

МЕТОД УПРАВЛЕНИЯ РОТОРНЫМ НАСОСОМ КРОВИ ДЛЯ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА

DOI: 10.17691/stm2016.8.1.04

УДК 616.124:621.396

Поступила 5.05.2015 г.

**Д.С. Петухов**, аспирант кафедры биомедицинских систем;**Д.В. Тельшев**, к.т.н., доцент, старший научный сотрудник кафедры биомедицинских систем;**С.В. Селищев**, д.ф.-м.н., профессор, зав. кафедрой биомедицинских системНациональный исследовательский университет «Московский институт электронной техники»,
Зеленоград, Москва, 124498, пл. Шокина, 1

Цель исследования — разработка метода управления роторным насосом крови (РНК), позволяющего решать следующие задачи: оценка расхода РНК, достижение требуемого уровня расхода путем непрерывной регулировки скорости насоса и предотвращение негативного влияния на работу сердечно-сосудистой системы.

Результаты. Структурная схема управления РНК состоит из нескольких блоков: блока, необходимого для вычисления расхода насоса в данный момент времени; блока, служащего для оценки приближенного и фактического расхода насоса и определения режимов его работы; а также блока регулировки скорости, формирующего новое значение скорости в зависимости от требуемой величины расхода и текущего режима работы. Основная часть схемы — блок РНК, представленный математической моделью РНК.

Приведены временные диаграммы изменения расхода и скорости насоса и индексов для идентификации режимов работы РНК. Для оценки точности метода определения режимов работы насоса использованы гемодинамические зависимости (величина потока через аортальный клапан и минимальный объем левого желудочка во время сердечного цикла). Продемонстрирована возможность регулировки расхода насоса при различных физиологических условиях: при изменении частоты сердечных сокращений и сократимости левого желудочка сердца. Управление режимами работы насоса позволяет избежать негативных состояний в сердечно-сосудистой системе и определить физиологические изменения в ее работе, такие как закрытое состояние аортального клапана.

Заключение. Предложенный метод управления РНК позволяет достичь желаемого уровня расхода насоса в различных физиологических условиях. Данный метод предполагается использовать при разработке системы управления аппаратом вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца.

Ключевые слова: аппарат вспомогательного кровообращения; роторный насос крови; адаптивное управление роторным насосом крови.

Как цитировать: 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; 8(1): 28–33, <http://dx.doi.org/10.17691/stm2016.8.1.04>.

English

Control Method of a Rotary Blood Pump for a Left Ventricular Assist Device

D.S. Petukhov, PhD Student, Department of Biomedical Systems;**D.V. Telyshev**, PhD, Senior Researcher, Department of Biomedical Systems;**S.V. Selishchev**, DSc, Professor, Head of the Department of Biomedical SystemsNational Research University of Electronic Technology — MIET, 1 Shokin Square, Zelenograd, Moscow,
124498, Russian Federation

The aim of the investigation is to develop a control method of a rotary blood pump (RBP) to solve the following problems: estimation of the pump flow rate, achievement and maintaining of the desired flow level through the continuous adjustment of pump speed and prevention of adverse effects on the cardiovascular system.

Results. Functional chart of RBP control consists of several units: a unit for evaluation of instantaneous pump flow rate, unit for estimation of approximate and actual pump flow rate and identification of pumping states, and unit for speed adjustment forming a new speed value of the desired flow rate and current pumping state. The core of the functional chart is RBP unit presented by a mathematical model of RBP.

Для контактов: Петухов Дмитрий Сергеевич, e-mail: dmitry.spetukhov@gmail.com

Waveforms of pump flow and speed changes and indices for RBP state identification are given in the work. Hemodynamic curves (the flow rate through aortic valve and minimum volume of the left ventricle during a cardiac cycle) are used to evaluate accuracy of pumping states identification. The possibility to adjust pump flow in various physiological conditions (variation of the heart rate and left ventricular contractility) is demonstrated. Control of the pumping states allows to avoid adverse conditions in the cardiovascular system, and to estimate physiological changes in its work such as aortic valve closure.

Conclusion. The proposed control method of a RBP allows to achieve and maintain the desired pump flow rate under various physiological conditions. This method is supposed to be used in the development of control system for the left ventricular assist devices.

Key words: ventricular assist device; rotary blood pump; adaptive rotary blood pump control.

Одно из основных требований к системе вспомогательного кровообращения — обеспечение необходимого сердечного выброса. Как правило, данное требование реализуется с помощью алгоритмов или методов управления имплантируемой частью системы вспомогательного кровообращения — роторным насосом крови (РНК).

В работе [1] предлагается метод управления, использующий перепад давления в насосе для вычисления пульсационного индекса. В зависимости от целей управления задается определенное значение градиента пульсационного индекса, которое позволяет обеспечить либо максимально возможный поток, либо средний поток с контролируемым открытием аортального клапана (АК), не оказывая негативного влияния на сердечно-сосудистую систему. Y. Wang с соавт. [2] разработали алгоритм управления, позволяющий предотвратить коллапс желудочка за счет поддержания дифференциальной скорости насоса выше заданного пользователем значения и обеспечить достаточный кровоток путем поддержания фиксированной разницы давлений между левым желудочком (ЛЖ) и аортой. В работе [3] предлагается метод установления равновесия между сердечным выбросом правого желудочка и объединенным расходом ЛЖ и насоса. Для регулировки расхода РНК используется величина пульсаций потока через насос в качестве параметра обратной связи.

Цель исследования — разработка метода управления роторным насосом крови, позволяющего решать следующие задачи: оценка расхода РНК, достижение требуемого уровня расхода путем непрерывной регулировки скорости насоса и предотвращение негативного влияния на работу сердечно-сосудистой системы.

Методы. Оценка расхода насоса осуществляется с помощью математической модели РНК, учитывающей инерционные и вязкостные свойства крови. Негативное влияние на работу сердечно-сосудистой системы предотвращается за счет управления режимами работы РНК (обратное течение крови через насос P_{BF} , частичная разгрузка желудочка с периодически открывающимся аортальным клапаном P_{PA} , полная разгрузка желудочка с закрытым аортальным клапаном P_{FA} , частичный и полный коллапс желудочка во время сердечного цикла P_{PVC} и P_{FVC}).

Схема предложенного метода управления представлена на рис. 1. Основная часть схемы — блок РНК. Главным компонентом указанного блока является математическая модель РНК, описываемая следующим уравнением:

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

где L — параметр, характеризующий инерционность крови в данном насосе, который равняется 0,2 мм рт. ст.·мин²·л⁻¹; Q — расход насоса (л/мин); ω — скорость насоса (мин⁻¹); H — перепад давления в насосе (мм рт. ст.); $a-g$ — коэффициенты, полученные с помощью процедуры оптимизации на основе метода Левенберга–Марквардта (их значения приводятся в табл. 1), при этом каждый коэффициент связан с вязкостью крови μ (сП) посредством линейной функции следующего вида: $y(\mu) = k \cdot \mu + x$.

Таким образом, расход насоса в данный момент времени $Q(t)$ рассчитывается на основе значений скорости ω , перепада давления H и вязкости крови μ , величина которой задается на внешней консоли управления.

Оценочный блок схемы предназначен для сохранения рассчитанного значения $Q(t)$, оценки приближенного и фактического расходов и определения режима работы РНК. Приближенный расход Q_A рассчитывается как объем крови, перекачиваемый насосом за время, равное девяти сердечным циклам (6,75 с при частоте сердечных сокращений (ЧСС) 80 в минуту); полученное значение переводится в литры в минуту. Количество сердечных циклов, необходимое для оценки приближенного расхода, может быть любым; в данном случае оно было выбрано равным девяти для того, чтобы

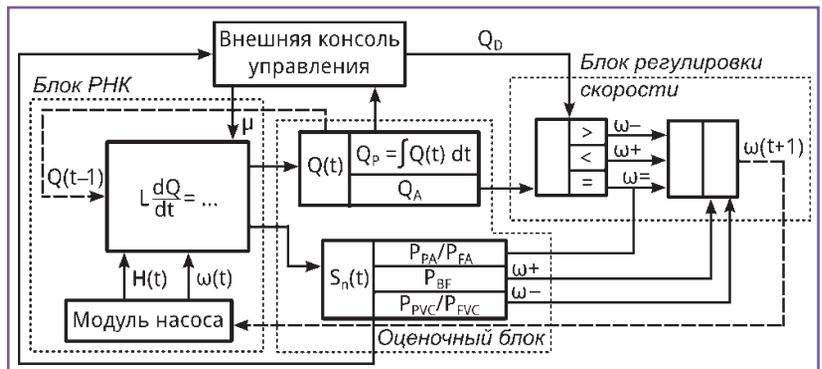


Рис. 1. Структурная схема управления роторным насосом крови

Таблица 1
Коэффициенты модели РНК

$a=a_1+a_2 \cdot \mu$ $a_1=-6,2332 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{л}^{-1}$ $a_2=-0,0254 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{л}^{-1} \cdot \text{сП}^{-1}$
$b=b_1+b_2 \cdot \mu$ $b_1=0,5339 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{л}^{-2}$ $b_2=-0,0239 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{л}^{-2} \cdot \text{сП}^{-1}$
$c=c_1+c_2 \cdot \mu$ $c_1=-0,1594 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{л}^{-3}$ $c_2=-0,0147 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{л}^{-3} \cdot \text{сП}^{-1}$
$d=d_1+d_2 \cdot \mu$ $d_1=1,0778 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин}^2$ $d_2=0,0495 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин}^2 \cdot \text{сП}^{-1}$
$e=e_1+e_2 \cdot \mu$ $e_1=-0,0788 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин}^2 \cdot \text{л}^{-1}$ $e_2=-0,0133 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин}^2 \cdot \text{л}^{-1} \cdot \text{сП}^{-1}$
$f=f_1+f_2 \cdot \mu$ $f_1=0,1568 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин} \cdot \text{л}^{-2}$ $f_2=0,0263 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{мин} \cdot \text{л}^{-2} \cdot \text{сП}^{-1}$
$g=g_1+g_2 \cdot \mu$ $g_1=-0,6583 \text{ мм рт. ст.}$ $g_2=-0,6671 \text{ мм рт. ст.} \cdot \text{сП}^{-1}$

Таблица 2
Индексы для определения режимов работы РНК

S_{BF}	$-2 \cdot \min \frac{d^2 Q}{dt^2} \cdot \frac{dQ}{d\mu} / \left(\max \frac{d^2 Q}{dt^2} \cdot \frac{dQ}{d\mu} - \min \frac{d^2 Q}{dt^2} \cdot \frac{dQ}{d\mu} \right)$
S_{AV}	$-2 \cdot \min \frac{dQ}{dt} \cdot \frac{dQ}{d\mu} / \left(\max \frac{dQ}{dt} \cdot \frac{dQ}{d\mu} - \min \frac{dQ}{dt} \cdot \frac{dQ}{d\mu} \right)$
S_{PVC}	$\max \frac{dQ}{dt} \cdot \frac{dQ}{d\omega}$
S_{FVC}	$-2 \cdot \min \frac{dQ}{dt} / \left(\max \frac{dQ}{dt} - \min \frac{dQ}{dt} \right)$

примерно оценить минутный расход насоса и быстро скорректировать его при изменении физиологических условий. Фактический расход Q_P — объем крови, перекачиваемый насосом за одну минуту.

Определение режимов работы насоса достигается за счет анализа изменений в динамике производных, полученных из математической модели насоса. Для упрощенного описания данных изменений были введены индексы: так, S_{BF} используется для определения обратного тока крови через насос, S_{AV} — для определения режимов частичной и полной разгрузки ЛЖ, а S_{PVC} и S_{FVC} — режимов частичного и полного коллапса желудочка во время сердечного цикла. Список используемых индексов и их значений приведен в табл. 2. Математическая модель РНК и метод определения режимов работы насоса подробно описаны в работе [4].

Новое значение скорости $\omega(t+1)$ формируется в блоке регулировки скорости. Оно зависит от разности меж-

ду приближенным и требуемым расходом Q_D , а также от режима работы насоса. При несовпадении Q_A и Q_D скорость насоса будет изменяться с шагом 100 об./мин до тех пор, пока не будет установлено их соответствие. При выявлении нежелательного режима работы насоса (P_{BF} или P_{FVC}), оказывающего негативное влияние на сердечно-сосудистую систему, скорость принудительно увеличивается или уменьшается независимо от расхода насоса в данный момент времени.

Разработка метода управления РНК проводилась на математической модели сердечно-сосудистой системы, в которой РНК подключен по схеме ЛЖ–аорта [4]. Все результаты получены при величине вязкости крови $\mu=3,6 \text{ сП}$.

Результаты и обсуждение. Представлена временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000) и индексов для определения режимов работы РНК при требуемом уровне расхода $Q_D=4,5 \text{ л/мин}$ (рис. 2). После оценки приближенного расхода Q_A производится его сравнение с Q_D и, при необходимости, изменение скорости РНК; в данном случае скорость каждый раз увеличивается на 100 об./мин.

На диаграмме видно, что при увеличении скорости РНК каждый индекс характеризуется определенной динамикой. Так, уменьшению индекса S_{BF} и увеличению S_{AV} соответствует режим частичной разгрузки желудочка P_{PA} , уменьшению индексов S_{PVC} и S_{FVC} — режим частичного коллапса желудочка во время сердечного цикла. Переходы из одного режима работы в другой, характеризующиеся изменением в динамике индексов, показаны цветными маркерами: синий ромбовидный маркер на диаграмме $S_{BF}(t)$ отмечает момент перехо-

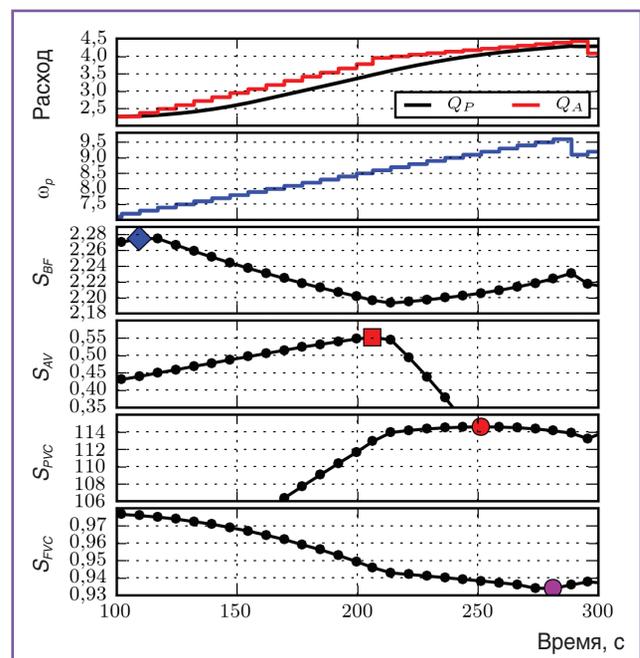


Рис. 2. Временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000) и индексов S_{BF} , S_{AV} , S_{PVC} и S_{FVC} для $Q_D=4,5 \text{ л/мин}$

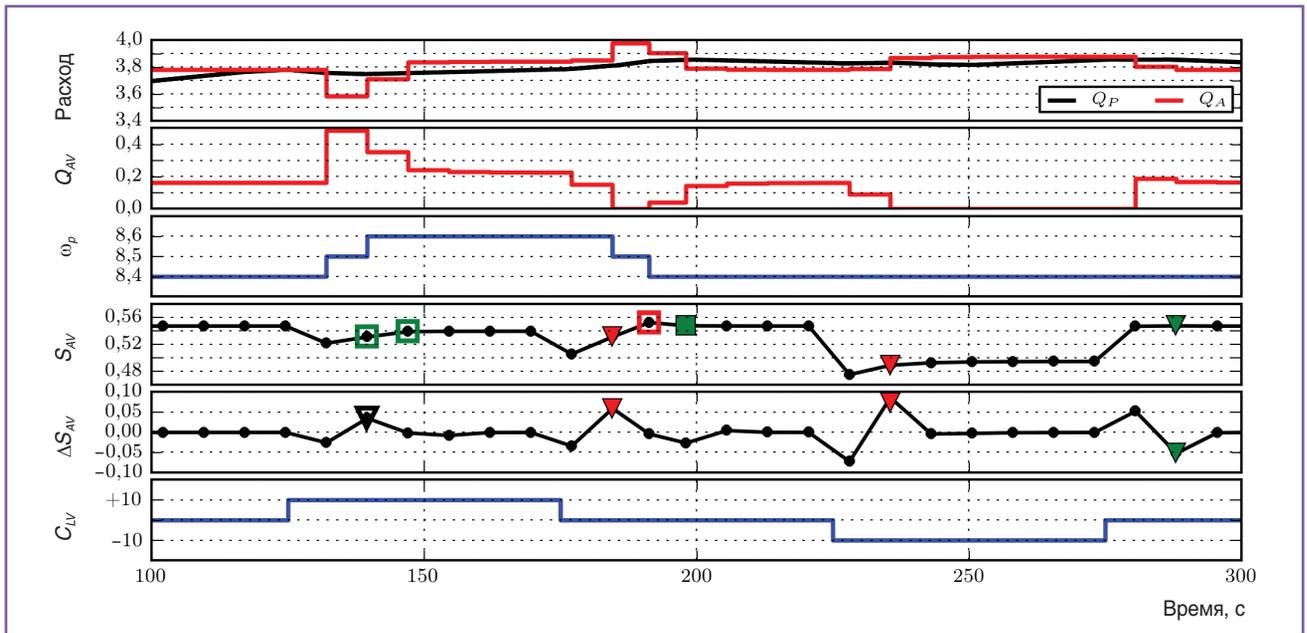


Рис. 3. Временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000), потока через аортальный клапан Q_{AV} (л/мин) и индексов S_{AV} и ΔS_{AV} для $Q_D=3,8$ л/мин при изменении сократимости левого желудочка сердца C_{LV} (%)

да из режима P_{BF} в режим частичной разгрузки ЛЖ. Красный квадратный маркер на диаграмме $S_{AV}(t)$ отмечает момент закрытия АК, который соответствует переходу из режима частичной в режим полной разгрузки желудочка P_{FA} .

Красный круглый маркер на диаграмме $S_{PVC}(t)$ соответствует переходу в режим P_{PVC} , обозначая частичный коллапс желудочка во время систолической фазы. Фиолетовый круглый маркер на диаграмме $S_{FVC}(t)$ соответствует переходу в режим P_{FVC} , при этом скорость насоса снижается на 500 об./мин. Поскольку требуемый уровень расхода не был достигнут, то скорость насоса продолжает увеличиваться.

На рис. 3 представлена временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000), потока через аортальный клапан Q_{AV} (л/мин), индекса S_{AV} для выбранного значения $Q_D=3,8$ л/мин при изменении сократимости ЛЖ C_{LV} (%). В данном случае уменьшение C_{LV} на 10% не изменяет скорости насоса, что не позволяет определить закрытие АК и переход в режим P_{FA} . Для отслеживания влияния подобных физиологических изменений введен дифференциальный индекс ΔS_{AV} , который описывается следующим уравнением:

$$\Delta S_{AV} = (S_{AV}[i] - S_{AV}[i-1]) - (S_{AV}[i-1] - S_{AV}[i-2]),$$

где i — промежуток времени, в течение которого производится оценка текущего приближенного расхода Q_A ; $i-1$ — оценка предыдущего значения Q_A .

Видно, что увеличение сократимости на 10% приводит к возрастанию скорости насоса из-за увеличения потока через АК, что показано на зависимости $Q_{AV}(t)$. Увеличение индекса S_{AV} при последовательном увеличе-

нии скорости на 200 об./мин соответствует работе насоса в режиме P_{PA} и открытому состоянию АК, что отмечено пустыми зелеными квадратными маркерами. В этом случае изменение ΔS_{AV} не учитывается — оно обозначено пустым черным треугольным маркером на $\Delta S_{AV}(t)$.

Следующее характерное изменение ΔS_{AV} связано с уменьшением сократимости ЛЖ до исходного уровня. Такое изменение одновременно с уменьшением индекса S_{AV} соответствует закрытому состоянию АК и переходу в режим P_{FA} и отмечено красным треугольным маркером. Следующее за этим уменьшение скорости на 100 об./мин также соответствует режиму полной разгрузки желудочка из-за увеличения индекса S_{AV} при уменьшении скорости насоса. Однако последующее уменьшение скорости на 100 об./мин и уменьшение индекса S_{AV} обозначают изменение в динамике индекса и соответствуют переходу из режима P_{FA} в режим частичной разгрузки ЛЖ (отмечено зеленым квадратным маркером).

Уменьшение C_{LV} на 10% не приводит к изменению скорости, поэтому для отслеживания влияния данного физиологического изменения на режим работы насоса используется индекс ΔS_{AV} . В этом случае характерное изменение ΔS_{AV} от отрицательного до положительного значения при уменьшении S_{AV} соответствует закрытому состоянию АК и переходу в режим P_{FA} и отмечено красным треугольным маркером.

Увеличение сократимости до исходного значения приводит к возрастанию S_{AV} и характерному изменению ΔS_{AV} , что соответствует переходу в режим частичной разгрузки ЛЖ и отмечено зеленым треугольным маркером на зависимости $S_{AV}(t)$.

Временная диаграмма изменения расходов Q_P и

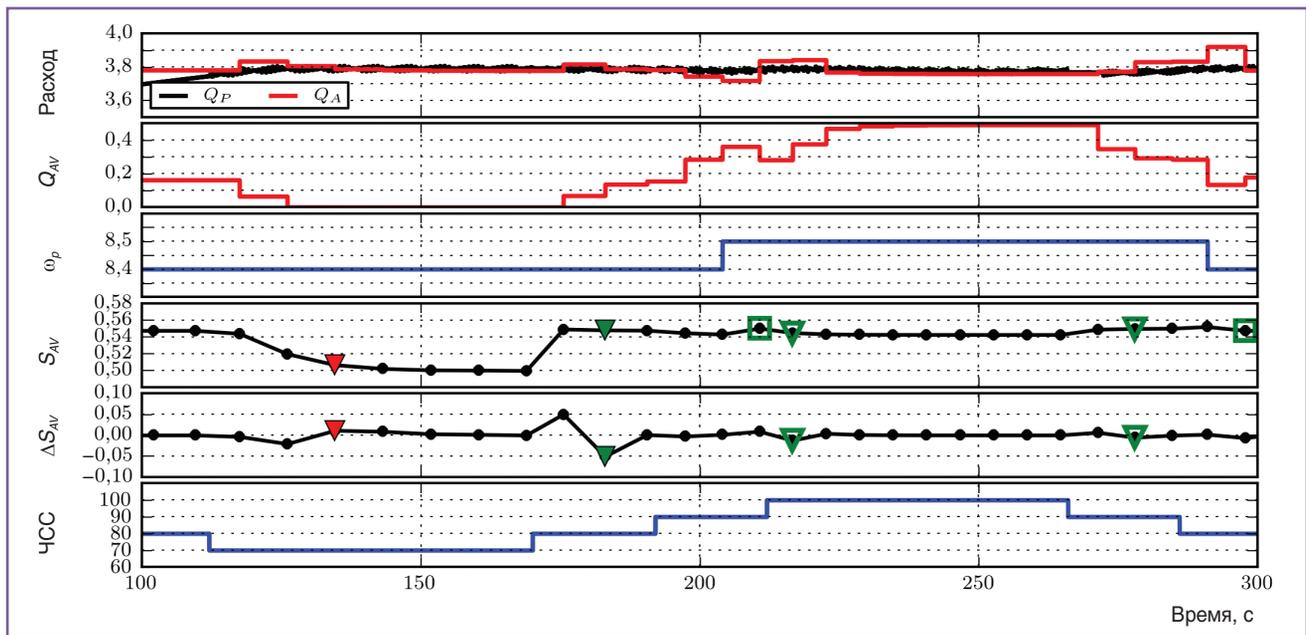


Рис. 4. Временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000), потока через аортальный клапан Q_{AV} (л/мин) и индексов S_{AV} и ΔS_{AV} для $Q_D=3,8$ л/мин при изменении частоты сердечных сокращений (уд./мин)

Q_A , (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000), потока через аортальный клапан Q_{AV} (л/мин) и индексов S_{AV} и ΔS_{AV} для $Q_D=3,8$ л/мин при изменении ЧСС демонстрирует, что уменьшение ЧСС до 70 в минуту не изменяет скорости насоса (рис. 4). В данном случае для определения влияния физиологических изменений на режим работы насоса также используется индекс ΔS_{AV} — его характерное изменение при уменьшении S_{AV} позволяет определить закрытое состояние АК (отмечено красным треугольным маркером).

Возрастание S_{AV} при характерном изменении ΔS_{AV} , которое противоположно предыдущему, соответствует переходу в режим P_{PA} и открытому состоянию АК (отмечено зеленым треугольным маркером). При дальнейшем изменении ЧСС скорость насоса сначала увеличивается, а затем уменьшается на 100 об./мин. В первом случае увеличение скорости сопровождается увеличением индекса S_{AV} , во втором — уменьшение скорости приводит к уменьшению индекса. Оба эти изменения соответствуют работе насоса в режиме P_{PA} и поэтому отмечены пустыми квадратными зелеными маркерами. Характерные изменения индекса ΔS_{AV} в диапазоне от 0,01 до -0,01 на данном временном промежутке также соответствуют режиму P_{PA} и отмечены пустыми зелеными треугольными маркерами.

Временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000), минимального объема ЛЖ во время сердечного цикла $V_{LV[min]}$ (мл) и индексов S_{FVC} и ΔS_{FVC} для $Q_D=4,4$ л/мин при изменении ЧСС показывает, что уменьшение ЧСС до 70 в минуту приводит к возрастанию индекса S_{FVC} (рис. 5). Несмотря на то, что увеличение S_{FVC} при повышении

скорости насоса соответствует переходу в режим P_{FVC} , данное изменение не связано с переходом к P_{FVC} из-за характерного изменения ΔS_{FVC} . Подобная ситуация отмечена пустыми фиолетовыми маркерами на всем временном диапазоне (круглыми — на $S_{FVC}(t)$, треугольными — на $\Delta S_{FVC}(t)$).

Возрастание S_{FVC} при увеличении скорости в иных случаях соответствовало переходу в режим полного коллапса желудочка P_{FVC} , т.е. уменьшению объема ниже исходного значения (120 мл), соответствующего нулевому давлению в желудочке — в этой ситуации давление в камере желудочка во время систолической фазы постоянно отрицательно. Момент перехода к данному режиму работы отмечен круглыми фиолетовыми маркерами на зависимости $S_{FVC}(t)$, при этом скорость насоса уменьшается на 500 об./мин.

Также следует отметить, что увеличение ЧСС до 100 в минуту позволяет достичь требуемого уровня расхода при отсутствии коллапса ЛЖ, что видно на зависимости $V_{LV[min]}(t)$.

Таким образом, предложенный метод управления РНК позволяет достичь требуемого уровня расхода в различных физиологических условиях путем непрерывной регулировки его скорости. Оценка производительности РНК осуществляется с помощью математической модели насоса, использующей значения вязкости крови, перепада давления в насосе и его скорости. Управление режимами работы РНК позволяет избежать нежелательных состояний в сердечно-сосудистой системе, связанных с обратным течением крови через насос или полным коллапсом ЛЖ сердца. Долговременная эксплуатация РНК в режиме полной разгрузки желудочка (P_{FA}) приводит к срастанию кла-

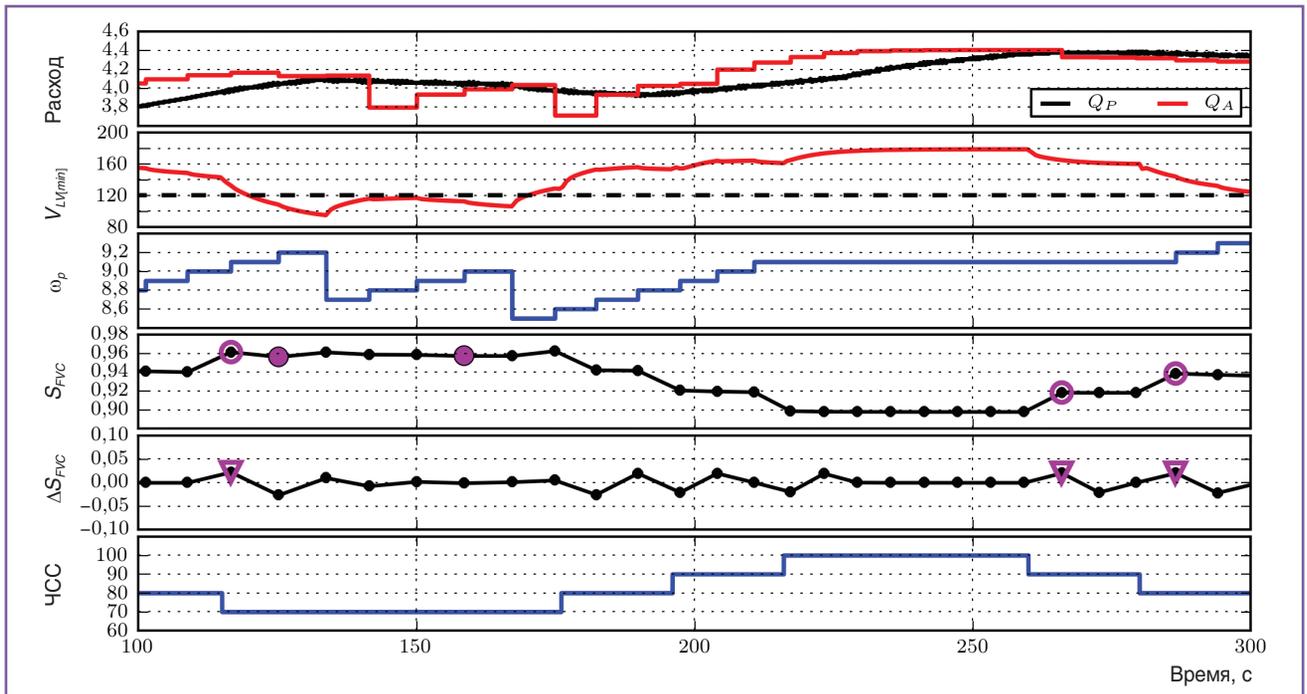


Рис. 5. Временная диаграмма изменения расходов Q_P и Q_A (л/мин), скорости насоса ω_p (об./мин/1000), минимального объема левого желудочка $V_{LV[ml]}$ (мл) и индексов S_{FVC} и ΔS_{FVC} для $Q_D=4,4$ л/мин при изменении частоты сердечных сокращений (уд./мин)

панных лепестков и образованию тромба, поэтому определение состояния АК также необходимо [5].

Предложенный метод управления протестирован при изменении сократимости ЛЖ сердца и ЧСС. Результаты демонстрируют возможность достижения требуемого уровня расхода РНК и управления неблагоприятными состояниями в сердечно-сосудистой системе в различных физиологических условиях. Установлено, что определение режимов работы РНК возможно во всех рассмотренных состояниях, в том числе при постоянной скорости насоса.

Заключение. Представленный метод управления роторным насосом крови позволяет обеспечить требуемый уровень расхода и предотвратить его негативное влияние на работу сердечно-сосудистой системы в различных физиологических условиях. Данный метод предполагается использовать при разработке системы управления аппаратом вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца.

Финансирование исследования. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект №14-39-00044).

Конфликт интересов. У авторов нет конфликта интересов.

Литература/References

1. Arndt A., Nüsser P., Graichen K., Müller J., Lampe B. Physiological control of a rotary blood pump with selectable therapeutic options: control of pulsatility gradient. *Artif Organs* 2008; 32(10): 761–771, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1525-1594.2008.00628.x>.
2. Wang Y., Koenig S.C., Slaughter M.S., Giridharan G.A. Rotary blood pump control strategy for preventing left ventricular suction. *ASAIO J* 2015; 61(1): 21–30, <http://dx.doi.org/10.1097/MAT.0000000000000152>.
3. Bakouri M.A., Salamonsen R.F., Savkin A.V., AlOmari A.H., Lim E., Lovell N.H. A sliding mode-based starling-like controller for implantable rotary blood pumps. *Artif Organs* 2014; 38(7): 587–593, <http://dx.doi.org/10.1111/aor.12223>.
4. Петухов Д.С., Телышев Д.В. Моделирование изменений в динамике течения крови через имплантируемый осевой насос. *Медицинская техника* 2014; 6: 44–47. Petukhov D.S., Telyshev D.V. Simulation of changes in the dynamics of blood flow through the implantable axial flow pump. *Meditsinskaya tekhnika* 2014; 6: 44–47.
5. Granegger M., Schima H., Zimpfer D., Moscato F. Assessment of aortic valve opening during rotary blood pump support using pump signals. *Artif Organs* 2014; 38(4): 290–297, <http://dx.doi.org/10.1111/aor.12167>.