

Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования «Национальный исследовательский университет
«Московский институт электронной техники»

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)

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Селищев С. В.

Москва – 2018

Аппараты вспомогательного кровообращения – сложная система

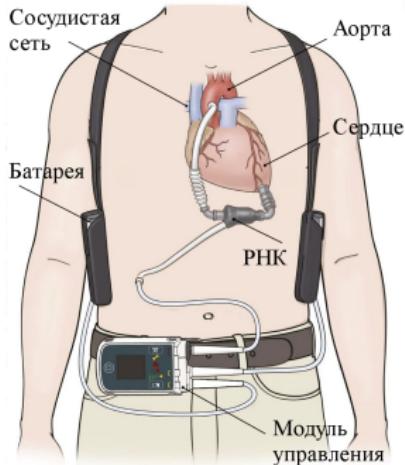


Рисунок 1 – Пример поддержки кровообращения с использованием аппарата вспомогательного кровообращения (АВК); РНК – роторный насос крови

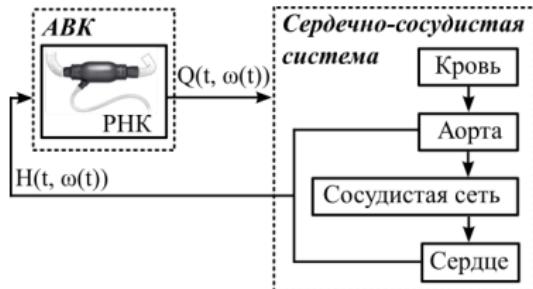


Рисунок 2 – Обобщенная схема поддержки кровообращения с помощью АВК;

Q – расход насоса

H – перепад давления в насосе

ω – скорость вращения ротора насоса

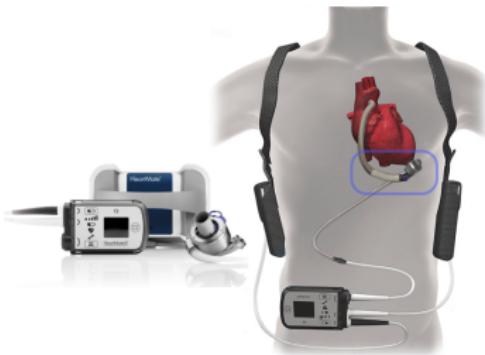
t – время

- АВК – сложная техническая система, предназначенная для поддержки кровообращения у пациентов с тяжелой формой сердечной недостаточности,
- С целью управления требуется представление РНК в виде математической модели с определением ее структуры и числовых значений коэффициентов математической модели согласно экспериментальным данным, т. е. структурно-параметрическая идентификация.

Имплантируемые РНК в аппаратах вспомогательного кровообращения

Основные элементы АВК:

- Роторный насос крови (РНК)
- Модуль электронного управления
- Информационный модуль
- Зарядное устройство с батареями



ABK HeartMate 3 (Thoratec Corp., США)



ABK HeartMate 2 (США)



ABK Спутник (Россия)



ABK HVAD (HeartWare, США)

Проблема идентификации имплантируемых роторных насосов крови

Управление – одно из ключевых направлений развития технологии вспомогательного кровообращения^{1,2}, которое:

- нацелено на поддержание достаточного уровня кровообращения в сердечно-сосудистой системе,
- должно предотвращать нежелательные состояния в сердечно-сосудистой системе.

Управлению РНК посвящено множество работ российских и зарубежных авторов^{1,3}.

Эффективное управление РНК требует точной идентификации – построения математической модели по экспериментальным данным⁴.

Проблемы идентификации:

- не существует универсального и общепринятого способа идентификации и критериев, по которым оценивается эффективность идентификации для управления РНК⁵,
 - многообразие имплантируемых роторных насосов крови
 - РНК – сложная система⁶
- необходимо учитывать взаимодействие имплантируемого РНК с сердечно-сосудистой системой.

¹ AlOmari A.-H. H., Savkin A. V., Stevens M. et al. Developments in control systems for rotary left ventricular assist devices for heart failure patients: a review // Physiological Measurement. 2013. Vol. 34, no. 1. P. 1–27.

² 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.

³ Дозоров К. Н., Иткин Г. П., Адаскин А. В. Система косвенных измерений для задач управления роторными насосами крови // Медицинская техника. 2010. № 6. С. 16–19.

⁴ Гроп Д. Методы идентификации систем Мир, 1979.

⁵ Pirbodaghi T., Weber A., Carrel T., Vandenberghe S. Effect of Pulsatility on the Mathematical Modeling of Rotary Blood Pumps // Artificial Organs. 2011. Vol. 35, no. 8. P. 825–832.

⁶ Bertram C. Measurement for implantable rotary blood pumps // Physiological measurement. 2005. Vol. 26, no. 4. P. 99–117.

Цель и задачи диссертационной работы

Цель: 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.

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.

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.

Разработка модели идентификации имплантируемого РНК

Экспериментальные данные – расходно-напорные характеристики (РНХ) имплантируемого роторного насоса крови HeartMate II^{1,2}

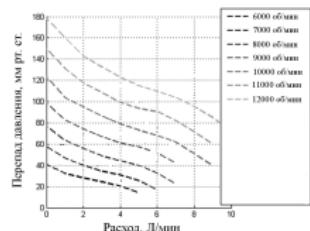


Рисунок 1 – РНХ насоса HeartMate II¹

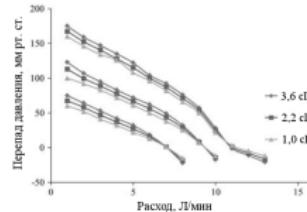


Рисунок 2 – РНХ насоса HeartMate II при различных величинах вязкости жидкости²

Структура математической модели для описания РНХ согласно работам^{3,4}:

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

где L – параметр, характеризующий инерцию жидкости в насосе⁴, Q – расход насоса, μ – параметр, характеризующий вязкость жидкости в насосе, ω – скорость вращения ротора насоса, H – перепад давления в насосе, a и b – коэффициенты.

Критерий оценки эффективности идентификации – коэффициент детерминации R^2 :

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

R^2 характеризует долю дисперсии Q , объясненную моделью идентификации; чем выше значение R^2 , тем больше соответствие модели данным и точнее описание объекта управления.

¹ Pennings K. A., Martina J. R., Rodermans B. F. et al. Pump Flow Estimation From Pressure Head and Power Uptake for the HeartAssist5, HeartMate II, and HeartWare VADs // ASAIO Journal. 2013. Vol. 59, no. 4. P. 420-426.

² Stanfield J., Selzman C. Pressure Sensitivity of Axial-Flow and Centrifugal-Flow Left Ventricular Assist Devices // Cardiovascular Engineering and Technology. 2012. Vol. 3, no. 4. P. 413-423.

³ Pirbodaghi T., Weber A., Carrel T., Vandenberghe S. Effect of Pulsatility on the Mathematical Modeling of Rotary Blood Pumps // Artificial Organs. 2011. Vol. 35, no. 8. P. 825-832.

⁴ 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.

Структурно-параметрическая идентификация имплантируемого РНК

РНХ математических моделей
при различных R^2 :

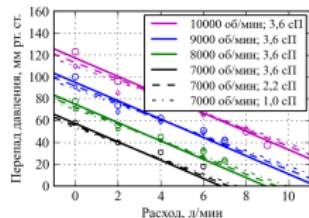


Рисунок 1 – Моделируемые РНХ
 $c R^2 = 0,9566$

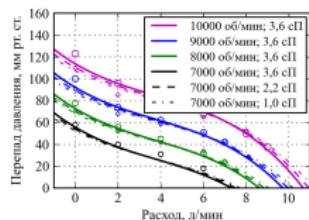


Рисунок 2 – Моделируемые РНХ
 $c R^2 = 0,9738$

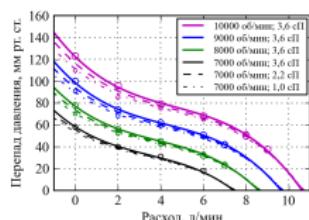


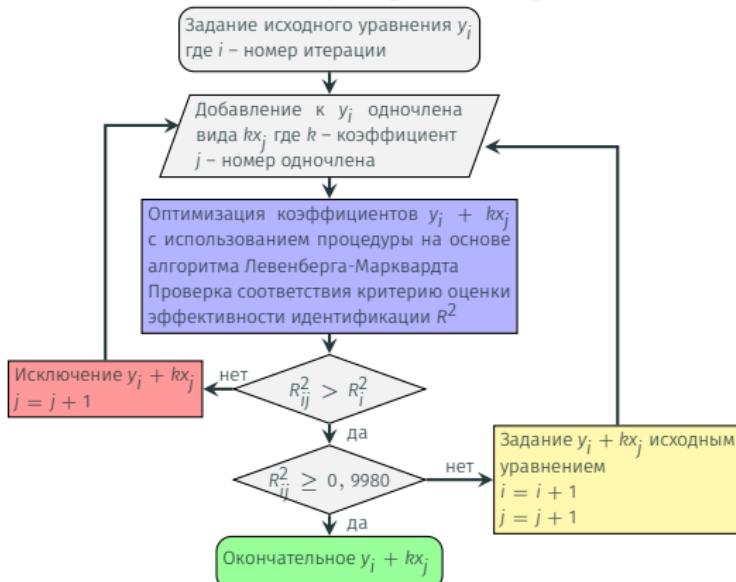
Рисунок 3 – Моделируемые РНХ
 $c R^2 = 0,9987$

Алгоритм структурно-параметрической идентификации:

$R^2 \geq 0,9980$ – критерий оценки эффективности идентификации

Структура исходного уравнения:

$$LdQ/dt = (a_1\mu + a_2)Q + (b_1\mu + b_2)\omega^2 + H. \quad (1)$$



Следующий этап идентификации – добавление членов Q^2 и Q^3 , что позволило увеличить R^2 до 0,9700 и моделировать S-образный изгиб РНХ – рисунок 2:

$$\frac{dQ}{dt} = aQ + b\omega^2 + cQ^2 + dQ^3 - H, \quad (2)$$

где a – d – коэффициенты, представленные функцией вида $x(\mu) = x_1\mu + x_2$.

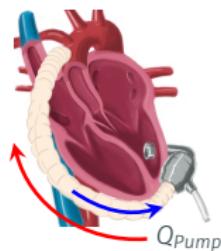
В результате математическая модель идентификации описывается уравнением:

$$L \frac{dQ}{dt} = aQ + b\omega^2 + cQ^2 + dQ^3 + eQ\omega^2 + fQ^2\omega + g - H. \quad (3)$$

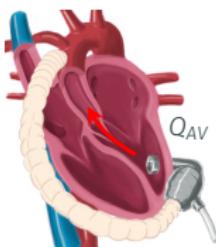
Режимы работы имплантируемого РНК

Режимы работы РНК – состояния в сердечно-сосудистой системе, обусловленные спецификой работы РНК¹.

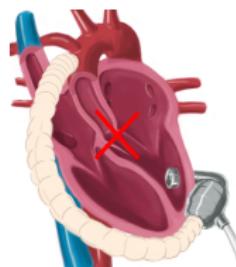
Предотвращение нежелательных режимов работы насоса является одной из основных задач при управлении РНК^{2–4}, для эффективного решения которой необходима точная идентификация.



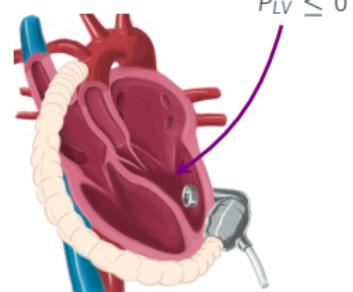
Режим обратного
течения через насос
 P_{BF}



Режим частичной
разгрузки левого
желудочка сердца
 P_{PA}



Режим полной разгрузки
левого желудочка сердца
 P_{FA}



Режим коллапса левого
желудочка сердца P_{Vc}

¹ Karantonis D. M., Lovell N. H., Ayre P. J. et al. Identification and Classification of Physiologically Significant Pumping States in an Implantable Rotary Blood Pump // Artificial Organs. 2006. Vol. 30, no. 9. P. 671–679.

² 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.

³ 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.

⁴ 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.

Разработка математической модели сердечно-сосудистой системы

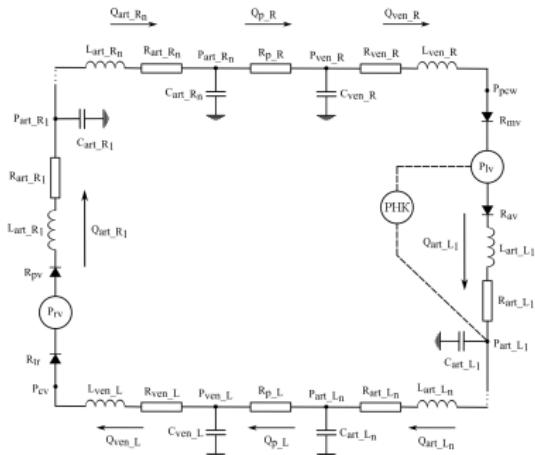


Рисунок 1 – Сердечно-сосудистая система представлена в виде электрически-эквивалентной схемы; РНК – роторный насос крови

$$\Delta P_R = RQ, \quad \Delta P_L = L \frac{dQ}{dt}, \quad \Delta P_C = \frac{V - V_0}{C},$$

где P – давление, Q – поток, R – сопротивление, L – индуктивность, V – объем, C – емкость¹.

Данные о гемодинамике в условиях сердечной недостаточности взяты из литературы¹. Коэффициенты математической модели определены с помощью разработанной процедуры оптимизации на основе алгоритма Левенберга-Марквардта².

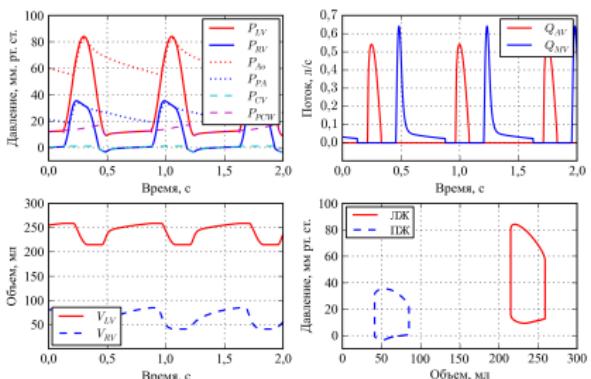


Рисунок 2 – Гемодинамика в сердечно-сосудистой системе в условиях сердечной недостаточности; P_{LV} – давление в левом желудочке сердца, P_{RV} – давление в правом желудочке сердца, P_{AO} – давление в аорте, P_{PA} – давление в легочной артерии, P_{CV} – центральное венозное давление, P_{PCW} – давление заклинивания в легочных капиллярах, Q_{AV} и Q_{MV} – потоки через аортальный и митральный клапаны, V_{LV} и V_{RV} – объемы левого и правого желудочков сердца

¹ Cox L. G., Loerakker S., Rutten M. C. et al. A Mathematical Model to Evaluate Control Strategies for Mechanical Circulatory Support // Artificial Organs. 2009. Vol. 33, no. 8. P. 593-603.

² 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.

Моделирование взаимодействия РНК и сердечно-сосудистой системы

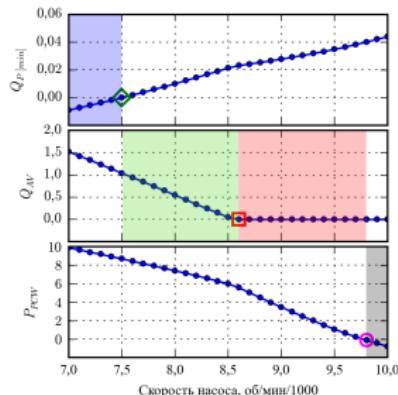


Рисунок 1 – Режимы работы насоса, определенные из гемодинамических зависимостей на модели сердечно-сосудистой системы;

$Q_P[\text{min}]$ – минимальный расход насоса (л/с),
 Q_{AV} – поток через аортальный клапан (л/мин), P_{PCW} – давление заклинивания в легочных капиллярах (мм рт. ст.)

Определены режимы работы насоса – обратное течение через насос, частичная и полная разгрузка желудочка и коллапс желудочка сердца.

Предложены критерии оценки эффективности идентификации:

- точность оценки расхода насоса $\delta(Q) \geq 90\%$,
- точность определения перехода между режимами работы насоса $\delta(PS) \geq 80\%$.

Точность оценки расхода насоса вычисляется по формуле:

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

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

Точность определения перехода между режимами работы насоса вычисляется по формуле:

$$\delta(PS) = \left(1 - \frac{|\omega_t - \omega_m|}{\omega_{max} - \omega_{min}} \right) \cdot 100\%, \quad (2)$$

где ω_t – скорость при переходе между режимами работы, определенная из гемодинамической зависимости, ω_m – скорость при переходе между режимами работы, определенная с помощью производной, ω_{max} и ω_{min} – верхняя и нижняя граница скорости насоса.

Разработан метод определения режимов работы насоса, который заключается в анализе производных, найденных из математической модели идентификации, при различных скоростях насоса ¹.

Таблица 1 – Результаты расчета точности определения перехода между режимами работы насоса ($\delta(PS)$, %) на математической модели сердечно-сосудистой системы в различных физиологических условиях при μ 3,6 сП

	Сократимость	ЧСС	Среднее
$\delta(P_{BF}/P_{PA})$	89,3	88,0	88,6
$\delta(P_{PA}/P_{FA})$	98,0	98,0	98,0
$\delta(P_{FA}/P_{VC})$	84,0	81,3	82,6

¹ 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.

Экспериментальное исследование Спутник

Имплантируемые роторные насосы крови Спутник:

- Спутник 1



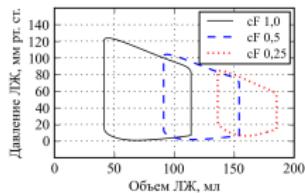
- Спутник 2



Испытательный гидродинамический стенд (Институт Гельмгольца по биомедицинской инженерии, г. Ахен, Германия)



Частота сердечных сокращений 80 уд/мин, вязкость жидкости в контуре 2,5 сП. Воспроизведены два состояния сердечно-сосудистой системы, соответствующие различным степеням сердечной недостаточности (contractilityFactor, cF): cF 0.5 и cF 0.25



Результаты экспериментального исследования:

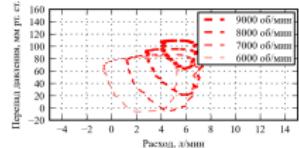
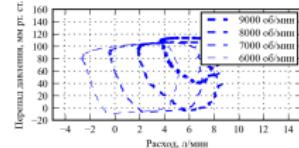


Рисунок 1 – Расходно-напорные характеристики Спутник 1

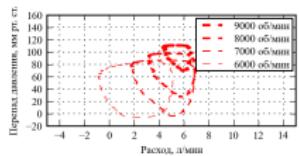
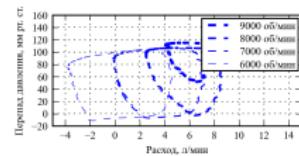


Рисунок 2 – Расходно-напорные характеристики Спутник 2

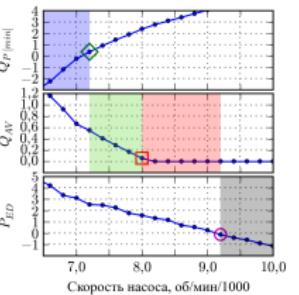
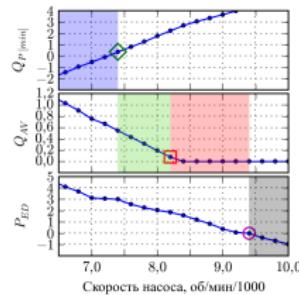


Рисунок 3 – Режимы работы насоса, определенные из экспериментальных гемодинамических зависимостей:
Спутник 1 (слева) и Спутник 2 (справа);

$Q_P[min]$ – минимальный расход насоса ($\text{л}/\text{мин}$), Q_{AV} – поток через аортальный клапан (l), P_{ED} – конечно-диастолическое давление в желудочке сердца (мм рт. ст.)

Режим коллапса желудочка сердца P_{VC} определен как отрицательное конечно-диастолические давление в желудочке сердца.

Проверка критериев оценки эффективности идентификации

Заданы следующие пороговые величины для критериев оценки эффективности идентификации:

- средняя точность оценки расхода РНК $\delta(Q) \geq 90\%$,
- точность определения перехода между режимами работы РНК $\delta(PS) \geq 80\%$.

Точность оценки расхода насоса вычисляется по формуле:

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

где Q_M – расход насоса, измеренный датчиком, Q_E – расход насоса, оцененный с помощью математической модели¹.

Исследованы два уравнения: разработанная математическая модель идентификации насоса HeartMate II и исходное уравнение для алгоритма идентификации².

Уравнение математической модели идентификации записывается в следующем виде:

$$L \frac{dQ}{dt} = aQ + b\omega^2 + cQ^2 + dQ^3 + eQ\omega^2 + fQ^2\omega + g - H. \quad (3)$$

Исходное уравнение для алгоритма идентификации записывается в следующем виде:

$$L \frac{dQ}{dt} = aQ + b\omega^2 + cH. \quad (4)$$

Коэффициенты уравнений L , a – g определены с помощью разработанной процедуры оптимизации на основе алгоритма дифференциальной эволюции.

Исследованные уравнения позволяют оценить расход насоса и определить переходы между режимами работы насоса с точностью, которая

не соответствует критериям!

Точность определения перехода между режимами работы насоса вычисляется по формуле:

$$\delta(PS) = \left(1 - \frac{|\omega_t - \omega_m|}{\omega_{max} - \omega_{min}} \right) \cdot 100\%, \quad (2)$$

где ω_t – скорость при переходе между режимами работы, определенная из гемодинамической зависимости, ω_m – скорость при переходе между режимами работы, определенная с помощью производной, ω_{max} и ω_{min} – верхняя и нижняя граница скорости насоса¹.

Таблица 1 – Точность оценки расхода насоса ($\delta(Q)$, %) и точность определения перехода между режимами работы насоса ($\delta(PS)$, %);

C1 – Спутник 1, C2 – Спутник 2

	Уравнение 1		Уравнение 2	
	C1	C2	C1	C2
			Среднее $\delta(Q)$	$\delta(PS)$
	97,6	85,4	84,6	79,5
$\delta(P_{BF}/P_{PA})$	91,7	95,8	–	91,7
$\delta(P_{PA}/P_{FA})$	95,8	91,7	–	–
$\delta(P_{FA}/P_{VC})$	79,1	70,8	–	91,7

¹ 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.

² 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.

Результаты проверки критерииов оценки эффективности идентификации

Алгоритм структурно-параметрической идентификации для Спутник:

Критерии оценки эффективности идентификации:

- точность оценки расхода насоса $\delta(Q)$,
- точность определения перехода между режимами работы $\delta(PS)$.

Задание пороговых величин для критерииов оценки эффективности идентификации и исходного уравнения y_i , где i – номер итерации

Добавление к y_i члена вида $k\omega^xHyQ^z$ где k – коэффициент $x, y \in [-2..4]$

Оптимизация коэффициентов $y_i + k\omega^xHyQ^z$ для состояния сF 0,5 с использованием процедуры на основе алгоритма дифференциальной эволюции
Проверка соответствия критериям оценки эффективности идентификации $\delta(Q)$ и $\delta(PS)$

Исключение $y_i + k\omega^xHyQ^z$
 $j = j + 1$

нет $\delta(Q) | \delta(PS)$

да

Задание $y_i + k\omega^xHyQ^z$ исходным уравнением
 $i = i + 1$
 $j = j + 1$

нет

да

Окончательное $y_i + k\omega^xHyQ^z$

Построенные математические модели насосов исследованы на математической модели сердечно-сосудистой системы:

- $\delta(P_{BF}/P_{PD})$ более 92%, $\delta(P_{PA}/P_{FA}) - 100%$
- невозможно определение P_{VC} из-за постоянства скорости насоса.

Структура исходного уравнения:

$$LdQ/dt = aQ + b\omega^2 + cH. \quad (1)$$

С использованием алгоритма структурно-параметрической идентификации построены математические модели, которые обеспечивают соответствие заданным пороговым величинам для критерииов оценки эффективности идентификации.

Математическая модель Спутник 1:

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

Математическая модель Спутник 2:

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

Таблица 1 – Точность оценки расхода насоса ($\delta(Q)$, %) 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
Среднее $\delta(Q)$	93,7	93,6	90,1	94,6
$\delta(P_{BF}/P_{PD})$	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

Соответствие критериям!

Управление имплантируемым роторным насосом крови

В результате проведенного комплексного исследования взаимодействия математических моделей идентификации и сердечно-сосудистой системы разработан способ управления роторным насосом крови.

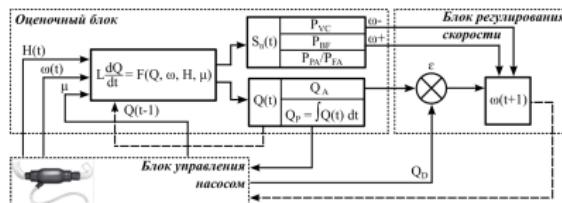


Рисунок 1 – Обобщенная структура системы управления скоростью роторного насоса крови;
H – перепад давления в насосе, ω – скорость вращения ротора насоса, μ – вязкость жидкости, Q – расход жидкости

Для оценки расхода и определения режимов работы на основе известных H , ω и μ используется разработанная модель идентификации насоса HeartMate II:

$$L \frac{dQ}{dt} = aQ + b\omega^2 + cQ^2 + dQ^3 + eQ\omega^2 + fQ^2\omega + g - H. \quad (1)$$

Разработанный способ управления с использованием скорости вращения ротора в качестве управляемой переменной^{1–3} направлен 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.

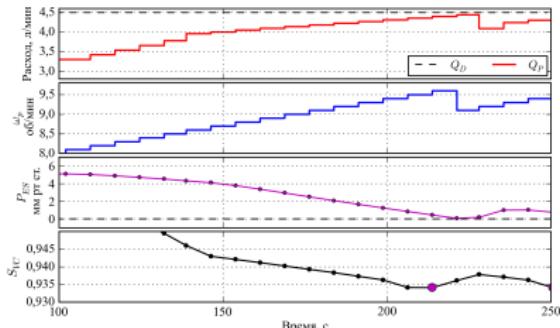


Рисунок 2 – Пример управления скоростью роторного насоса крови ω_p с целью поддержания заданного уровня расхода Q_d 4,5 л/мин и предотвращения режима коллапса желудочка сердца; Q_p – расход насоса, P_{ES} – конечно-систолическое давление в желудочке сердца, S_{VC} – индекс для определения P_{VC} на основе производной dQ/dt

¹ 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.

² 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.

³ 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.

Внедрение результатов диссертационной работы

Результаты диссертационной работы:

- использованы при реализации 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.),
 - прикладные научные исследования по теме «Разработка аппарата длительного механического замещения функции сердца» (RFMEFI57814X0057) (2014 - 2016 гг.),
 - прикладные научные исследования и экспериментальные разработки по теме «Миниатюризация имплантируемых насосов крови для их применения в педиатрической кардиохирургии» (RFMEFI58115X0014) (2015 - 2017 гг.).

Акты о внедрении результатов диссертационной работы

<p>«ОТВЕРЖДАЮ» Генеральный директор АО «ИМПРОК», к.т.н. С.М. Гарифов Казань, 2018 год</p> <p>АКТ ВНЕДРЕНИЯ результатов диссертационной работы Наименование проекта: «Структурно-функциональная классификация различных типов кровяных насосов искусственного кровообращения с учетом индивидуальных особенностей пациента и перспективы их практического применения» (05.11.01 – Системный анализ, управление и обработка информации (изоморфные системы))</p> <p>Получено подтверждение, что разработанные в диссертационной работе Петухова Д.С. методики и технологии, примененные при разработке обозначенных выше насосов, являются новаторскими и соответствуют современным требованиям. Конструкции данных насосов разработаны на основе реального цикла кровообращения, исключительно в терапевтическом применении, что является их основным преимуществом.</p> <p>Реализованная в насосах миниатюризация защищена авторским правом и имеет заявку на регистрацию в РГИДУ (заявка № 20161100066, заявл. – 29.04.2016 г., лицо – 234 до 2016 гг., фамилия – Петухов Д.С.).</p> <p>Реализованная в насосах миниатюризация является первичной, то есть может помочь гражданам, а также пациентам с хроническими заболеваниями, что делает возможным более широкое применение данных насосов.</p> <p>Получено подтверждение, что данные разработки являются новаторскими и соответствуют современным требованиям, применены при разработке и эксплуатации разработанных насосов, а также в дальнейшем при внедрении и практическом применении разработанных насосов.</p> <p>При разработке предложены обновленные и упрощенные способы извлечения ротора насоса для центрифугальной системы искусственного кровообращения.</p> <p>В настоящий момент время разработки и внедрения разработанной технологии не превышает 10 лет.</p> <p>В настоящий момент время разработки и внедрения разработанной технологии не превышает 10 лет.</p> <p>Руководитель отдела ВМН АО «ИМПРОК» <i>[Фотография]</i></p> <p>Директор института биомедицинских систем, д.б.-м.н., профессор <i>[Фотография]</i> С.Л. Соловьев</p>	<p>«ОТВЕРЖДАЮ» Проректор по научной работе МАДИ, д.х.-м.н., профессор С.А. Гарифов Казань, 2018 год</p> <p>АКТ ВНЕДРЕНИЯ результатов диссертационной работы Петухова Дениса Сергеевича</p> <p>«Структурно-функциональная классификация различных типов кровяных насосов искусственного кровообращения с учетом индивидуальных особенностей пациента и перспективы их практического применения» (05.11.01 – Системный анализ, управление и обработка информации (изоморфные системы))</p> <p>Получено подтверждение, что разработки диссертационной работы Петухова Д.С. соответствуют:</p> <p>1) при выполнении определенных приемов методики биомедицинской системы для извлечения ротора насоса из центрифугальной системы искусственного кровообращения, а также извлечения насоса из рамки ФЦП «Биосистемы к разработке по принципу извлечения ротора» в 2016 году, разработанное в диссертации «Структурно-функциональная классификация различных типов кровяных насосов искусственного кровообращения с учетом индивидуальных особенностей пациента и перспективы их практического применения» (05.11.01 – Системный анализ, управление и обработка информации (изоморфные системы))</p> <p>2) в учебной дисциплине «Биомедицинская инженерия и экспериментальная медицина» кафедры биомедицинской инженерии Национального исследовательского университета «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого» «Биотехнические системы и технологии».</p>
---	--

- 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»

Апробация диссертационной работы

Основные результаты работы были представлены на 18 всероссийских и международных 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).

Список основных публикаций

Основные результаты работы были опубликованы в 11 рецензируемых научных изданиях, входящих в перечень Высшей аттестационной комиссии при Министерстве образования и науки Российской Федерации:

1. Петухов Д. С., Тельышев 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.
2. Петухов Д. С. Моделирование и управление расходно-напорными характеристиками имплантируемого насоса крови АВК-Н «Спутник» // Медицинская техника. 2016. № 6. С. 52–55.
3. Петухов Д. С., Тельышев Д. В. Математическая модель сердечно-сосудистой системы педиатрических пациентов с врожденными пороками сердца // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 9–11.
4. Петухов Д. С., Тельышев Д. В. Алгоритмы управления роторными аппаратами вспомогательного кровообращения // Медицинская техника. 2016. № 3. С. 8–11.
5. Петухов Д. С., Тельышев 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.
6. Петухов Д. С., Тельышев Д. В. Исследование чувствительности роторного насоса крови «Спутник» к преднагрузке и постнагрузке // Медицинская техника. 2015. № 6. С. 27–30.
7. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельышев Д. В. Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения // Медицинская техника. 2015. № 5. С. 5–8.
8. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельышев Д. В. Полнотью искусственное сердце: современное состояние // Медицинская техника. 2015. № 4. С. 1–4.
9. Петухов Д. С., Тельышев Д. В. Моделирование изменений в динамике течения крови через имплантируемый осевой насос // Медицинская техника. 2014. № 6. С. 44–47.
10. Петухов Д. С., Селищев С. В., Тельышев Д. В. Развитие аппаратов вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца как наиболее эффективный способ лечения острой сердечной недостаточности // Медицинская техника. 2014. № 4. С. 37–39.
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.

Основные результаты и выводы

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