

Список литературы:

1. Moazami N., Fukamachi K., Kobayashi M. et al. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: A translation from pump mechanics to clinical practice // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2013. Vol. 32. № 1. PP. 1-11.
2. Salamonsen R.F., Mason D.G., Ayre P.J. Response of rotary blood pumps to changes in preload and afterload at a fixed speed setting are unphysiological when compared with the natural heart // Artificial Organs. 2011. Vol. 35. № 3. PP. 47-53.
3. Fukamachi K., Shiose A., Massiello A. et al. Preload sensitivity in cardiac assist devices // The Annals of Thoracic Surgery. 2013. Vol. 95. № 1. PP. 373-380.
4. Gregory S.D., Stevens M., Timms D., Percy M. Replication of the Frank-Starling response in a mock circulation loop / IEEE EMBS Conference proceedings. 2011. P. 6825.
5. Khalil H.A., Cohn W.E., Metcalfe R.W., Frazier O.H. Preload sensitivity of the Jarvik 2000 and HeartMate II left ventricular assist devices // American Society for Artificial Internal Organs Journal. 2008. Vol. 54. № 3. PP. 245-248.
6. Petukhov D.S., Telyshev D.V. Analysis of the preload and afterload sensitivity of the Sputnik rotary blood pump // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 49. № 6. PP. 362-365.
7. Camboni D., Zerditzki M., Hirt S. et al. Reduction of INCOR® driveline infection rate with silicone at the driveline exit site // Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery. 2016 (в печати).
8. Frazier O.H., Gemmato C., Myers T.J. et al. Initial clinical experience with the HeartMate® II Axial-Flow left ventricular assist device // Texas Heart Institute Journal. 2007. Vol. 34. PP. 275-281.
9. Selishchev S., Telyshev D. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3. PP. 207-210.
10. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Optimisation of the Sputnik-VAD design // The International Journal of Artificial Organs. 2016 (в печати).
11. Larose J.A., Tamez D., Ashenuga M., Reyes C. Design Concepts and Principle of Operation of the HeartWare Ventricular Assist System // American Society for Artificial Organs Journal. 2010. Vol. 56. № 4. PP. 285-289.
12. Nojiri C., Kijima T., Maekawa J. et al. Recent progress in the development of Terumo implantable left ventricular assist system // American Society for Artificial Organs Journal. 1999. Vol. 45. PP. 199-203.
13. Salamonsen R.F., Mason D.G., Ayre P.J. Response of rotary blood pumps to changes in preload and afterload at a fixed speed setting are unphysiological when compared with the natural heart // Artificial Organs. 2011. Vol. 35. № 3. PP. 47-53.
14. Fukamachi K., Shiose A., Massiello A. et al. Preload sensitivity in cardiac assist devices // The Annals of Thoracic Surgery. 2013. Vol. 95. № 1. PP. 373-380.
15. Moazami N., Fukamachi K., Kobayashi M. et al. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: A translation from pump mechanics to clinical practice // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2013. Vol. 32. № 1. PP. 1-11.

Дмитрий Викторович Тельшев,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: telyshev@bms.zone

Д.С. Петухов

Моделирование и управление расходно-напорными характеристиками имплантируемого насоса крови АВК-Н «Спутник»

Аннотация

В рассматриваемой работе проводится верификация ранее предложенного подхода к определению режимов работы роторного насоса крови. Для этого используются статические расходно-напорные характеристики аппарата вспомогательного кровообращения «Спутник», полученные на гидродинамическом стенде в статических условиях. Продемонстрирована возможность использования полученных результатов для реализации стратегии управления роторным насосом, нацеленной на поддержание требуемого уровня расхода и определение сопутствующих режимов работы.

Введение

В ранее опубликованной работе [1] был предложен подход к оценке изменений в динамике течения крови через роторный насос, который позволяет определить физиологически значимые режимы работы насоса: обратное течение крови через насос (PBF), частичная разгрузка (PPA) и полная разгрузка желудочка сердца (PFA), частичный коллапс (PVC) и полный коллапс (FVC) желудочка во время сердечного цикла [2]. Динамика течения крови через насос оценивалась с помощью теоретической модели роторного насоса [1].

Цель рассматриваемой работы заключается в экспериментальной проверке данного подхода с использованием статических расходно-напорных характеристик (РНХ) аппарата вспомогательного кровообращения (АВК) «Спутник» [3].

Методы

Предложенная ранее теоретическая модель роторного насоса крови (РНК) основывается на опубликованных в литературе статических расходно-напорных характеристиках аппарата вспомогательного кровообращения «HeartMate II» и записывается в следующем виде [1]:

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

где L – параметр, характеризующий влияние инерционности крови в данном насосе и равный $0,2 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин}^2 \cdot \text{л}^{-1}$; Q – расход насоса, л/мин; ω – скорость насоса, мин^{-1} ; H – перепад давлений на насосе, мм рт. ст. Коэффициенты уравнения $a - g$

подобраны с помощью процедуры оптимизации на основе алгоритма Левенберга-Марквардта.

В рассматриваемой работе для разработки математической модели РНК используются результаты испытаний первого отечественного аппарата вспомогательного кровообращения «Спутник», полученные на гидродинамическом стенде [4] в статических условиях.

Для этого случая уравнение (1) приобретает следующий вид:

$$L \frac{dQ}{dt} = aQ + bH + c\omega^2 + d\omega Q + eQ^2 + fQ^3. \quad (2)$$

Члены уравнения Q^2 и Q^3 позволяют воспроизвести S-образный изгиб статической РНХ, характерной для всех роторных насосов с осевым направлением течения [5]. Члены вида $Q^2\omega$ и $Q\omega^2$, позволяющие воспроизвести влияние вязкости крови на наклон статической РНХ, были исключены, поскольку вязкость жидкости в контуре оставалась фиксированной и равной 2,5 мПа·с. Поправочный коэффициент g также был исключен. Член $Q\omega$ добавлен с целью увеличения точности уравнения, что позволяет повысить коэффициент детерминации R^2 с 0,990 до 0,998.

Модельные РНХ представлены на рис. 1. Черными кругами отмечены точки, по которым производилась оптимизация, черные маркеры соответствуют модельным значениям в точках оптимизации. Список коэффициентов приведен в табл. 1.

Все результаты получены на модели сердечно-сосудистой системы, которая построена на основе моделей с сосредоточенными параметрами, в состоянии сердечной недостаточности, аналогичной описанной в [1]. Роторный насос подключал-

ся к левому желудочку сердца и аорте, функционируя при частоте сердечных сокращений 80 уд/мин.

Таблица 1

**Значения коэффициентов
для модели роторного насоса крови**

$a = -0,307493525$ мм рт. ст. / мин
$b = -0,090704825$ л / мин ²
$c = 1,6229486^7$ мм рт. ст. · л
$d = -6,104240^5$ мм рт. ст.
$e = 0,01307287$ мм рт. ст. / л
$f = -0,001431556$ мм рт. ст. · мин / л ²

Результаты

Общий вид динамических расходно-напорных характеристик, полученных на модели сердечно-сосудистой системы, и соответствующие циклические зависимости давления от объема левого желудочка представлены на рис. 2. Форма полученных характеристик согласуется с петлеобразной формой ранее опубликованных динамических РНХ [5]-[8].

Из уравнения (2) были получены производные для оценки динамики течения крови через насос: dQ/dt , d^2Q/dt^2 и d^3Q/dt^3 . Установлено, что каждая производная характеризуется определенной динамикой за время одного сердечного цикла; при этом изменение скорости РНХ приводит к изменениям в дина-

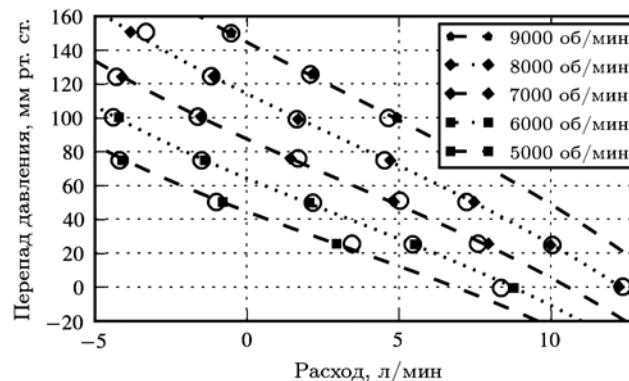


Рис. 1. Статические расходно-напорные характеристики, описываемые уравнением (2)

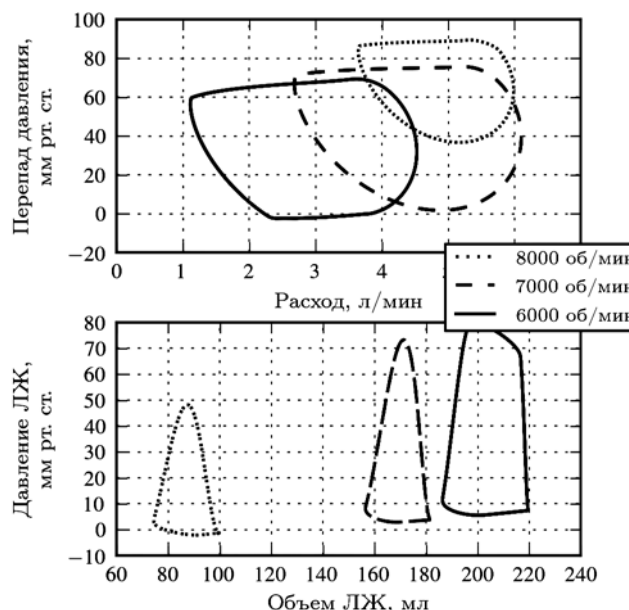


Рис. 2. Динамические расходно-напорные характеристики роторного насоса, полученные на модели сердечно-сосудистой системы, и соответствующие циклические зависимости давления от объема левого желудочка сердца (ЛЖ)

мике производной, которые коррелируют с режимами работы насоса.

Для наглядного описания подобных изменений были введены индексы производных, которые приведены в табл. 2. Обозначения $\max$ и $\min$ соответствуют максимальному и минимальному значениям производной за время сердечного цикла. Так, индекс S_{AV} на основе d^2Q/dt^2 используется для определения режимов частичной и полной разгрузки желудочка.

Как видно из рис. 3, увеличение скорости насоса приводит к определенной динамике каждого индекса. Изменение в динамике индекса, соответствующее локальному максимуму или минимуму индекса в определенном диапазоне скоростей, рассматривается как переход из одного режима работы в другой. Пустыми маркерами отмечены переходы между режимами работы, которые были определены из гемодинамических зависимостей: для *PPA* и *PFA* – это поток через аортальный клапан (АК), для *PVC* – уменьшение конечно-систолического объема левого желудочка до значения, соответствующего нулевому давлению в желудочке (120 мл), для *FVC* – отрицательное давление заклинивания в легочных капиллярах.

Так, частичной разгрузке желудочка соответствует увеличение S_{AV} вплоть до квадратного маркера. Аналогичным образом увеличение индекса S_{PVC} соответствует режиму *PVC*, локальный максимум индекса на диаграмме S_{FVC} считается связанным с переходом в режим *FVC*.

Возможность оценки расхода и определения режимов работы РНК позволяет реализовать стратегию управления, нацеленную на поддержание определенного уровня расхода либо режима работы насоса. Пример управления скоростью насоса, нацеленный на достижение уровня расхода в 3,6 л/мин при изменении частоты сердечных сокращений, представлен на рис. 4. Временной интервал между точками равен 10 сердечным циклам независимо от частоты сердечных сокращений. Временная диаграмма индекса S_{AV} используется для определения режимов *PPA* и *PFA*. Если оценочный расход Q_p отличается от требуемого уровня расхода, то скорость РНК увеличивается или уменьшается с шагом в 100 об/мин до тех пор, пока не будет установлено соответствие.

Как видно из рис. 4, каждое уменьшение скорости сопровождается изменением индекса S_{AV} и отмечено маркером определенной формы. Так, уменьшение скорости с одновременным увеличением этого индекса соответствует режиму *PFA* (отмечено квадратными маркерами) с нулевым потоком через аортальный клапан, последующее уменьшение скорости с уменьшением S_{AV} соответствует режиму частичной разгрузки желудочка (отмечено ромбовидными маркерами) и ненулевому потоку через АК.

Заключение

В рассматриваемой работе была проведена верификация ранее предложенного подхода к оценке изменений в динамике

Таблица 2

Список производных и индексов для определения режимов работы насоса

Производная	Индекс
$d^2Q/dt^2 = (a + d\omega + 2eQ + 3fQ^2) / L$	$S_{AV} = \min d^2Q/dt^2 (\max d^2Q/dt^2 - \min d^2Q/dt^2)$
$d^3Q/dt^3 = (2e + 6fQ) / L$	$S_{PVC} = \min d^3Q/dt^3$
$dQ/dt = (aQ + bH + c\omega^2 + dQ\omega + eQ^2 + fQ^3) / L$	$S_{FVC} = \min dQ/dt (\max dQ/dt - \min dQ/dt)$

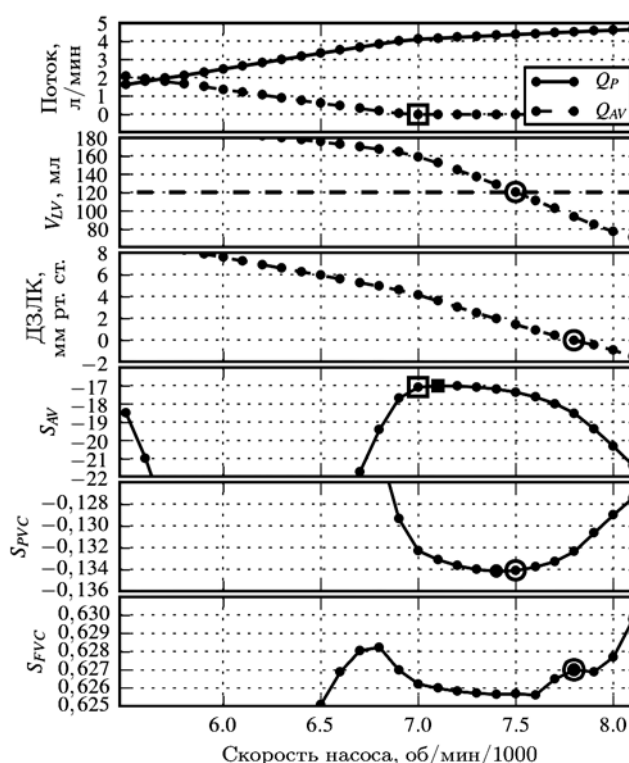


Рис. 3. Изменение потока через насос (Q_p , л/мин), потока через аортальный клапан (Q_{AV} , л/мин), конечно-систолического объема левого желудочка сердца (V_{LV} , мл), давления заклинивания в легочных капиллярах (ДЗЛК, мм рт. ст.) и индексов S_{AV} , S_{PVC} , S_{FVC} при увеличении скорости насоса от 5500 до 8200 об/мин

течения крови через роторный насос с целью определения режимов его работы. За основу были взяты статические расходно-напорные характеристики АВК «Спутник», полученные на гидродинамическом стенде.

Продemonстрировано, что разработанная модель насоса характеризуется нелинейной формой динамических РНХ и позволяет определить следующие основные режимы работы роторного насоса: частичная разгрузка и полная разгрузка желудочка сердца, частичный коллапс и полный коллапс желудочка во время сердечного цикла.

Данную возможность предлагается использовать при реализации различных стратегий управления роторным насосом. Приводится пример управления работой насоса, нацеленный на поддержание определенного уровня расхода и определение режимов частичной и полной разгрузки желудочка сердца.

Автор выражает свою признательность сотрудникам кафедры медицинских информационных технологий в Институте Гельмгольца по биомедицинской инженерии (г. Ахен, Германия) [the Chair for Medical Information Technology (MedIT), Helmholtz-Institute for Biomedical Engineering (RWTH Aachen University)] за помощь в получении экспериментальных данных.

Работа выполнена при частичной поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение № 14.579.21.0102, RFMEFI57915X0102).

Список литературы:

1. Петухов Д., Тельшев Д. Моделирование изменений в динамике течения крови через имплантируемый осевой насос // Медицинская техника. 2014. № 6. С. 44-47.
2. 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. № 9. PP. 671-679.

3. Selishchev S., Telyshev D. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3. PP. 207-210.
4. Misgeld B.J., Ruschen D., Schwandtner S. et al. Robust decentralised control of a hydrodynamic human circulatory system simulator // Biomedical Signal Processing and Control. 2015. Vol. 20. PP. 35-44.
5. 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. № 4. PP. 420-426.
6. Yokoyama Y., Kawaguchi O., Kitao T. et al. Prediction of the External Work of the Native Heart From the Dynamic H-Q Curves of the Rotary Blood Pumps During Left Heart Bypass // Artificial Organs. 2010. Vol. 34. PP. 766-777.
7. Noor M.R., Ho C.H., Parker K.H. et al. Investigation of the Characteristics of HeartWare HVAD and Thoratec HeartMate II Under Steady and Pulsatile Flow Conditions // Artificial Organs. 2015. Vol. 40. № 6. PP. 549-560.
8. Stanfield J.R., Selzman C.H. In Vitro Pulsatility Analysis of Axial-Flow and Centrifugal-Flow Left Ventricular Assist Devices // Journal of Biomechanical Engineering. 2013. Vol. 135. № 3. PP. 1-6.

Дмитрий Сергеевич Петухов,
стажер-исследователь,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: petuhov@bms.zone

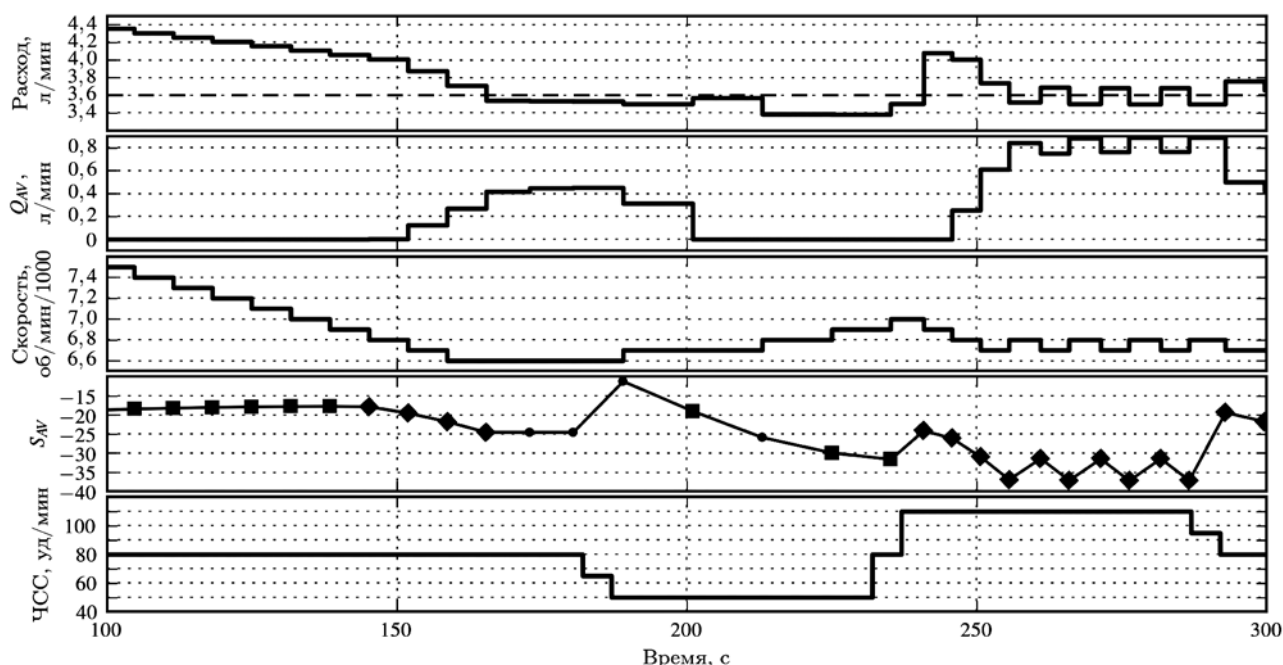


Рис. 4. Пример управления скоростью насоса с целью регулировки расхода насоса относительно требуемого уровня (3,6 л/мин) с определением режимов частичной разгрузки (■) и полной разгрузки желудочка сердца (♦) при изменении частоты сердечных сокращений (ЧСС)