

заданным на консоли управления имитатора левого желудочка сердца.

### Основные результаты и выводы

В результате проведенных исследований была разработана система управления имплантируемым насосом левого желудочка сердца. Выполненная в виде носимого блока, система реализует автоматический/ручной режимы управления насосом и автономного энергопитания блока, индикацию состояния его систем, запись событий на встроенный модуль памяти и мониторинг всех рабочих характеристик СВК ИЛЖС.

В ходе разработки получены новые оригинальные решения, обеспечивающие простоту эксплуатации, развитые функциональные возможности и удобство технического обслуживания ИЛЖС.

Результаты испытаний показали высокую надежность и физиологичность управления ИОН, отвечающего лучшим мировым образцам СВК ИЛЖС.

*Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 02.522.12.2010 от 2009 г.).*

#### Список литературы:

1. Бокерия Л.А., Шаталов К.В., Свободов А.А. Системы вспомогательного и заместительного кровообращения. – М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2000.
2. Локин Л.С., Лурье Г.О., Дементьева И.И. Искусственное и вспомогательное кровообращение в сердечно-сосудистой хирургии. – М.: НЦХ РАМН, 1998.
3. Шумаков В.И. Искусственные органы. – М.: Медицина, 1990.

*Александр Владимирович Адашкин,  
канд. техн. наук, ведущий инженер,  
Константин Николаевич Дозоров,  
канд. техн. наук, инженер-конструктор,  
Артем Николаевич Стищенко,  
инженер-электроник,  
Игорь Алексеевич Филатов,  
канд. техн. наук, генеральный директор,  
ООО «БИСОФТ-М»,  
г. Москва,  
Елена Геннадьевна Коньшиева,  
канд. биолог. наук, профессор,  
зам. заведующего лабораторией  
биотехнических систем,  
ФНЦ трансплантологии и искусственных  
органов им. акад. В.И. Шумакова,  
г. Москва,  
Алексей Николаевич Гусев,  
ведущий инженер кафедры  
биомедицинских систем,  
Московский государственный институт  
электронной техники  
(технический университет),  
г. Зеленоград,  
e-mail: av\_clean@mail.ru*

*К.Н. Дозоров, Г.П. Иткин, А.В. Адашкин*

## СИСТЕМА КОСВЕННЫХ ИЗМЕРЕНИЙ ДЛЯ ЗАДАЧ УПРАВЛЕНИЯ РОТОРНЫМИ НАСОСАМИ КРОВИ

### Аннотация

Управление роторными насосами крови по стабилизации скорости вращения рабочего колеса может не соответствовать потребностям организма. Для физиологичного управления роторными насосами крови необходимо получать информацию о состоянии системы кровообращения. Так как использование датчиков, контактирующих со средой организма, недопустимо, предложена система косвенных измерений. Рассмотренная система использует данные о значениях потребляемого тока и фактической скорости вращения рабочего колеса насоса. С использованием системы косвенных измерений мы получили информацию о ряде параметров системы кровообращения и насоса крови.

В последнее десятилетие для механической поддержки сердца значительно возросло использование роторных насосов крови (РНК). Это связано прежде всего с уменьшением массо-габаритных показателей, большим ресурсом и меньшей стоимостью по сравнению с пульсирующими насосами крови.

С точки зрения управления такими насосами, в отличие от пульсирующих насосов единственным управляющим параметром является скорость вращения рабочего колеса. В большинстве случаев используется в клинике РНК применяется схема стабилизации скорости вращения рабочего колеса.

Как правило, основными параметрами, характеризующими работу насоса, являются напор, расход и потребляемая мощность. В свою очередь, эти параметры определяются скоростью вращения рабочего колеса (определяется по сигналам противо-ЭДС) и параметрами крови (вязкость). Потребляемую мощность можно определить на основании измерения тока и напряжения питания. В свою очередь, напор можно измерить при помощи датчиков давления, установленных на входном и выходном патрубках, а расход – при помощи датчика расхода жидкости.

Однако использование датчиков давления недопустимо, поскольку датчик контактирует с кровью и его чувствительность изменяется со временем из-за белковых отложений на мембране сенсора. Кроме того, повышается вероятность образования на ней тромбов. Датчики расхода, хотя они и не имеют прямого контакта с кровью, также нецелесообразно использовать, поскольку они увеличивают массо-объемные характеристики имплантируемой системы и снижают ее надежность. Поэтому необходимость получения информации о работе насоса стимулирует поиск путей не прямых измерений с использованием информации, снимаемой непосредственно с двигателя насоса. Для этого предлагаются различные способы косвенного определения гемодинамических параметров (перепада давления и расхода насоса) из анализа параметров состояния двигателя насоса (скорости вращения ротора, потребляемой мощности, тока и напряжения питания).

Целью работы является создание биотехнической системы (БТС) управления РНК, которая на основании косвенно вычисляемых параметров обеспечивает адекватный режим работы насоса в условиях физиологической активности организма.

### Структура БТС управления РНК

При построении системы управления РНК исходили не только из определения режима работы насоса в соответствии с изменениями физической активности пациента, но также с необходимостью ограничения его производительности в экстремальных условиях, т. е. определения верхней и нижней границ производительности.

Ниже сформулированы основные требования к системе управления РНК:

- определение минимально допустимой скорости вращения рабочего колеса, ниже которой наступает обратный ток крови;
- определение максимально допустимой скорости вращения рабочего колеса РНК, выше которой в левом желудочке образуется разрежение, что приводит к коллапсу сердечных камер и неустойчивой работе насоса;

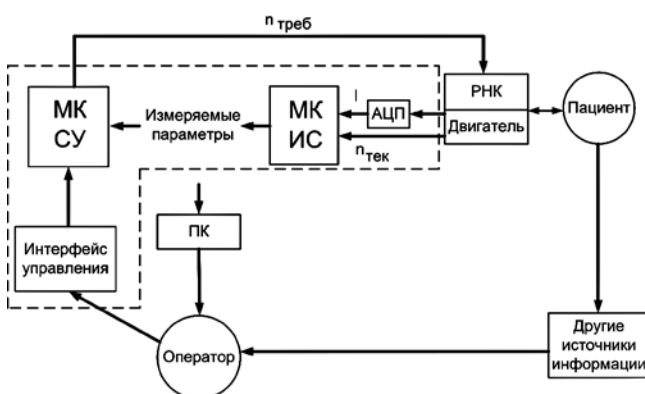


Рис. 1. Структура БТС управления РНК

- поддержание скорости вращения рабочего колеса РНК, необходимой для обеспечения производительности насоса в соответствии с потребностями организма.

На рис. 1 представлена структурная схема БТС управления РНК.

Пунктирной линией на рис. 1 выделены элементы, относящиеся к микроконтроллерному блоку управления и косвенных измерений, где МК ИС – микроконтроллер измерительной системы; МК СУ – микроконтроллер системы управления;  $n_{тек}$ ,  $n_{треб}$  – текущее и требуемое значения скорости вращения рабочего колеса соответственно.

Измерительная система блока управления проводит измерения потребляемого приводом РНК тока и фактической скорости вращения рабочего колеса. Измеренные параметры, как результат работы МК ИС, передаются в систему управления, которая формирует новое управляющее воздействие, а именно уточненное значение скорости вращения.

Так как РНК и пациент, как техническая и биологическая части БТС, оказывают взаимное влияние друг на друга, параметры РНК могут быть использованы как исходные величины для определения состояния организма.

### Параметры, измеряемые при помощи косвенных методов

На основе анализа кривой потребляемого тока и скорости вращения рабочего колеса РНК предложены эвристические алгоритмы косвенной оценки напора и расхода. Так как кривая тока, например, в условиях сокращающегося желудочка периодически изменяется, с помощью спектрального анализа можно получить зависимость между током и давлением в левом желудочке (ЛЖ).

Аналогично можно на основании электро-механических параметров двигателя (скорость вращения рабочего колеса, напряжение питания, потребляемый ток) получить информацию о расходно-напорных характеристиках насоса [1]-[4].

Получение данной информации может быть использовано для более физиологичного управления РНК, изменяющего производительность насоса в зависимости от состояния пациента. В качестве индикаторов состояния организма и соответствия производительности РНК этому состоянию исследователи выделяют следующие [3], [5]-[8]:

- частоту сердечных сокращений (ЧСС);
- давление ЛЖ;
- перепад давлений, создаваемый РНК;
- расход РНК;
- индексы пульсаций тока (ICA, WDI, PPI).

Индексы пульсаций тока определяют на основании измеренных максимальных, минимальных и средних значений потребляемого приводом РНК тока или на основании преобразования Фурье мгновенных значений тока. С помощью индексов пульсаций оценивают соотношение производительности РНК и естественного сердца, разрежение ЛЖ и обратный кровоток, сократимость ЛЖ.

**Используемые средства и методы проведения исследований**

В рамках проведенного исследования были использованы методы компьютерного математического моделирования, проведены испытания на гидродинамическом стенде пульсирующего и непрерывного потоков.

Математическое моделирование проведено в среде Matlab и Simulink (The MathWorks, Inc., USA). Разработан комплекс математического и программно-алгоритмического обеспечения для выполнения моделирования и проведения анализа и обработки результатов математических и стендовых исследований.

Лабораторные исследования проведены с использованием гидродинамического стенда с возможностью создания пульсирующего или непрерывного потока, разработанного ФГУ ФНЦТИО им. В.И. Шумакова (рис. 2).

Регистрируемые параметры экспортированы в среду Mathworks Matlab для анализа и отображения. Разработаны программные средства, выполняющие импорт результатов мониторинга в среду Matlab, вычисление необходимых производных величин, формирование системы отображения результатов испытаний. На рис. 3 представлены осциллограммы следующих измеренных величин: давления на входе РНК (мм рт. ст.), напора (мм рт. ст.) РНК, потребляемого электрического тока (А), фактической скорости вращения рабочего колеса РНК (об/мин).

Частота сердечных сокращений левого желудочка сердца для осциллограмм на рис. 3 была установлена на значении 60 уд/мин. Отметим, что не-

смотря на непulseирующий характер потока роторных насосов, пульсации левого желудочка сердца (периодическое изменение давления – осциллограмма «RP input» на рис. 3) формируют соответствующие периодические изменения значений параметров роторного насоса [на рис. 3 – осциллограммы перепада давлений (осциллограмма «RP pressure differential»), потребляемого приводом насоса электрического тока (осциллограмма «RP motor current»), фактической скорости вращения рабочего колеса насоса)].

На основании системы косвенных измерений были определены значения вектора состояния БТС, включающего в себя следующие элементы:

- перепад давлений, создаваемый РНК;
- расход РНК;
- ЧСС;
- давление ЛЖ;
- индекс пульсаций.

Определение указанных величин проводится по следующим формулам:

- среднее значение расхода насоса есть зависимость от средних значений скорости вращения и тока, оно определяется следующим выражением:

$$\hat{F}_{PUMP} = K_1^F + K_2^F \cdot \omega_{MEAN} + K_3^F \cdot \omega_{MEAN}^2 + K_4^F \cdot I_{MEAN} + K_5^F \cdot I_{MEAN}^2 + K_6^F \cdot I_{MEAN}^3,$$

где  $K_1^F \dots K_6^F$  – коэффициенты, определяемые методом нелинейной регрессии по результатам исследования на гидродинамическом стенде;  $\omega_{MEAN}$  – среднее значение скорости вращения рабочего колеса РНК;  $I_{MEAN}$  – среднее значение потребляемого приводом насоса тока;

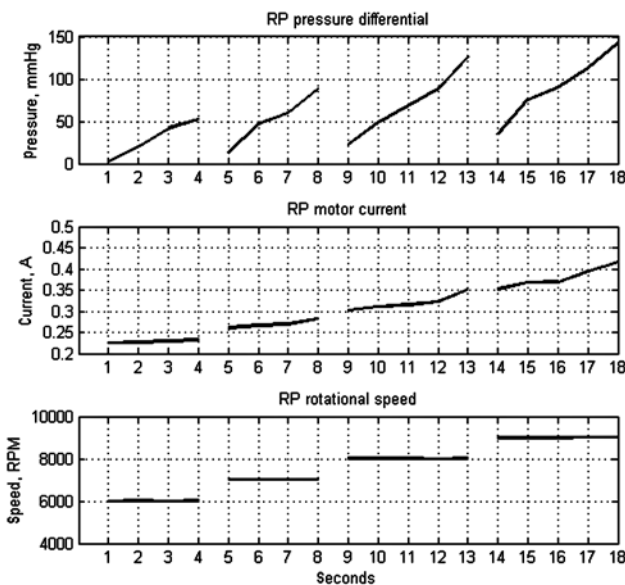


Рис. 2. Осциллограммы результатов испытаний при разных режимах

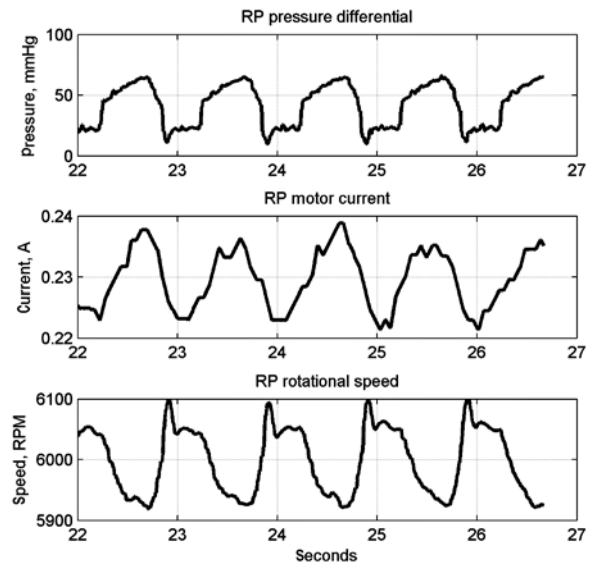


Рис. 3 Осциллограммы пульсаций результатов испытаний

- среднее значение напора насоса есть функция средних значений скорости вращения и расхода насоса:

$$\Delta P_{PUMP} = K_1^P \cdot \omega_{MEAN}^2 + K_2^P \cdot \hat{F}_{PUMP} \cdot \omega_{MEAN},$$

где  $K_1^P$ ,  $K_2^P$  – коэффициенты, определяемые методом нелинейной регрессии по результатам исследования на гидродинамическом стенде;  $\hat{F}_{PUMP}$  – оценка среднего значения расхода РНК. ЧСС измеряется как первая гармоника БПФ от потребляемого тока. Пиковое и среднее значения давления ЛЖ определяются как функции от амплитудного и среднего значений тока соответственно. При этом форма осциллограммы мгновенного значения скорости вращения рабочего колеса РНК соответствует форме осциллограммы давления ЛЖ

$$P_{LV} = K_1^{P-LV} \cdot I + K_2^{P-LV},$$

где  $K_1^{P-LV}$ ,  $K_2^{P-LV}$  – коэффициенты, определяемые методом нелинейной регрессии по результатам исследования на гидродинамическом стенде;  $I$  – значение потребляемого приводом РНК тока.

Используемый в системе косвенных измерений индекс амплитуды тока ICA характеризует качественную степень взаимодействия АВК и СК:

$$ICA = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{MEAN}},$$

где  $I_{MAX}$ ,  $I_{MIN}$ ,  $I_{MEAN}$  – максимальное, минимальное и среднее значения потребляемого тока соответственно.

При  $ICA > ICA_{max}$  происходит обратный кровоток, при  $ICA < ICA_{min}$  происходит разрежение в полости желудочка. Если  $ICA_{FA} > ICA > ICA_{min}$ , то аортальный клапан не открывается, весь объем крови перекачивает насос.

## Выводы

Таким образом, рассмотренная система косвенных измерений предоставляет информацию о параметрах состояния БТС, таких как расход РНК, напор РНК, ЧСС, давление ЛЖ, наличие обратного кровотока и разрежения ЛЖ.

Разработка системы косвенных измерений основана на принципах БТС, взаимодействии и взаимозависимости технической системы и живого организма. Эти же принципы определяют необходимость учитывать при реализации управления состояние не только технической, но и биологической составляющей БТС. Перечисленные параметры могут быть использованы для корректировки системы управления с целью более физиологично-го взаимодействия РНК и организма.

**Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 02.522.12.2010 от 2009 г.).**

## Список литературы:

1. *Dozorov K.N., Itkin G.P., Surkov D.A.* Mathematical model of human cardiovascular system for implantable rotor blood pump research / Proceedings of the 4<sup>th</sup> Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering. Moscow, 2008. PP. 216-220.
2. *Kitamura T., Matsushima Y., Tokuyama T. et al.* Physical Model-Based Indirect Measurements of Blood Pressure and Flow Using a Centrifugal Pump // Artificial Organs. 2000. № 22 (8). PP. 589-593.
3. *Giridharan G.A., Skliar M.* Physiological Control of Blood Pumps Using Intrinsic Pump Parameters: A Computer Simulation Study // Artificial Organs. 2006. № 4. PP. 301-307.
4. *Funakibo A., Ahmed S., Sakuma I., Fukui Y.* Flow rate and pressure head estimation in a centrifugal blood pump // Artificial Organs. 2002. № 26. PP. 985-990.
5. *Oshikawa M., Araki K., Endo G. et al.* Sensorless Controlling Method for a Continuous Flow Left Ventricular Assist Device // Artificial Organs. 2000. № 24(8). PP. 600-605.
6. *Yuhki A., Hatoh E., Nogawa M. et al.* Detection of Suction and Regurgitation of the Implantable Centrifugal Pump Based on the Motor Current Waveform Analysis and Its Application to Optimization of Pump Flow // Artificial Organs. 1999. № 23(6). PP. 532-537.
7. *Nakata K., Ohashi Y., Tayama E. et al.* Estimation of the Native Cardiac Output from a Rotary Blood Pump Flow: In Vitro Study // Artificial Organs. 1998. № 22(5). PP. 411-413.
8. *Nakata K., Shiono M., Akiyama K. et al.* The Estimation of Cardiac Function from the Rotary Blood Pump // Artificial Organs. 2001. № 25(9). PP. 709-712.

*Константин Николаевич Дозоров,*  
канд. техн. наук,

*инженер-конструктор,*  
ООО «БИОСОФТ-М»,

*ведущий инженер,*

*Георгий Пинкусович Иткин,*

*д-р биол. наук, профессор,*

*зав. лабораторией биотехнических систем,*

*ФНЦ трансплантологии и искусственных*

*органов им. акад. В.И. Шумакова,*

*Александр Владимирович Адашкин,*

*ведущий инженер,*

ООО «БИОСОФТ-М»,

г. Москва,

*e-mail: kndozorov@mail.ru*