

На правах рукописи



**Петухов Дмитрий Сергеевич**

**СТРУКТУРНО-ПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ  
ИМПЛАНТИРУЕМЫХ РОТОРНЫХ НАСОСОВ КРОВИ В  
АППАРАТАХ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО  
КРОВООБРАЩЕНИЯ**

05.13.01 —

Системный анализ, управление и обработка информации  
(технические системы)

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Москва — 2018

Работа выполнена в институте биомедицинских систем федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники».

Научный руководитель: Селищев Сергей Васильевич,  
доктор физико-математических наук, профессор

Официальные оппоненты: Истомина Татьяна Викторовна,  
доктор технических наук, профессор,  
ведущий научный сотрудник отдела научных исследований  
ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет»

Беляев Леонид Викторович,  
кандидант технических наук, доцент  
кафедры «Технология машиностроения»  
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет им. А. Г. и Н. Г. Столетовых»

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный Государственный Университет»

Защита состоится 18 декабря 2018 года в 14 часов 30 минут на заседании диссертационного совета Д 212.134.06 при Национальном исследовательском университете «МИЭТ» по адресу: 124498, г. Москва, г. Зеленоград, площадь Шокина, д. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте НИУ МИЭТ:  
[URL: <https://www.miet.ru/dis/>].

Автореферат разослан

2018 года.

Ученый секретарь  
диссертационного совета  
доктор технических наук, доцент



Гуреев Александр Васильевич

## **Общая характеристика работы**

### **Актуальность темы исследования.**

В настоящее время аппараты вспомогательного кровообращения (АВК) успешно применяются при лечении различных форм сердечной недостаточности. Основным элементом АВК является имплантируемый роторный насос крови (РНК), который является сложной технической системой, помогающей поддерживать кровообращение в сердечно-сосудистой системе. Основным параметром РНК является скорость вращения ротора, от которой зависит степень поддержки кровообращения.

Одним из ключевых направлений развития технологии вспомогательного кровообращения, позволяющим повысить эффективность лечения сердечной недостаточности, является управление имплантируемым РНК. В литературе предложено множество способов управления РНК с использованием скорости вращения ротора в качестве управляемой переменной. Для управления имплантируемыми роторными насосами крови необходима их идентификация, то есть построение математической модели по результатам экспериментальных исследований. Изучению проблемы идентификации сложных технических систем посвящен целый ряд фундаментальных исследований российских и зарубежных авторов: Д. Гроппа, Л. Льюнга, С. А. Акулова и А. А. Федотова, В. М. Трояновского и др. [1–4].

В настоящее время решением проблемы идентификации насосов, в том числе имплантируемых роторных насосов крови, занимается большое количество исследователей. Значительный вклад в исследования и практическое применение полученных результатов был внесен такими учеными, как Г. П. Иткин, К. Н. Дозоров, Ю. В. Солодянников, А. Б. Тмур, F. Moscato, T. Pirbodaghi и др. [5–10].

Идентификация имплантируемых роторных насосов крови остается сложной задачей и в настоящее время не существует универсального и общепринятого способа идентификации. Это обусловлено многообразием и сложным устройством роторных насосов крови, зависимостью производительности насосов от состояния сердечно-сосудистой системы и, как следствие, строгим требованием учитывать взаимодействие насосов с сердечно-сосудистой системой. Исследования по идентификации роторных насосов крови направлены на построение математических моделей точно аппроксимирующих экс-

периментальные данные, при этом необходимым является исследование эффективности идентификации для управления роторными насосами крови с использованием построенных математических моделей.

Таким образом, актуальной является задача идентификации имплантируемых роторных насосов крови с использованием универсального алгоритма, что требует структурной идентификации, которая заключается в представлении объекта управления в виде математической модели с определением ее структуры, и параметрической идентификации, которая заключается в определении числовых значений коэффициентов математической модели согласно экспериментальным данным, с последующим исследованием и оценкой эффективности идентификации для управления имплантируемыми роторными насосами крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.

**Объектом исследования** являются имплантируемые роторные насосы крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.

**Предметом исследования** являются методы и алгоритмы структурно-параметрической идентификации имплантируемых роторных насосов крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.

**Проблемная ситуация, сложившаяся в области исследования**, определяется тем, что идентификация имплантируемых роторных насосов крови в аппаратах вспомогательного кровообращения является сложной и актуальной научно-технической задачей, которая требует разработки методов и алгоритмов структурной и параметрической идентификации, обеспечивающих высокую эффективность управления имплантируемыми роторными насосами крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.

Обобщенная схема поддержки кровообращения с помощью АВК приведена на рисунке 1. Взаимодействие АВК с телом пациента представлено взаимодействием РНК, крови, сосудов и сердца; основными параметрами данной системы являются расход насоса  $Q(t)$  и перепад давления в насосе  $H(t)$ , которые зависят от скорости вращения ротора насоса  $\omega(t)$ .

**Целью** диссертационной работы является разработка и исследование способов структурно-параметрической идентификации имплантируемых роторных насосов крови для повышения эффективности идентификации и управления имплантируемыми роторными насосами крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.

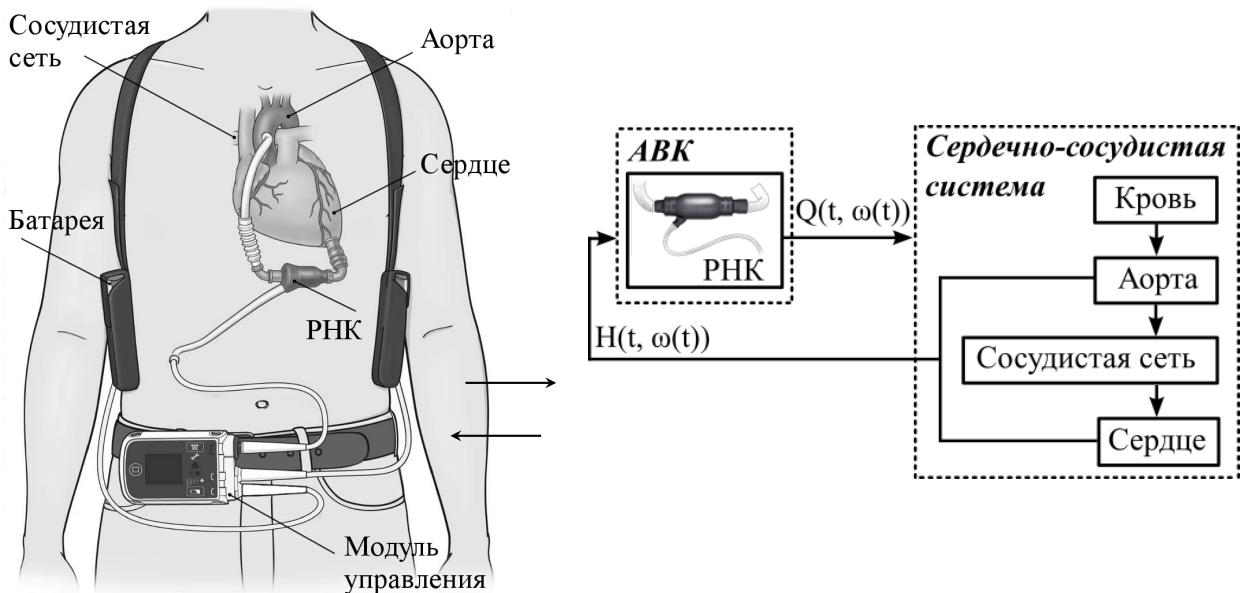


Рисунок 1 — Представление аппарата вспомогательного кровообращения (АВК) в виде системы, образованной роторным насосом крови (РНК) и сердечно-сосудистой системой;  $Q(t)$  – расход насоса,  $\omega(t)$  – скорость вращения ротора насоса,  $H(t)$  – перепад давления в насосе,  $t$  – время

В соответствии с целью диссертационной работы поставлены следующие задачи:

1. Разработка математической модели идентификации имплантируемого роторного насоса крови на основе расходно-напорных характеристик.
2. Разработка математической модели сердечно-сосудистой системы с учетом имплантации роторного насоса крови.
3. Исследование взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы методами математического моделирования и анализ результатов исследования с целью повышения эффективности идентификации и управления имплантируемым роторным насосом крови.
4. Исследование взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы с использованием экспериментальных данных для роторных насосов крови Спутник с целью верификации результатов математического моделирования.

**Научная новизна:**

1. Разработан алгоритм структурно-параметрической идентификации, который позволяет построить математическую модель в соответствии с критериями оценки эффективности идентификации для управления имплантируемыми роторными насосами крови.  
На основе построенной математической модели разработан способ управления имплантируемым роторным насосом крови, направленный на поддержание заданного уровня расхода насоса и предотвращение следующих нежелательных режимов работы насоса: обратное течение через насос, полная разгрузка желудочка сердца и коллапс желудочка сердца.
2. Предложены следующие критерии, которые позволяют оценить эффективность идентификации для управления имплантируемыми роторными насосами крови: точность оценки расхода насоса и точность определения перехода между режимами работы насоса.  
С использованием алгоритма структурно-параметрической идентификации и в соответствии с предложенными критериями оценки эффективности идентификации построены математические модели имплантируемых роторных насосов крови Спутник.
3. В результате комплексного исследования взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы на основе математической модели идентификации разработан метод определения следующих режимов работы имплантируемого роторного насоса крови: обратное течение через насос, частичная и полная разгрузка желудочка сердца, и коллапс желудочка сердца.

**Практическая значимость:**

1. Разработанные программные средства использованы при моделировании взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы и теоретическом исследовании имплантируемых роторных насосов крови Спутник.
2. Разработанный алгоритм структурно-параметрической идентификации может быть использован для управления имплантируемыми роторными насосами крови при проведении экспериментальных исследований в испытательных гидродинамических стендах.

### **Личный вклад автора.**

Автор принимал активное и непосредственное участие в выполнении всех работ, которые легли в основу диссертации.

### **Положения, выносимые на защиту:**

1. Предложены критерии, которые позволяют оценить эффективность идентификации для управления имплантируемыми роторными насосами крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.
2. Разработанный алгоритм структурно-параметрической идентификации позволяет построить математические модели имплантируемых роторных насосов крови в соответствии с критериями оценки эффективности идентификации.
3. Построенные математические модели имплантируемых роторных насосов крови позволяют определить переходы между следующими режимами работы насоса: обратное течение через насос, частичная и полная разгрузка желудочка сердца, и коллапс желудочка сердца.
4. Разработанный способ управления имплантируемым роторным насосом крови позволяет поддерживать заданный уровень расхода насоса и предотвращать следующие нежелательные режимы работы насоса: обратное течение через насос, полная разгрузка желудочка сердца и коллапс желудочка сердца.

### **Методы исследования.**

Методами исследования диссертационной работы являются методы системного анализа и математического моделирования.

**Достоверность** полученных результатов обусловлена корректностью поставленных задач, комплексным характером проведенных исследований и согласием полученных результатов с литературными данными.

**Апробация результатов.** Основные результаты диссертационной работы были представлены на следующих конференциях:

- 44th Annual ESAO and 7th IFAO Congress (г. Вена, Австрия, 2017),
- 2nd International Symposium «Physics, Engineering and Technologies for Biomedicine» (г. Москва, 2017),
- 20-23-я всероссийская конференция «Микроэлектроника и информатика» (г. Москва, 2013 – 2016),

- 61-62nd ASAIO Annual Conference (г. Чикаго, США, 2015; г. Сан-Франциско, США, 2016),
- 24th Congress of the International Society for Rotary Blood Pumps (г. Мито, Япония, 2016),
- X-XI German-Russian Conference on Biomedical Engineering (г. Санкт-Петербург, 2014; г. Ахен, Германия, 2015),
- 42th Annual ESAO Congress (г. Лёвен, Бельгия, 2015),
- 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (г. Милан, Италия, 2015),
- 16-я научно-техническая конференция «МедТех» (о. Кефалония, Греция, 2014),
- 11-я международная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (г. Сузdalь, 2014),
- 6-я Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине» (г. Троицк, 2014).

**Внедрение результатов.** Результаты докторской работы получены в рамках следующих проектов и исследований:

- проект Российского научного фонда № 14-39-00044 «Разработка адаптивной системы вспомогательного кровообращения с целью персонализации лечения острой формы сердечной недостаточности» (2014 – 2016 гг.) по приоритетному направлению «Проведение фундаментальных научных исследований и поисковых научных исследований вновь создаваемыми научной организацией и вузом совместными научными лабораториями»,
- прикладные научные исследования в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014 – 2020 годы» по теме «Разработка аппарата длительного механического замещения функции сердца» (RFMEFI57814X0057) (2014 – 2016 гг.),
- прикладные научные исследования и экспериментальные разработки в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014 – 2020 годы» по теме «Миниатюризация имплантируемых на-

сосов крови для их применения в педиатрической кардиохирургии» (RFMEFI58115X0014) (2015 – 2017 гг.).

Результаты работы внедрены в учебный процесс института биомедицинских систем Национального исследовательского университета «МИЭТ» в рамках дисциплины «Биомедицинская инженерия искусственных органов» для магистров, обучающихся по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии».

**Публикации.** Результаты по теме диссертации изложены в 29 научных работах, из них 11 опубликованы в рецензируемых научных изданиях, входящих в перечень Высшей аттестационной комиссии при Министерстве образования и науки Российской Федерации и в международную реферативную базу данных Scopus, 18 – в тезисах докладов всероссийских и международных конференций.

**Структура и объем работы.** Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы и трех приложений. Полный объем работы составляет 132 страницы текста с 44 рисунками и 11 таблицами. Список литературы содержит 150 наименований.

## Содержание работы

**Во введении** обоснована актуальность темы исследования, сформулированы цель работы, научная новизна и практическая значимость полученных результатов, представлены положения, выносимые на защиту.

**В первой главе** рассмотрена история развития имплантируемых роторных насосов крови (РНК) в аппаратах вспомогательного кровообращения (АВК), продемонстрировано многообразие имплантируемых роторных насосов крови, применяемых в современной клинической практике.

Представлен аналитический обзор литературных источников, посвященных проблеме идентификации имплантируемых роторных насосов крови. Актуальной данную проблему делает многообразие роторных насосов крови, их сложное взаимодействие с сердечно-сосудистой системой.

Рассмотрены различные структуры математических моделей, полученные в результате идентификации, описано применение математических моделей для управления имплантируемыми РНК в аппаратах вспомогательного кровообращения.

Выявлено, что не существует универсального и общепринятого алгоритма идентификации, таким образом задача идентификации решается индивидуально для каждого насоса. Отмечено, что идентификация в общем случае направлена на повышение точности аппроксимации исходных экспериментальных данных математической моделью; построенные в результате идентификации математические модели, как правило, применяются для управления расходом имплантируемого роторного насоса крови.

Известная работа по идентификации имплантируемого РНК [9] заключается в параметрической идентификации и не исследует влияние изменений в структуре математической модели на точность аппроксимации экспериментальных данных или эффективность управления. Таким образом, недостаточное внимание уделяется исследованию структуры математической модели, а также применению идентифицированной математической модели к управлению имплантируемыми роторными насосами крови в аппаратах вспомогательного кровообращения.

Отмечено, что для корректной идентификации необходимо учесть взаимодействие насосов с сердечно-сосудистой системой, что требует проведения комплексного исследования, которое должно привести к повышению эффективности идентификации и управления имплантируемыми РНК.

**Во второй главе** описывается разработка математической модели идентификации имплантируемого роторного насоса крови и математической модели сердечно-сосудистой системы с учетом имплантации РНК.

Первоначально решалась задача идентификации на основе расходно-напорных характеристик (РНХ) имплантируемого роторного насоса крови HeartMate II.

Для решения данной задачи был разработан алгоритм структурно-параметрической идентификации, схема которого представлена на рисунке 2.

Основная идея алгоритма идентификации заключается в поиске структуры математической модели путем последовательного добавления одночленов  $kx_j$  к исходному уравнению  $y_i$ . На каждой итерации  $i$  осуществляется отбор уравнений вида  $y_i + kx_j$  посредством проверки соответствия критериям оценки эффективности идентификации.

В качестве исходного уравнения  $y_i$  выбрано уравнение со следующей структурой согласно работам [9–10]:

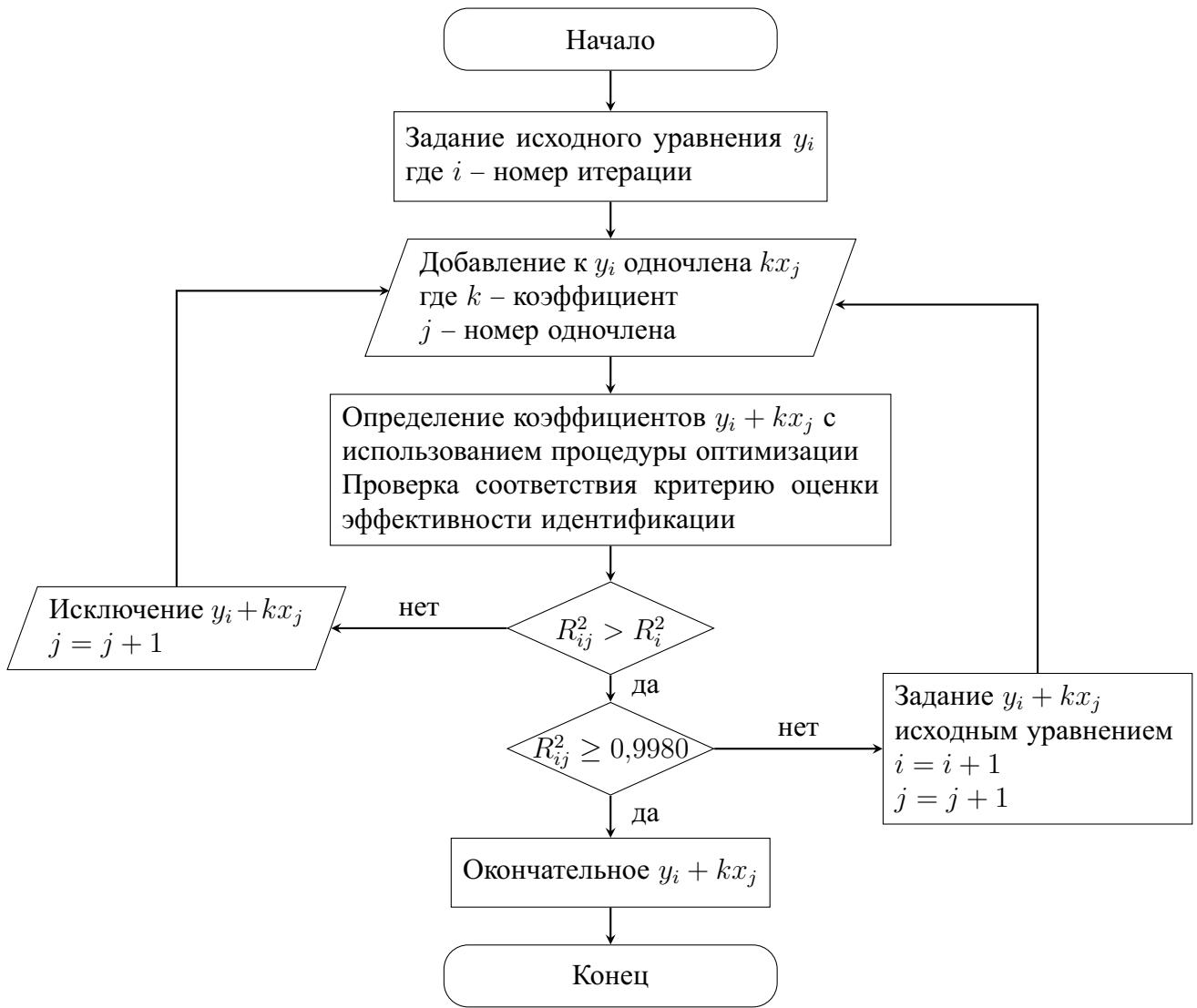


Рисунок 2 – Схема алгоритма структурно-параметрической идентификации имплантируемого роторного насоса крови

$$L \frac{dQ}{dt} = (a_1\mu + a_2)Q + (b_1\mu + b_2)\omega^2 + H, \quad (1)$$

где  $L$  – параметр, характеризующий инерцию жидкости в насосе (мм рт. ст. · мин<sup>2</sup> · л<sup>-1</sup>) [9],  $Q$  – расход насоса (л/мин),  $\mu$  – параметр, характеризующий вязкость жидкости в насосе (сП),  $\omega$  – скорость вращения ротора насоса (об/мин),  $H$  – перепад давления в насосе (мм рт. ст.). Параметры  $\mu$ ,  $\omega$  и  $H$  можно считать постоянными независимыми параметрами. Коэффициенты  $a$  и  $b$  также постоянны, их числовые значения рассчитываются с использованием разработанной процедуры оптимизации на основе алгоритма Левенберга-Марквардта.

Список одночленов  $kx_j$  сформирован в ходе анализа математических моделей имплантируемых роторных насосов крови, описанных в литературе.

В качестве критерия, позволяющего оценить эффективность идентификации, выбран коэффициент детерминации  $R^2$ :

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (Q_i - \hat{Q}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (Q_i - \tilde{Q})^2}, \quad (2)$$

где  $Q_i$  – прогноз математической модели,  $\hat{Q}_i$  – фактическое значение,  $\tilde{Q}$  – среднее арифметическое значение прогнозов математической модели.

В ходе моделирования расходно-напорных характеристик пороговое значение коэффициента детерминации было выбрано равным 0,9980 и более, поскольку при данных значениях достигалось соответствие моделируемых и экспериментальных РНХ и, таким образом, точная идентификация характеристик насоса.

В результате применения алгоритма идентификации поэтапно была построена математическая модель идентификации. Так, с математической моделью, представленной уравнением (1), было достигнуто значение  $R^2$  равное 0,9566; моделируемые расходно-напорные характеристики представлены на рисунке 3а, где круглыми маркерами отмечены точки, по которым проводилась идентификация.

Данный результат был улучшен с помощью добавления членов  $Q^2$  и  $Q^3$ , что позволило увеличить  $R^2$  до 0,9738 и моделировать S-образный изгиб расходно-напорной характеристики, характерный для насоса HeartMate II – рисунок 3б.

Полученное уравнение записывается в следующем виде:

$$L \frac{dQ}{dt} = (a_1\mu + a_2)Q + (b_1\mu + b_2)\omega^2 + (c_1\mu + c_2)Q^2 + (d_1\mu + d_2)Q^3 - H. \quad (3)$$

После этого к уравнению (3) были добавлены члены  $Q\omega^2$  и  $Q^2\omega$ , а также поправочный коэффициент  $g = g_1\mu + g_2$ , что позволило увеличить коэффициент детерминации до 0,9987, достичь соответствия моделируемых и экспериментальных РНХ и завершить работу алгоритма.

Разработанная с использованием алгоритма идентификации математическая модель записывается в следующем виде:

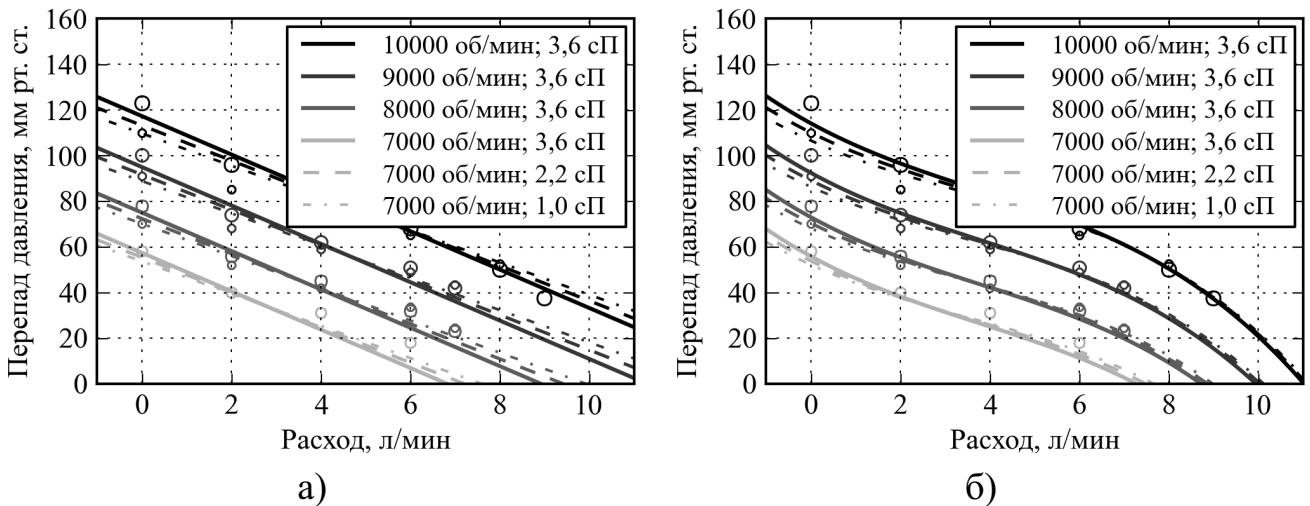


Рисунок 3 — Расходно-напорные характеристики роторного насоса крови, описываемые уравнением 1 (а) и уравнением 2 (б)

$$L \frac{dQ}{dt} = (a_1\mu + a_2)Q + (b_1\mu + b_2)Q^2 + (c_1\mu + c_2)Q^3 + (d_1\mu + d_2)\omega^2 + (e_1\mu + e_2)Q\omega^2 + (f_1\mu + f_2)Q^2\omega + g_1\mu + g_2 - H. \quad (4)$$

Поскольку состояние РНК описывается единственной переменной  $Q$ , то фазовое пространство уравнения (4) одномерно и представлено вещественной прямой  $0Q$ . Поэтому для наглядности будем изображать эволюцию уравнения (4), откладывая по оси абсцисс время  $t$ , по оси ординат – фазовую переменную  $Q$ :

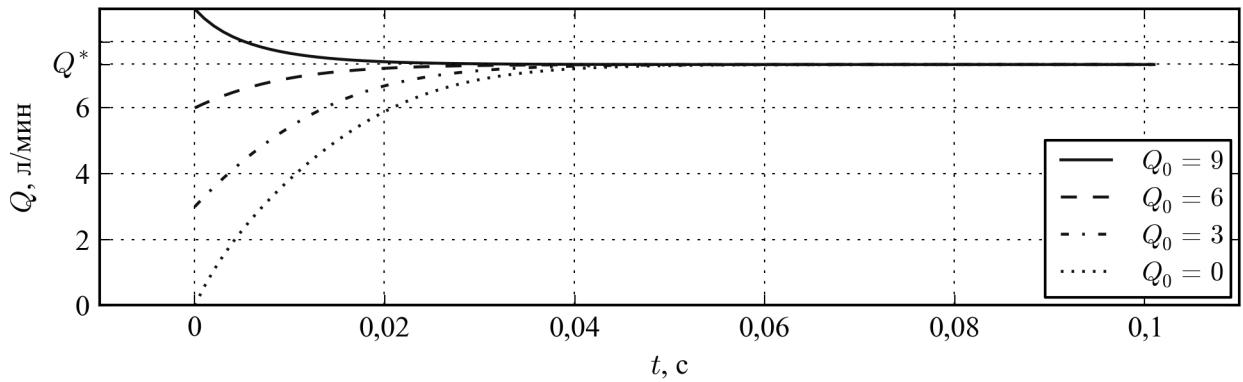


Рисунок 4 — Зависимость  $Q$  от времени при различных начальных условиях

На рисунке 4 представлено изменение  $Q$  от времени при фиксированных параметрах  $\mu = 3,6$  сП,  $\omega = 8000$  об/мин и  $H = 20$  мм рт. ст. Видно, что с течением времени значения переменной  $Q$  стремятся к некоторому особому значению  $Q^*$ . При этом значения достаточно быстро выходят на  $Q^*$ .

Найдем особые точки уравнения (4), приравняв левую часть уравнения (4) к нулю:

$$(a_1\mu + a_2)Q + (b_1\mu + b_2)Q^2 + (c_1\mu + c_2)Q^3 + (d_1\mu + d_2)\omega^2 + \\ + (e_1\mu + e_2)Q\omega^2 + (f_1\mu + f_2)Q^2\omega + g_1\mu + g_2 - H = 0. \quad (5)$$

Уравнение (5) решено с использованием формулы Кардано для нахождения корней  $x_1$ ,  $x_2$  и  $x_3$  уравнения вида  $ax^3 + bx^2 + cx + d = 0$ :

$$x_1 = -\frac{b}{3a} + \alpha + \beta, \quad x_{2,3} = -\frac{b}{3a} - \frac{(\alpha + \beta)}{2} \pm \frac{i(\alpha - \beta)}{2}\sqrt{3}, \quad (6)$$

где

$$\alpha = \sqrt[3]{-\frac{q}{2} + \sqrt{R}}, \quad \beta = \sqrt[3]{-\frac{q}{2} - \sqrt{R}}, \quad (7)$$

$$R = \left(\frac{p}{3}\right)^3 + \left(\frac{q}{2}\right)^2, \quad (8)$$

$$p = \frac{3ac - b^2}{3a^2}, \quad q = \frac{2b^3 - 9abc + 27a^2d}{27a^3}. \quad (9)$$

Для уравнения (5)  $R > 0$ , таким образом, уравнение (5) имеет один вещественный корень и два сопряженных комплексных корня, следовательно, при всех физически реализуемых  $\mu$ ,  $\omega$  и  $H$  особая точка уравнения (4) единственна.

Расходно-напорные характеристики РНК, описываемые разработанной математической моделью идентификации, представлены на рисунке 5.

В рамках данного исследования на основе известных математических моделей реализована математическая модель сердечно-сосудистой системы с учетом имплантации роторного насоса крови, которая составлена из математических моделей сердца [11] и системы кровообращения [12] и описывает гемодинамику в сердечно-сосудистой системе с сердечной недостаточностью – рисунок 6.

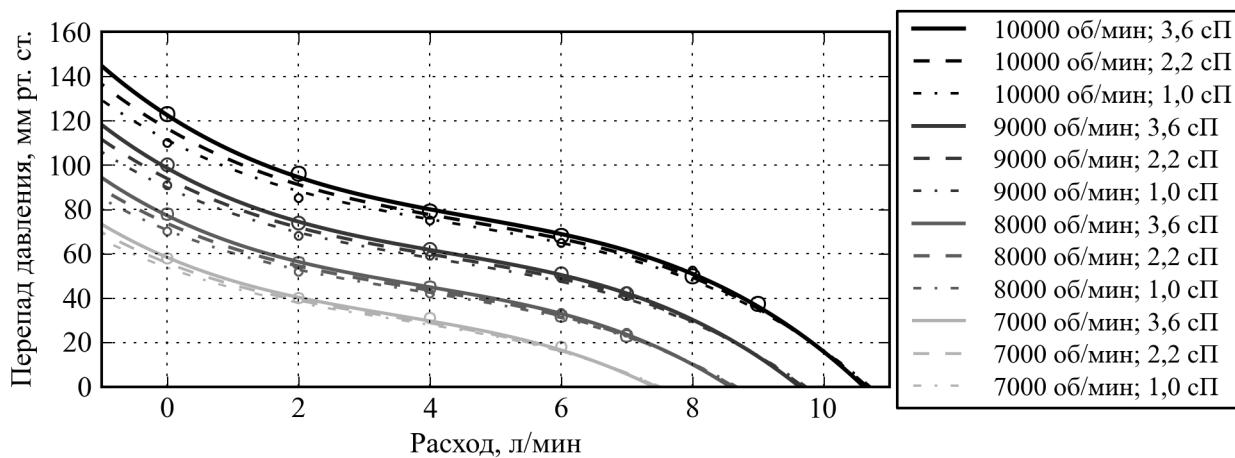


Рисунок 5 – Расходно-напорные характеристики роторного насоса крови, описываемые уравнением (4)

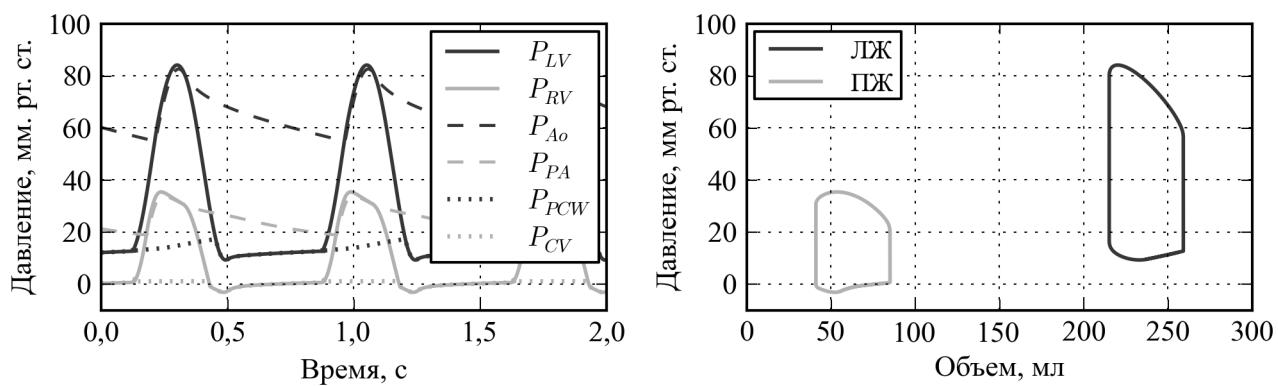


Рисунок 6 – Гемодинамика в сердечно-сосудистой системе для случая сердечной недостаточности;  $P_{LV}$  – давление в левом желудочке,  $P_{RV}$  – давление в правом желудочке,  $P_{Ao}$  – давление в аорте,  $P_{PA}$  – давление в легочной артерии,  $P_{CV}$  – центральное венозное давление,  $P_{PCW}$  – давление заклинивания в легочных капиллярах, ЛЖ – левый желудочек сердца, ПЖ – правый желудочек сердца

**В третьей главе** проведено исследование взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы методами математического моделирования.

В ходе исследования получены зависимости, описывающие изменения в гемодинамике сердечно-сосудистой системы при различных скоростях насоса – рисунок 7.

Полученные зависимости позволяют определить следующие режимы работы насоса: обратное течение через насос ( $P_{BF}$ ), частичная разгрузка ( $P_{PA}$ ) и полная разгрузка желудочка сердца ( $P_{FA}$ ), коллапс желудочка сердца ( $P_{VC}$ ).

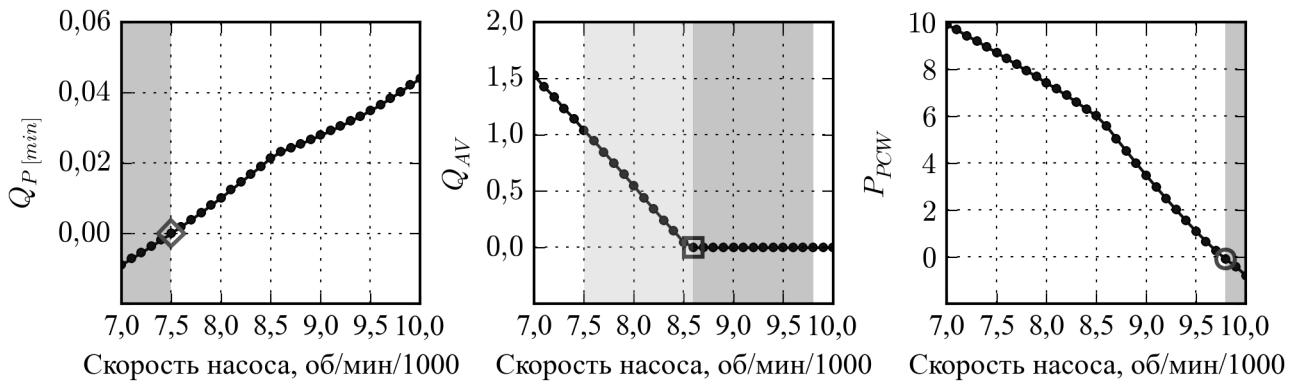


Рисунок 7 — Гемодинамические зависимости, полученные на математической модели сердечно-сосудистой системы;  $Q_{P[min]}$  – минимальный расход насоса (л/с),  $Q_{AV}$  – поток через аортальный клапан (л/мин),  $P_{PCW}$  – давление заклинивания в легочных капиллярах (мм рт. ст.)

Так, режиму обратного течения  $P_{BF}$  соответствует диапазон скоростей насоса с отрицательным расходом во время сердечного цикла – данный диапазон выделен серым цветом на диаграмме  $Q_{P[min]}$ . Аналогичным образом режимам работы  $P_{PA}$  и  $P_{FA}$  соответствуют диапазоны скоростей с ненулевым и нулевым потоками через аортальный клапан, которые выделены соответственно светло-серым и серым цветом на диаграмме  $Q_{AV}$ ; режиму коллапса желудочка сердца  $P_{VC}$  соответствует диапазон скоростей с отрицательным давлением, который выделен серым цветом на диаграмме  $P_{PCW}$ .

В результате анализа закономерностей взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы на основе модели идентификации разработан метод определения режимов работы насоса. Метод заключается в нахождении производных из модели идентификации, вычислении их значений при различных скоростях насоса и определении тех производных, изменение которых коррелирует с режимами работы насоса.

Разработанный метод характеризуется точностью определения перехода между режимами работы насоса, которая рассчитывается по следующей формуле:

$$\delta(PS) = \left( 1 - \frac{|\omega_t - \omega_m|}{\omega_{max} - \omega_{min}} \right) \cdot 100\%, \quad (10)$$

где  $\omega_t$  – практическое значение скорости насоса, при которой происходит переход между режимами работы,  $\omega_m$  – полученное из метода расчетное значение

скорости насоса, при которой происходит переход между режимами работы,  $\omega_{max}$  и  $\omega_{min}$  – верхняя и нижняя граница скорости вращения ротора насоса.

Результаты расчета точности при изменении сократимости левого желудочка сердца и частоты сердечных сокращений для трех значений параметра  $\mu$  модели идентификации представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Точность определения переходов между режимами работы насоса ( $\delta(PS)$ , %)

	$\mu = 3,6 \text{ сП}$	$\mu = 2,2 \text{ сП}$	$\mu = 1,0 \text{ сП}$
$\delta(P_{BF}/P_{PA})$	88,7	87,5	85,4
$\delta(P_{PA}/P_{FA})$	98,0	97,9	97,6
$\delta(P_{FA}/P_{VC})$	82,7	83,4	82,6

В результате проведенного комплексного исследования разработан способ управления имплантируемым роторным насосом крови, представленный с помощью системы управления скоростью РНК на рисунке 8.

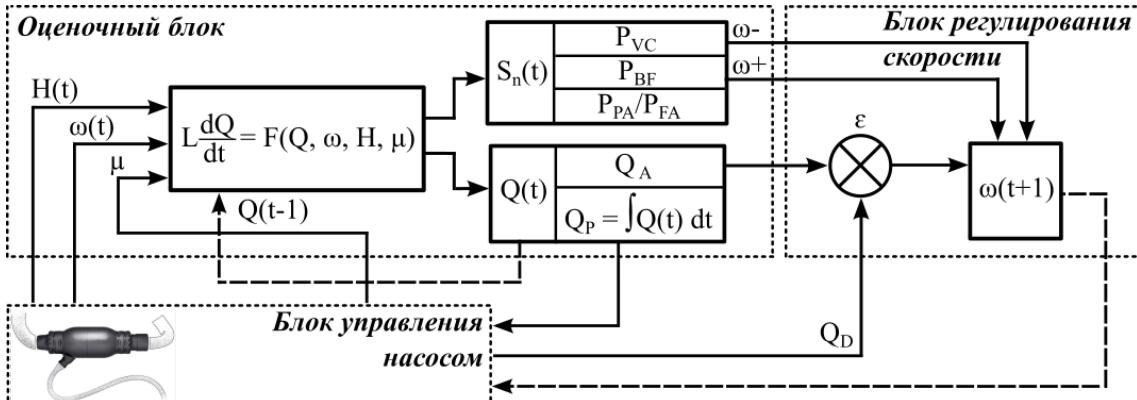


Рисунок 8 – Обобщенная структура системы управления скоростью роторного насоса крови

В *оценочном блоке* с использованием модели идентификации осуществляется определение режима работы и оценка расхода насоса по данным о перепаде давления в насосе ( $H$ , мм рт. ст.), который регистрируется в математической модели сердечно-сосудистой системы, скорости вращения ротора ( $\omega$ , об/мин) и вязкости жидкости ( $\mu$ , сП), которые задаются в *блоке управления насосом*.

В *блоке регулирования скорости* формируется новое значение скорости вращения ротора  $\omega(t + 1)$ , которое зависит от текущего режима работы на-

сока и от разности  $Q_A$  и  $Q_D$ , где  $Q_A$  – расход насоса в течение нескольких сердечных циклов и  $Q_D$  – заданный уровень расхода насоса.

В случае неравенства  $Q_A$  и  $Q_D$  происходит изменение скорости на 100 об/мин. При выявлении нежелательного режима работы насоса, такого как  $P_{VC}$ , скорость вращения ротора уменьшается на 500 об/мин независимо от разности  $Q_A$  и  $Q_D$ .

Разработанный способ управления скоростью имплантируемого роторного насоса крови исследован на математической модели сердечно-сосудистой системы при изменении сократимости левого желудочка сердца и частоты сердечных сокращений. Результаты продемонстрировали возможность поддержания заданного уровня расхода насоса и предотвращения следующих нежелательных режимов работы насоса: обратное течение через насос, полная разгрузка желудочка сердца и коллапс желудочка сердца.

В результате анализа разработанного способа управления предложены следующие критерии оценки эффективности идентификации: точность оценки расхода насоса и точность определения перехода между режимами работы насоса.

**В четвертой главе** проведено исследование взаимодействия насоса и сердечно-сосудистой системы с использованием экспериментальных данных для имплантируемых роторных насосов крови Спутник.

Фотографии насосов – далее Спутник 1 и Спутник 2 – представлены на рисунке 9.



a)



б)

Рисунок 9 – Имплантируемые роторные насосы крови Спутник первого (а) и второго поколений (б)

Эксперимент проведен в испытательном гидродинамическом стенде, расположенном в Институте Гельмгольца по биомедицинской инженерии (г. Ахен, Германия) [13]. Схема гидродинамического стенда представлена на рисунке 10. Система управления стендом с помощью специальных приводных механизмов формировалась давления в камерах  $C_{in}$  и  $C_{out}$ , что позволяло создать перепад давления в системе аналогично сердечно-сосудистой системе.



Рисунок 10 – Схема испытательного гидродинамического стенда

Вязкость жидкости в контуре гидродинамического стенда равнялась 2,5 сП, частота сердечных сокращений – 80 уд/мин, скорость вращения ротора каждого насоса изменялась в диапазоне от 5 до 10 тысяч об/мин с шагом 200 об/мин. В стенде последовательно воспроизводились два состояния сердечно-сосудистой системы, соответствующие различным степеням сердечной недостаточности. Данные состояния были воспроизведены посредством задания физиологического параметра contractilityFactor (cF) равным 0,5 и 0,25, где cF равное 1 соответствует нормальной функции сердца.

В рамках данного исследования были выбраны следующие критерии оценки эффективности идентификации: точность оценки расхода насоса и точность определения перехода между режимами работы насоса. Для выбранных критериев заданы следующие пороговые величины: средняя точность оценки расхода  $\geq 90\%$ , средняя точность определения перехода  $\geq 80\%$ .

Точность оценки расхода насоса для каждой скорости вращения ротора рассчитывалась по следующей формуле:

$$\delta(Q) = (1 - (Q_M - Q_E)/Q_M) \cdot 100\%, \quad (11)$$

где  $Q_M$  – расход насоса, измеренный датчиком,  $Q_E$  – расход насоса, вычисленный с помощью математической модели.

Точность определения перехода между режимами работы насоса рассчитывалась по формуле (10).

В ходе анализа экспериментальных данных режим коллапса желудочка сердца  $P_{VC}$  был определен как отрицательное конечно-диастолическое давление в желудочке сердца.

Первоначально для описания имплантируемых роторных насосов крови Спутник использована математическая модель идентификации, представленная уравнением (4). Коэффициенты данной модели определены для состояния сF 0,5 с использованием разработанной процедуры оптимизации на основе алгоритма дифференциальной эволюции [14]. Оценка соответствия критериям эффективности идентификации выполнена посредством вычисления средней точности оценки расхода и точности определения переходов между режимами работы насоса для двух состояний сердечно-сосудистой системы с различными параметрами сF.

Установлено, что средняя точность оценки расхода с использованием разработанной модели идентификации для Спутник 1 составляет 97,6%, для Спутник 2 – 82,5%, точность определения перехода  $P_{FA}/P_{VC}$  составляет менее 75% для обоих насосов.

Таким образом, разработанная модель идентификации не позволяет обеспечить соответствие заданным пороговым величинам для критериев оценки эффективности идентификации.

Данная проблема решена посредством построения математических моделей с использованием алгоритма структурно-параметрической идентификации. В качестве исходного уравнения  $y_i$  в алгоритме выбрано уравнение (1), заданный список одночленов  $kx_j$  заменен на член  $k\omega^x H^y Q^z$ , где  $k$  – коэффициент,  $x, y$  и  $z \in [-2..4]$ .

Построение математических моделей осуществлялось в соответствии с выбранными критериями оценки эффективности идентификации. Коэффициенты уравнений вида  $y_i + k\omega^x H^y Q^z$  также определялись для состояния сF 0,5 с использованием разработанной процедуры оптимизации. В случае соответствия полученного уравнения только одному из критериев оценки эффективности идентификации запускался вложенный цикл алгоритма с добавлением

членов  $k\omega^x H^y Q^z$ , определением коэффициентов уравнений и проверкой на соответствие критериям.

В результате применения алгоритма идентификации были построены математические модели, которые обеспечивают соответствие заданным пороговым величинам для критериев оценки эффективности идентификации.

Математическая модель насоса Спутник 1 описывается следующим уравнением:

$$L_1 \frac{dQ}{dt} = a_1 Q + b_1 \omega^2 + c_1 H + d_1 HQ + e_1 \omega^{-1} H^2 Q. \quad (12)$$

Математическая модель насоса Спутник 2 описывается следующим уравнением:

$$L_2 \frac{dQ}{dt} = a_2 Q + b_2 \omega^2 + c_2 H + d_2 HQ^3 + e_2 \omega^{-1} Q. \quad (13)$$

Средняя точность оценки расхода насоса и точность определения переходов между режимами работы, рассчитанные с помощью экспериментальных данных для Спутник 1 и Спутник 2, представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Средняя точность оценки расхода насоса ( $\delta(Q_{mean})$ , %) и точность определения перехода между режимами работы насоса ( $\delta(PS)$ , %)

	Спутник 1		Спутник 2	
	cF 0,5	cF 0,25	cF 0,5	cF 0,25
$\delta(Q_{mean})$	93,7	93,6	90,1	94,6
$\delta(P_{BF}/P_{PA})$	91,7	91,7	100,0	100,0
$\delta(P_{PA}/P_{FA})$	100,0	100,0	100,0	100,0
$\delta(P_{FA}/P_{VC})$	100,0	100,0	91,7	91,7

**В заключении** сформулированы основные результаты и выводы диссертационной работы:

1. Разработана математическая модель сердечно-сосудистой системы, которая позволила исследовать взаимодействие имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы в условиях сердечной недостаточности.
2. Разработан алгоритм структурно-параметрической идентификации, который позволил построить математические модели имплантируемых роторных насосов крови на основе их расходно-напорных характеристик в соответствии с критериями оценки эффективности идентификации.
3. Проведено исследование взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы методами математического моделирования.

В результате исследования разработаны метод определения режимов работы роторного насоса крови и способ управления роторным насосом крови, который позволяет поддерживать заданный уровень расхода насоса и предотвращать нежелательные режимы работы насоса, а также предложены следующие критерии, которые позволяют оценить эффективность идентификации для управления имплантируемым роторным насосом крови: точность оценки расхода насоса и точность определения перехода между режимами работы насоса.

4. Проведено исследование взаимодействия имплантируемого роторного насоса крови и сердечно-сосудистой системы с использованием экспериментальных данных для роторных насосов крови Спутник, полученных в испытательном гидродинамическом стенде. При этом для критериев оценки эффективности идентификации заданы следующие пороговые величины: средняя точность оценки расхода насоса не менее 90% и точность определения переходов между режимами работы насоса не менее 80%.

В результате исследования с использованием алгоритма структурно-параметрической идентификации и в соответствии с критериями оценки эффективности идентификации построены математические модели имплантируемых роторных насосов крови, которые обеспе-

чивают среднюю точность оценки расхода насоса не менее 90% и точность определения переходов между режимами работы насоса более 91%.

## **Публикации по теме диссертационной работы**

**В рецензируемых научных изданиях, входящих в перечень Высшей аттестационной комиссии при Министерстве образования и науки Российской Федерации и в международную реферативную базу данных Scopus**

1. Петухов Д. С., Телышев Д. В. Исследование роторного насоса для поддержки кровообращения правого желудочка сердца при механической поддержке кровообращения обоих желудочков сердца // Медицинская техника. 2017. № 1. С. 24–26. Версия Scopus: Petukhov D. S., Telyshev D. V. Performance of a right ventricular assist rotary pump in the process of biventricular mechanical circulatory support // Biomedical Engineering. 2017. Vol. 51, no. 1. P. 33–36.
2. Петухов Д. С. Моделирование и управление расходно-напорными характеристиками имплантируемого насоса крови АВК-Н «Спутник» // Медицинская техника. 2016. № 6. С. 52–55. Версия Scopus: Petukhov, D. S. Simulation and control of the H–Q curves of the Sputnik portable ventricular assist device // Biomedical Engineering. 2017. Vol. 50, no. 6. P. 429–432.
3. Петухов Д. С., Телышев Д. В. Математическая модель сердечно-сосудистой системы педиатрических пациентов с врожденными пороками сердца // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 9–11. Версия Scopus: Petukhov D. S., Telyshev D. V. A mathematical model of the cardiovascular system of pediatric patients with congenital heart defect // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50, no. 4. P. 229–232.
4. Петухов Д. С., Телышев Д. В. Алгоритмы управления роторными аппаратами вспомогательного кровообращения // Медицинская техника. 2016. № 3. С. 8–11. Версия Scopus: Petukhov D. S., Telyshev D. V. Control algorithms for rotary blood pumps used in assisted circulation // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50, no. 3. P. 157–160.

5. Петухов Д. С., Тельшев Д. В., Селищев С. В. Метод управления роторным насосом крови для системы вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца // Современные технологии в медицине. 2016. Т. 8, № 1. С. 28–33. Версия Scopus: Petukhov D. S., Telyshev D. V., Selishchev S. V. Control method of a rotary blood pump for a left ventricular assist device. Sovremennye tehnologii v medicine 2016. Vol. 8, no. 1. P. 28–33.
6. Петухов Д. С., Тельшев Д. В. Исследование чувствительности роторного насоса крови «Спутник» к преднагрузке и постнагрузке // Медицинская техника. 2015. № 6. С. 27–30. Версия Scopus: Petukhov D. S., Telyshev D. V., Analysis of the preload and afterload sensitivity of the Sputnik rotary blood pump // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 49, no. 6. P. 362–365.
7. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельшев Д. В. Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения // Медицинская техника. 2015. № 5. С. 5–8. Версия Scopus: Petukhov D. S., Selishchev S. V., Telyshev D. V. Prospects for development of technologies for complete replacement of heart function by mechanical circulatory support systems // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 49, no. 5. P. 258–262.
8. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельшев Д. В. Полностью искусственное сердце: современное состояние // Медицинская техника. 2015. № 4. С. 1–4. Версия Scopus: Petukhov D. S., Selishchev S. V., Telyshev D. V. Total artificial heart: state-of-the-art // Biomedical Engineering. 2015. Vol. 49, no. 4. P. 193–196.
9. Петухов Д. С., Тельшев Д. В. Моделирование изменений в динамике течения крови через имплантируемый осевой насос // Медицинская техника. 2014. № 6. С. 44–47. Версия Scopus: Petukhov D. S., Telyshev D. V. Simulation of blood flow dynamics changes through implantable axial flow pump // Biomedical Engineering. 2015. Vol. 48, no. 6. P. 336–340.
10. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельшев Д. В. Развитие аппаратов вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца как наиболее эффективный способ лечения острой сердечной недостаточности // Меди-

цинская техника. 2014. № 4. С. 37–39. Версия Scopus: Petukhov D. S., Selishchev S. V., Telyshev D. V. Development of left ventricular assist devices as the most effective acute heart failure therapy // Biomedical Engineering. 2015. Vol. 48, no. 6. P. 328–330.

11. Петухов Д. С., Селищев С. В. Оценка изменений в работе правого желудочка сердца при наличии аппарата вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца // Медицинская техника. 2014. № 4. С. 28–32. Версия Scopus: Petukhov D. S., Selishchev S. V. Assessment of changes in right ventricle function in patients with left ventricular assist device // Biomedical Engineering. 2014. Vol. 48, no. 4. P. 204–208.

### **В тезисах докладов всероссийских и международных конференций**

1. Petukhov D. S. A control algorithm of flow balance for a biventricular assist device // 2nd International Symposium «Physics, Engineering and Technologies for Biomedicine». 2017. P. 341–342.
2. Petukhov D. S. Quantitative assessment of heart-pump interaction for an axial-flow rotary blood pump Sputnik: in vitro study // 44th ESAO and 7th IFAO Congress. 2017. P. 454.
3. Petukhov D. S., Telyshev D. V. An approach to the evaluation and control of a rotary blood pump using in vitro experimental results for two generations of LVAD Sputnik // 24th Congress of the International Society for Rotary Blood Pumps. 2016. P. 70.
4. Petukhov D. S. Development of a cardiovascular system model for investigation of biventricular circulatory support // XII Russian-German Conference on Biomedical Engineering. 2016. P. 200–204.
5. Petukhov D. S., Telyshev D. V., Selishchev S. V. A method for identification of pumping states in an implantable rotary blood pump: experimental validation for the LVAD Sputnik // 62nd ASAIO Annual Conference. 2016. P. 10.
6. Петухов Д. С. Концепция метода управления роторным насосом крови путем определения режимов работы насоса на основе результатов *in vitro*

испытаний АВК «Спутник» // 23-я Всероссийская конференция «Микроэлектроника и информатика». 2016. С. 272.

7. Petukhov D. S., Telyshev D. V. Investigation of control objectives for the heart failure treatment using the control strategy of a rotary blood pump // 42th ESAO conference. 2015. P. 403.
8. Petukhov D. S., Telyshev D. V. Comparative study of influence of two rotary blood pumps on the cardiovascular system // 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2015. P. 115.
9. Petukhov D. S., Telyshev D. V. Design concept of patient-adaptive control method for a ventricular assist device // 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2015. P. 116.
10. Petukhov D. S., Telyshev D. V. Control strategy for an implantable rotary blood pump based on identification of pumping states // 61st ASAIO Annual Conference. 2015. P. 4.
11. Petukhov D. S., Telyshev D. V. A method for identification of pumping states of an implantable rotary blood pump // XI German-Russian Conference on Biomedical Engineering. 2015. P. 159–161.
12. Петухов Д. С. Определение основных требований к системе управления аппаратом вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца // 22-я Всероссийская конференция «Микроэлектроника и информатика». 2015. С. 325.
13. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельшев Д. В. Критерии неинвазивной оценки расхода имплантируемого осевого насоса крови // 16-я научно-техническая конференция «МедТех». 2014. С. 162–163.
14. Петухов Д. С. Анализ изменений в гемодинамике для случая механической поддержки кровообращения обоих желудочков сердца // 11-я международная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». 2014. С. 213–214.

15. Petukhov D. S. Simulation of hemodynamic changes associated with the right ventricular failure in the presence of a left ventricular assist device // X Russian-German Conference on Biomedical Engineering. 2014. P. 122–123.
16. Петухов Д. С. Моделирование эффекта гистерезиса в расходных характеристиках имплантируемого осевого насоса крови // 6-я Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине». 2014. С. 530–531.
17. Петухов Д. С. Разработка математической модели сердечно-сосудистой системы для изучения изменений в гемодинамике при поддержке аппарата вспомогательного кровообращения // 21-я Всероссийская конференция «Микроэлектроника и информатика». 2014. С. 227.
18. Петухов Д. С. Моделирование популяционной динамики красных кровяных телец и ее нарушения в случае гипохромных анемий // 20-я Всероссийская конференция «Микроэлектроника и информатика». 2013. С. 284.

## **Список цитируемой литературы**

1. Гроп Д. Методы идентификации систем. Мир, 1979.
2. Льюнг Л. Идентификация систем. Наука, 1991.
3. Акулов С. А., Федотов А. А. Основы теории биотехнических систем. Физматлит, 2014.
4. Трояновский В. М. Компьютерное моделирование процедур идентификации динамических объектов // Известия высших учебных заведений. Электроника. 2008. № 4. С. 16–17.
5. Иткин Г. П., Филатов И. А., Дозоров К. Н. Косвенные методы определения расхода и напора роторных насосов для крови // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2015. Т. 17. № 1. С. 97–102.
6. Дозоров К. Н. Биотехническая система мониторинга и управления вспомогательным роторным насосом крови: автореферат диссертации кандидата технических наук: 05.11.17 / МГТУ им. Н. Э. Баумана, Москва. 2009. С. 16.

7. Солодянников Ю. В. Элементы математического моделирования и идентификация системы кровообращения: монография // Издательство Самарского университета. 1994.
8. Тмур А. Б. Методы идентификации технологического процесса трубопроводного транспорта нефти: автореферат диссертации кандидата технических наук: 05.13.06 / Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова Российской академии наук, Москва. 2014. С. 23.
9. Moscato F., Danieli G. A., Schima H. Dynamic modeling and identification of an axial flow ventricular assist device // The International journal of artificial organs. 2009. Vol. 32, no. 6. P. 336–343.
10. Pirbodaghi T. Mathematical modeling of rotary blood pumps in a pulsatile in vitro flow environment // Artificial organs. 2017. Vol. 41, no. 8. P. 710-716.
11. Bovendeerd P. H., Borsje P., Arts T., Vosse F. N. Dependence of intramyocardial pressure and coronary flow on ventricular loading and contractility: a model study // Annals of Biomedical Engineering. 2006. Vol. 34, no. 12. P. 1833–1845.
12. Martina J. R., Bovendeerd P. H., de Jonge N. et al. Simulation of changes in myocardial tissue properties during left ventricular assistance with a rotary blood pump // Artificial Organs. 2013. Vol. 37, no. 6. P. 531–540.
13. Misgeld B. J., Rüschen D., Schwandtner S. et al. Robust decentralised control of a hydrodynamic human circulatory system simulator // Biomedical Signal Processing and Control. 2015. Vol. 20, no. 1. P. 35–44.
14. Price K., Storn R. M., Lampinen J. A. Differential evolution: a practical approach to global optimization. Springer Science & Business Media, 2006.

---

Подписано в печать:

Заказ № 23 Тираж 100 экз. Уч.-изд.л. 1,5 Формат 60×84 1/16

Отпечатано в типографии ИПК МИЭТ.

124498, Москва, Зеленоград, площадь Шокина, д. 1, МИЭТ.

---