_1}{\bar{\delta} - (\bar{x}_1 - \bar{a}_1 \bar{\beta}_1)} \right)^2 - \left( \frac{\bar{i}_0 - \bar{u}_1}{\bar{\delta} + (\bar{x}_1 - \bar{a}_1 \bar{\beta}_1)} \right)^2 \right], \quad \bar{R}_{Bx} = \Pi_K \left[ \left( \frac{\bar{i}_0 + \bar{u}_2}{\bar{\delta} - (\bar{x}_1 + \bar{a}_2 \bar{\beta}_1)} \right)^2 - \left( \frac{\bar{i}_0 - \bar{u}_2}{\bar{\delta} + (\bar{x}_1 + \bar{a}_2 \bar{\beta}_1)} \right)^2 \right], \\
\bar{R}_{Ay} &= \Pi_K \left[ \left( \frac{\bar{i}_0 + \bar{u}_3}{\bar{\delta} - (\bar{y}_1 + \bar{a}_1 \bar{\alpha}_1)} \right)^2 - \left( \frac{\bar{i}_0 - \bar{u}_3}{\bar{\delta} + (\bar{y}_1 + \bar{a}_1 \bar{\alpha}_1)} \right)^2 \right], \quad \bar{R}_{By} = \Pi_K \left[ \left( \frac{\bar{i}_0 + \bar{u}_4}{\bar{\delta} - (\bar{y}_1 - \bar{a}_2 \bar{\alpha}_1)} \right)^2 - \left( \frac{\bar{i}_0 - \bar{u}_4}{\bar{\delta} + (\bar{y}_1 - \bar{a}_2 \bar{\alpha}_1)} \right)^2 \right].
\end{aligned}$$

Здесь  $\bar{a}_1$ ,  $\bar{a}_2$  – расстояние от полюса ротора до центров опор АМП А и АМП В;  $\bar{k}_m$  – конструктивный параметр электродвигателя.

Для синтеза управления  $\bar{\mathbf{u}} = \{\bar{u}_1, \bar{u}_2, \bar{u}_3, \bar{u}_4\}^T$ , обеспечивающего выполнение заданных инвариантов (3), в соответствии с синергетической концепцией была введена параллельная совокупность макропараметров

$$\psi_1 = \bar{x}_2 - \varphi_1, \quad \psi_2 = \bar{y}_2 - \varphi_2, \quad \psi_3 = \bar{\alpha}_2 - \varphi_3, \quad \psi_4 = \bar{\beta}_2 - \varphi_4, \quad (5)$$

содержащая внутренние управление  $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4$ , определенные в процессе процедуры дальнейшего синтеза. Чтобы макропараметры были инвариантными многообразиями – притягивающими множествами, необходимо, чтобы совокупность (5) удовлетворяла решению системы основных функциональных уравнений метода АКАР

$$T_1 \dot{\psi}_1 + \psi_1 = 0, \quad T_2 \dot{\psi}_2 + \psi_2 = 0, \quad T_3 \dot{\psi}_3 + \psi_3 = 0, \quad T_4 \dot{\psi}_4 + \psi_4 = 0, \quad (6)$$

где  $T_1, T_2, T_3, T_4$  – постоянные времени, влияющие на качество динамики процессов в замкнутой системе «объект – регулятор». Подставляя выражения (5) и их полные производные в систему (6) и разрешая систему с учетом правых частей уравнений (4) относительно управления, был получен вектор управлений  $\bar{\mathbf{u}} = \{\bar{u}_1, \bar{u}_2, \bar{u}_3, \bar{u}_4\}^T$  зависящий от  $\varphi_{1,...,4}$  и  $\dot{\varphi}_{1,...,4}$ . Для определения внутренних управлений и их полных производных в явном виде вводится вторая совокупность макропараметров, включающая технологические инварианты (3), определяющие цели управления

$$\begin{aligned} \psi_5 &= (\bar{x}_1 - \bar{x}_1^0) + h_1 \bar{z}_1, & \psi_6 &= (\bar{y}_1 - \bar{y}_1^0) + h_2 \bar{z}_2, \\ \psi_7 &= (\bar{\alpha}_1 - \bar{\alpha}_{m1}) + h_3 \bar{z}_3, & \psi_8 &= (\bar{\beta}_1 - \bar{\beta}_1^0) + h_4 \bar{z}_4, \end{aligned} \quad (7)$$

где  $h_j$ ,  $j = 1, \dots, 4$  – постоянные коэффициенты. Введенная совокупность макропараметров (7) должна удовлетворять решению системы основных функциональных уравнений метода АКАР

$$T_5 \dot{\psi}_5 + \psi_5 = 0, \quad T_6 \dot{\psi}_6 + \psi_6 = 0, \quad T_7 \dot{\psi}_7 + \psi_7 = 0, \quad T_8 \dot{\psi}_8 + \psi_8 = 0, \quad (8)$$

где  $T_5, T_6, T_7, T_8 > 0$  – постоянные времени. Аналогично уже проведенной процедуре, в явном виде могут быть получены выражения для  $\varphi_{1,...,4}$  и  $\dot{\varphi}_{1,...,4}$ , подставив которые в синтезированные ранее выражения для  $\bar{u}_1, \bar{u}_2, \bar{u}_3, \bar{u}_4$ , будем иметь окончательный вид законов управления для режима пульсаций за счет угловых колебаний ротора. Результаты расчета замкнутой системы (4) с синтезированным управлением  $\bar{\mathbf{u}}$  показаны на Рис. 4. Рабочая скорость вращения ротора  $\Omega = 9000$  об/мин.

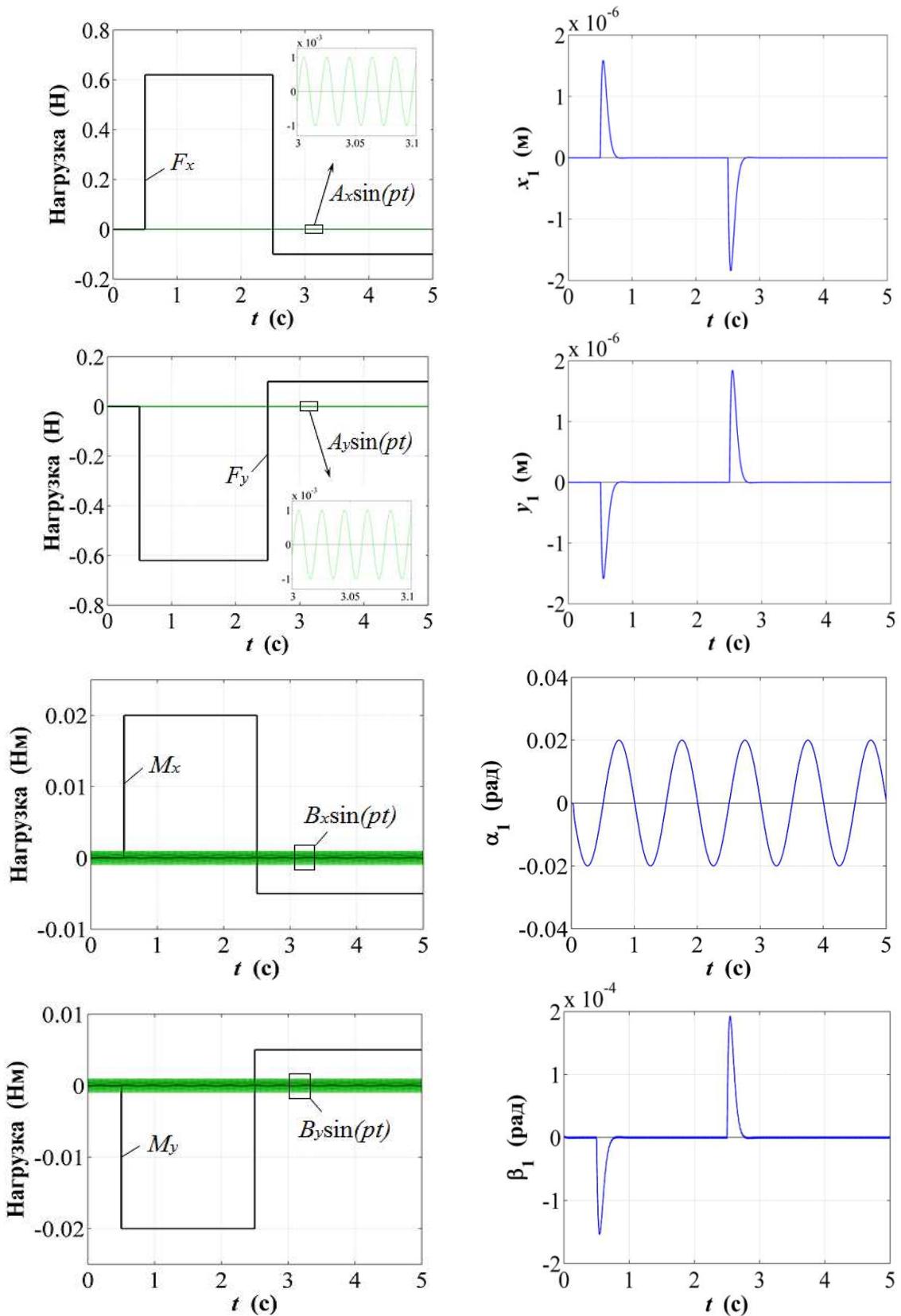


Рис. 4. Изменения внешних воздействий (слева), отклик системы – изменения координат полюса ротора (справа)

Видно, что синтезированные законы управления обеспечивают выполнение заданных технологических инвариантов (3) – стабилизацию выходных координат  $\bar{x}_1$ ,  $\bar{y}_1$ ,  $\bar{\beta}_1$  в нулевом положении с точностью порядка 2 мкм, изменение координаты  $\bar{\alpha}_1$  в соответствии с заданным режимом движения. При этом обеспечивается компенсация внешних инерционных воздействий как кусочно-постоянного, так и гармонического характера, а также возмущений вследствие неуравновешенности ротора. Время переходных процессов составляет 0,4 с для и напрямую определяется коэффициентами управления. При этом координаты состояния выходят на нужный режим без дополнительных колебаний и перерегулирования. Колебания ротора в центрах магнитных опор АМП А и АМП В представлены на Рис. 5.

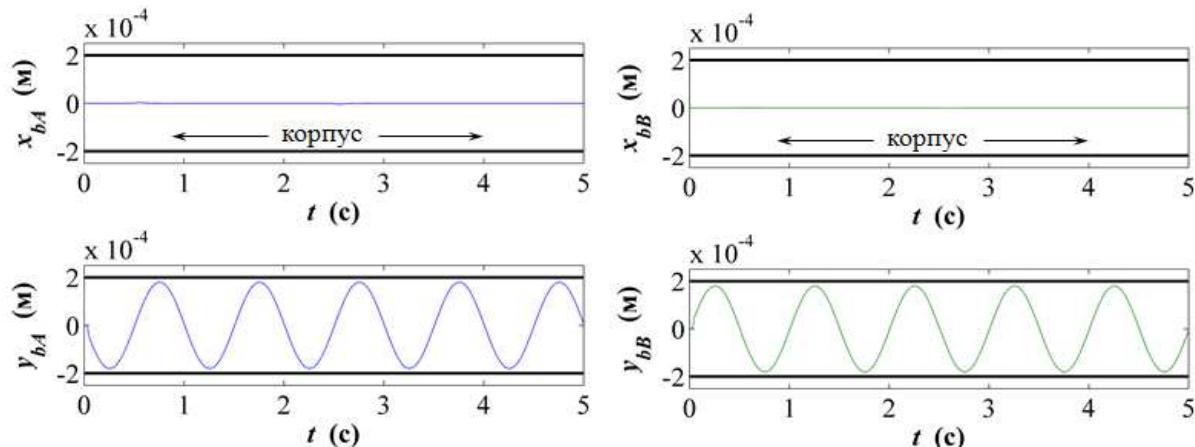


Рис. 5. Колебания ротора в центрах магнитных опор АМП А и АМП В

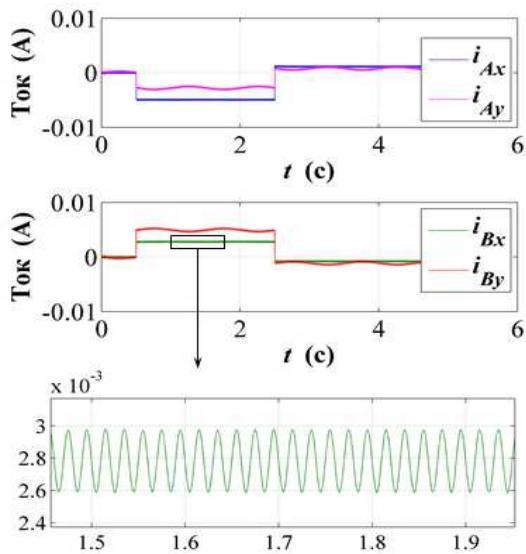


Рис. 6. Значения управляемых токов

При выводе законов управления методом АКАР были получены условия асимптотической устойчивости системы в области допустимых значений фазовых переменных, выполнение которых обеспечивает устойчивость подвеса ротора на АМП. Максимальное значение управляемых токов составляет 5,4 мА (Рис. 6). Токи носят гармонический характер, что связано с наличием виброперемещений ротора у нулевого положения. Дополнительный периодический характер поведения токов  $i_{Ay}$ ,  $i_{By}$  связан с угловыми колебаниями ротора вокруг оси X.

Из графика расходно-напорной характеристики (РНХ) (Рис. 7) видно, что при одном и том же расходе обеспечить скачок перепада давления вверх или вниз можно, изменив скорость вращения.

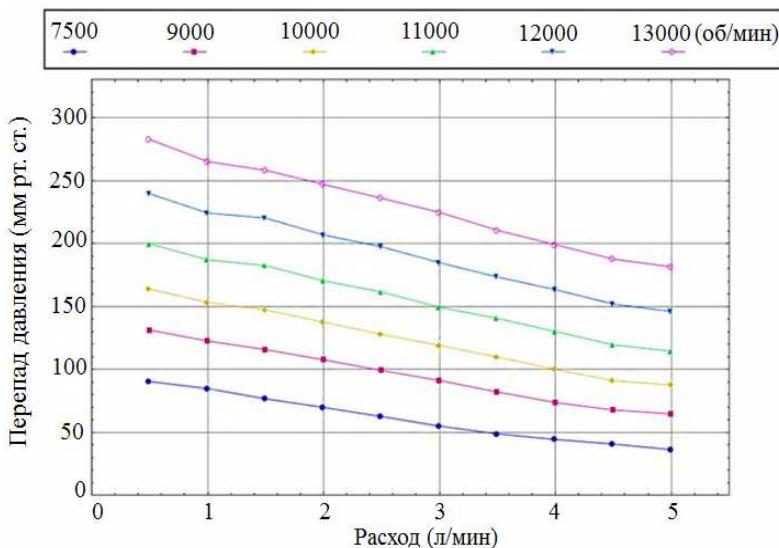


Рис. 7. РНХ насоса для конфигурации «2»

исследованием и разработкой аппаратов вспомогательного кровообращения, принята рабочая точка, под которую необходимо подводить гидравлические показатели насоса. При расходе 5 л/мин перепад давления должен составлять 100 мм рт. ст. (среднее значение артериального давления между 120 и 80 мм рт. ст.). Эти данные следуют из физиологических потребностей человека, а проектирование геометрии проточной части является отдельной задачей разработки насосов вспомогательного кровообращения.

Из РНХ для утвержденной на данном этапе проектирования геометрии рабочего колеса давлению 100 мм рт. ст. соответствует скорость вращения 9000 об/мин, давлению 120 мм рт. ст. – 9700 об/мин, давлению 80 мм рт. ст. – 8300 об/мин. Исходя из расчетных данных, скорость вращения ротора должна изменяться по закону  $\Omega = A \sin(\omega t) + \Omega_0$ , где  $A = 700$  об/мин,  $\omega = 1$  Гц,  $\Omega_0 = 9000$  об/мин – начальное смещение скорости вращения, соответствующее перепаду давления 100 мм рт. ст.

Модель синергетического синтеза для режима пульсаций за счет изменения скорости вращения ротора отличается от (4) отсутствием эталонной модели поведения ротора на атTRACTоре и в матричной форме имеет вид

$$\begin{aligned} \bar{\mathbf{y}} &= \begin{Bmatrix} \bar{\mathbf{q}} \\ \dot{\bar{\mathbf{q}}} \\ \bar{\mathbf{z}} \end{Bmatrix}, \quad \dot{\bar{\mathbf{y}}} = \mathbf{A}^* \bar{\mathbf{y}} + \mathbf{B}^*, \\ \mathbf{A}^* &= \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{E} & \mathbf{0} \\ \bar{\mathbf{C}} + \bar{\theta}_2 \bar{\mathbf{H}}_S & \bar{\theta}_2 \bar{\mathbf{G}} + \bar{\mathbf{H}}_D & \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\mu} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{B}^* = \begin{Bmatrix} \mathbf{0} \\ \bar{\mathbf{F}}_{\text{ext}} + \bar{\mathbf{T}}_b^T \bar{\mathbf{F}}_{\text{AMB}}^* + \bar{\theta}_2^2 \bar{\mathbf{Q}}_v^*(\bar{t}) \\ -\boldsymbol{\mu} \bar{\mathbf{q}}^0 \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (9)$$

Идея создания пульсаций за счет изменения скорости вращения состоит в том, чтобы, изменяясь по синусоидальному закону с заданной амплитудой, скорость вращения приводила к изменению перепада давления. В медицине нормальным для человека считается артериальное давление 120 на 80 мм рт. ст. В мировом сообществе, занимающимся

где  $\mu = \text{diag}(\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4)$ ,  $\bar{\mathbf{q}}^0 = \{\bar{x}_1^0, \bar{y}_1^0, \bar{\alpha}_1^0, \bar{\beta}_1^0\}^T$ ,  $\bar{\theta}_2 = \dot{\bar{\theta}}_1 = \bar{\Omega} = \bar{A} \sin(\bar{\omega}t) + \bar{\Omega}_0$ .

Здесь в выражения магнитных сил вместо  $\bar{u}_1, \bar{u}_2, \bar{u}_3, \bar{u}_4$  входят управляющие воздействия  $\bar{U}_1, \bar{U}_2, \bar{U}_3, \bar{U}_4$ , а вектор  $\mathbf{Q}_v^*(t)$  имеет  $\bar{\theta}_1$  вместо  $\bar{\Omega}t$ . Управление положением ротора в режиме пульсаций за счет изменения скорости вращения ротора  $\bar{\mathbf{U}} = \{\bar{U}_1, \bar{U}_2, \bar{U}_3, \bar{U}_4\}^T$  можно получить двумя способами. Первый и наиболее простой способ – обнулить переменные  $\bar{\alpha}_{m1}, \bar{\alpha}_{m2}$  в уже синтезированных законах управления  $\bar{\mathbf{u}}$ . В данном случае задача управления состоит в стабилизации ротора в нулевом положении, т. е. все обобщенные координаты ротора должны быть равны нулю. Сформируем цели управления в виде совокупности технологических инвариантов

$$\Phi_{\text{tex1}} = \bar{x}_1 - \bar{x}_1^0 = 0, \quad \Phi_{\text{tex2}} = \bar{y}_1 - \bar{y}_1^0 = 0, \quad \Phi_{\text{tex3}} = \bar{\alpha}_1 - \bar{\alpha}_1^0 = 0, \quad \Phi_{\text{tex4}} = \bar{\beta}_1 - \bar{\beta}_1^0 = 0, \quad (10)$$

Постоянную скорость вращения ротора необходимо заменить на изменяющуюся по гармоническому закону. Задача синтеза состоит в поиске управлений  $\bar{U}_1, \bar{U}_2, \bar{U}_3, \bar{U}_4$ , обеспечивающих желаемое движение системы. Ко второму способу получения вектора управления  $\bar{\mathbf{U}}$  пришлось бы прибегнуть в том случае, если бы желаемое значение угловой координаты  $\bar{\alpha}_1$  было ненулевым. Тогда необходимо заново провести синтез управления методом АКАР. Результаты расчета замкнутой системы (9) с синергетическим управлением  $\bar{\mathbf{U}}$  при тех же внешних воздействиях представлены на Рис. 8. На координаты  $\bar{x}_1, \bar{y}_1, \bar{\beta}_1$  изменение скорости вращения не повлияло.

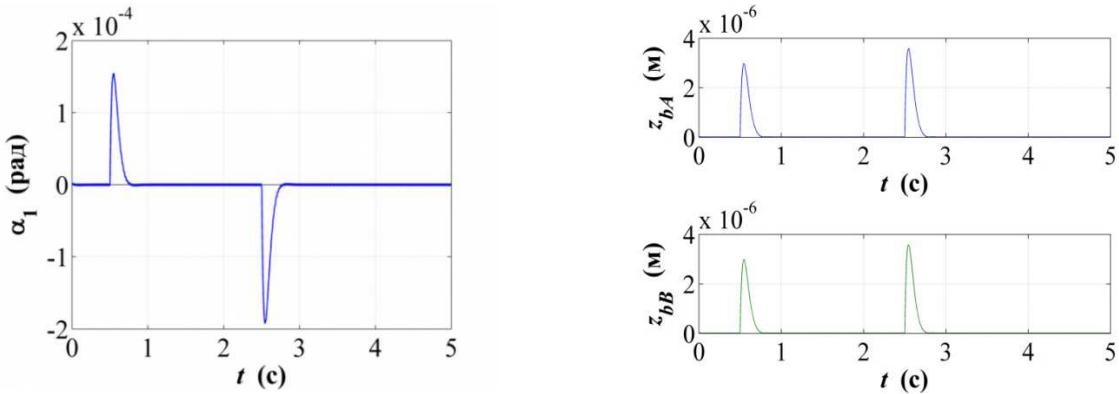


Рис. 8. Изменение  $\bar{\alpha}_1$  в режиме пульсаций за счет изменения скорости вращения (слева); амплитуды отклонений ротора в опорах АМП А, АМП В

Полученное управление  $\bar{\mathbf{U}}$  отрабатывает внешние воздействия и обеспечивает выполнение заданных соотношений (10). Согласно заявленным требованиям амплитуды отклонений от нулевого положения не превышают 4 мкм. Максимальное значение управляющих токов составило 5,42 мА. Область возможных положений ротора  $[-\delta, \delta]$  является областью притяжения к

положению равновесия. Стягивание фазовых траекторий динамической системы (9) с полученным управлением к целевому атTRACTору представлено на Рис. 9.

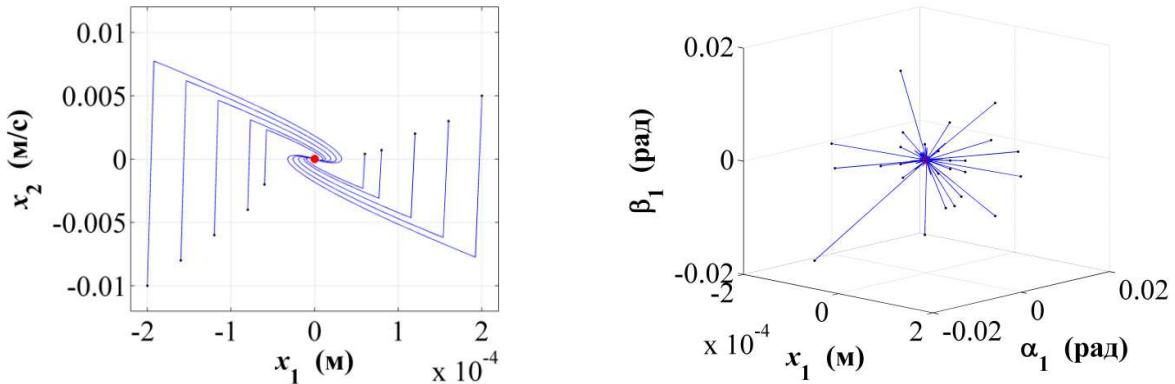


Рис. 9. Фазовые портреты замкнутой динамической системы с синтезированным управлением  $\bar{U}$

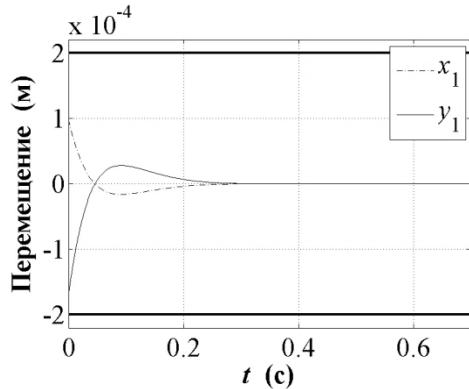


Рис. 10. «Всплытие» ротора со страховочных подшипников

Замкнутая система (9) с управлением  $\bar{U}$  и постоянной угловой скоростью вращения  $\Omega = 9000$  об/мин, была исследована на грубость переходных процессов к флуктуации параметров. Каждый из параметров модели вектора  $\mathbf{r} = \{\Pi_1, \Pi_2, \Pi_K, \Pi_H, \bar{a}_1, \bar{a}_2, \bar{e}, \bar{\gamma}\}^T$  увеличивался и уменьшался в 2 раза. При этом для каждого изменения проводился расчет. Результаты показали параметрическую робастность системы с синтезированным управлением.

Для каждого из пульсирующих режимов работы НВК были проведены исследования системы с линейным ПИД регулятором. Для режима пульсаций за счет угловых колебаний ротора обнаруживаются трудности, сопряженные с решением жесткой системы ОДУ. Для режима пульсаций за счет изменения скорости вращения ротора подобранные параметры регулятора обеспечивают точность позиционирования ротора в нулевом положении на порядок выше заданной. Настройка регулятора на заданную точность демонстрирует увеличение жесткости системы ОДУ и невозможность решения. При условии более высокой точности позиционирования объекта управления максимальное

На Рис. 10 показано «всплытие» ротора со страховочных подшипников при включении подвеса. В этом режиме начальное отклонение ротора равно зазору  $\delta$ . Управления подвесом ротора обеспечивает плавное «всплытие» ротора со страховочных подшипников после включения подвеса и его стабилизацию в центральном положении, что свидетельствует об устойчивости системы как «в малом», так и «в большом».

значение управляющих токов составляет 11,4 мА. Система с ПИД регулятором обнаруживает чувствительность к изменению параметров модели. И для каждого из режимов функционирования НВК требует перенастройки.

**В четвертой главе** проведен модальный анализ с определением собственных частот колебаний ротора (747,9 Гц и 1832 Гц). Рабочая скорость вращения ротора 9000 об/мин значительно меньше первой собственной частоты. Проведено исследование вынужденных колебаний от действия неуравновешенных сил системы для двух режимов пульсаций, а также непульсирующего режима работы НВК с синтезированными нелинейными управлениями. Радиус орбиты (амплитуды) прецессии ротора не превышает  $10^{-10}$  м. Проведена расчетная оценка эффективности предложенных подходов к созданию пульсаций кровотока. Установлено, что угловые колебания ротора изменяют перепад давления на выходе из камеры насоса на величину в 4 раза меньшую требуемой (5 мм рт. ст. (при угле наклона 3°) при необходимых 20 мм рт. ст.). В то же время изменение скорости вращения ротора приводит к соответствующим колебаниям перепада давления, который создает насос. Таким образом, подход к созданию пульсаций за счет изменения скорости вращения ротора принято считать эффективным.

**В заключении** подведены итоги работы.

**В приложении** подробно приведена процедура обезразмеривания уравнений движения ротора, представлены аналитические выражения синтезированных нелинейных законов управления, показано отсутствие влияния ускорений от переменной скорости вращения ротора в случае режима пульсаций за счет изменения скорости вращения ротора, дан расчет динамики ротора для двух режимов пульсаций с линейным ПИД регулятором.

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Разработана математическая модель нелинейной динамики жесткого ротора в двух радиальных активных магнитных подшипниках с учетом гироскопических эффектов, включающая нелинейную модель магнитного подвеса, учитывающая влияние потока крови, внешние кусочно-постоянное и гармоническое воздействия инерционного характера, а также возмущения вследствие неуравновешенности ротора.

2. Выделены характерные для целого класса аппаратов вспомогательного кровообращения безразмерные комплексы (критерии подобия), позволяющие проводить проектирование систем НВК для физически подобных конструкций.

3. Дан анализ эффективности двух подходов к созданию пульсаций кровотока: за счет угловых колебаний ротора и за счет изменения скорости вращения ротора. Эффективным признан второй подход к созданию пульсирующего кровотока – за счет изменения скорости вращения ротора.

4. Методом АКАР разработано нелинейное управление положением ротора, гарантирующее выполнение заданных требований к динамике ротора.

### **Основные публикации по теме диссертации:**

1. Bogdanova Yu. V., Guskov A. M. Left ventricular assist device (LVAD) design features: literature review //Science and Education. 2014. № 3. С. 162-187. (1,56 п. л. / 1,2 п. л.).
2. Богданова Ю. В., Гуськов А. М. Моделирование динамики ротора электрошпинделя на магнитных подшипниках //Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2015. № 1. С. 201-220. (1,25 п. л. / 1 п. л.).
3. Овсянникова Е. Е., Богданова Ю. В., Гуськов А. М. Исследование влияния потока крови на динамику ротора искусственного желудочка сердца (ИЖС) на активных магнитных подшипниках (АМП) //Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2015. № 9. С. 298-317. (1,2 п. л. / 0,4 п. л.).
4. Богданова Ю. В., Гуськов А. М. Управление ротором искусственного желудочка сердца на магнитных подшипниках: синергетический закон и ПИД-регулятор // Сб. трудов XXVIII Международной конференции конференции молодых учёных и студентов «МИКМУС – 2015». Москва, ИМАШ РАН, 2016. С. 270 – 274. (0,25 п. л. / 0,2 п. л.).
5. Богданова Ю. В., Гуськов А. М. Синергетическое управление магнитными подшипниками ротора искусственного желудочка сердца //Медицинская техника. 2016. № 3. С. 5-8. (0,25 п. л. / 0,15 п. л.).
6. Богданова Ю. В., Гуськов А. М. Синтез регулятора по принципу интегральной адаптации для управления ротором осевого насоса вспомогательного кровообращения на магнитных опорах //Вибрационные технологии, мехатроника и управляемые машины. 2016. С. 117-126. (0,6 п. л. / 0,4 п. л.).
7. Bogdanova Y., Guskov A. Synergetic synthesis of control laws for left ventricular assist device rotor on magnetic suspension //Stability and Oscillations of Nonlinear Control Systems, International Conference. IEEE, 2016. P. 1-4. (0,25 п. л. / 0,2 п. л.).
8. Bogdanova Yu., Gouskov A. M., Guskov M. A. Synergetic Approach to Control of Axial Left Ventricular Assist Device Rotor supported by Magnetic Bearings //Vibroengineering PROCEDIA. 2016. Vol. 8. P. 340-345. (0,4 п. л. / 0,3 п. л.).
9. Bogdanova Y. V., Guskov A. M. Synergetic Control of Magnetic Bearings in Artificial Heart Ventricle Rotor //Biomedical Engineering. 2016. Т. 50. № 3. P. 152-156. (0,3 п. л. / 0,18 п. л.).
10. Богданова Ю. В. и др. Применение синергетического регулятора для управления электрошпинделем на магнитных подшипниках //Проблемы машиностроения и автоматизации. 2017. № 1. С. 67-74. (0,5 п. л. / 0,4 п. л.).