

Анализ и регуляция работы биотехнической системы механической поддержки кровообращения

А. А. Галястов

Институт биомедицинских систем

Национальный исследовательский университет
«МИЭТ»;

Институт бионических технологий и инжиниринга
Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России
galyastov@bms.zone

А. О. Порфирьев

Институт биомедицинских систем

Национальный исследовательский университет
«МИЭТ»;

Институт бионических технологий и инжиниринга
Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России
porfirjev@bms.zone

М. В. Денисов

Институт биомедицинских систем

Национальный исследовательский университет
«МИЭТ»

mdenisov@zitc-mt.ru

С. В. Селищев

Институт биомедицинских систем

Национальный исследовательский университет
«МИЭТ»

sersel@miec.ru

Аннотация. Сердечно-сосудистая система (ССС) – сложная и многофункциональная система, управление параметрами которой является комплексной задачей. Проведённое исследование направлено на решение задачи анализа биотехнической системы, состоящей из ССС с одножелудочковым кровообращением и аппарата механической поддержки кровообращения. Для данного исследования было разработано специализированное устройство механического кровообращения роторного типа. В ходе экспериментальных исследований были получены гидравлические характеристики данного устройства. Мы изучили биотехническую систему при различных конфигурациях кавопульмонального соединения (ТСРС-1, ТСРС-2 и ТСРС-3) и в диапазоне вращений рабочего колеса 7000–14000 об/мин. По результатам данного исследования мы пришли к выводу, что конфигурация ТСРС-3 лучше нормализует показатели биотехнической системы механической поддержки кровообращения, также определён диапазон работы рабочего колеса, при котором параметры системы не превышают критический уровень. Поддерживая параметры в безопасном физиологическом диапазоне, сердечный выброс в ССС с одножелудочковым кровообращением увеличивается на 20 %. Результаты данной работы можно применить в оптимизации параметров управления систем вспомогательного кровообращения.

Ключевые слова: биотехническая система; физическое моделирование; сердечно-сосудистая система; операция Фонтена; механическая поддержка кровообращения; аппарат вспомогательного кровообращения

I. ВВЕДЕНИЕ

Биотехническая система (БТС) представляет собой объединённые в единую систему, биологические и технические элементы (звенья), связанные между собой для выполнения заданной целевой функции [1]. Анализ и управление такими системами является сложной задачей, так как биологические элементы могут обладать ещё не изученными связями или несогласованность параметров технической и биологической частей. Данные особенности биотехнических систем настолько уникальны, что применение классических методов и подходов к синтезу и анализу систем становится невозможным [2].

Механические устройства, используемые для поддержания гемодинамики в организме больного, предназначены для выполнения двух важнейших функций: снижать механическую работу поражённого сердца и обеспечивать адекватный уровень центральной и коронарной гемодинамики. [3]. Данные устройства ещё недостаточно изучены и могут быть не применимы для узконаправленных задач. Одной из такой задачи является поддержка гемодинамики Фонтена.

Операция Фонтена – корректирующая гемодинамическая операция, предполагающая перенаправление неоксигенированной венозной крови от полых вен в обход правого желудочка непосредственно в легочное русло с помощью полного кавопульмонального соединения (ТСРС). Для формирования данного обхода, верхняя полая вена (SVC) и нижняя полая вена (IVC) анастомозируются непосредственно с левой легочной артерией (LPA) и правой легочной артерией (RPA) [4]. Форма такого соединения может быть различна. От формы также зависят гемодинамические параметры ССС.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (РНФ), проект №20-49-04404

Один из самых распространенных методов изучения БТС является моделирование. В работах [5–8] было продемонстрировано возможность математического моделирования ССС при различных заболеваниях и взаимодействие ССС с аппаратом механической поддержки кровообращения (МПК). В работе [9] продемонстрированы возможности компьютерного моделирования и изучение гидравлических характеристик ТРСС и осевого насоса крови. Данные виды моделирования имеют различные ограничения и могут не затрагивать анатомические или функциональные особенности биологической части БТС.

В данном исследовании мы проанализировали работу и взаимосвязи параметров БТС, состоящей из ССС с одножелудочковым кровообращением и аппарата МПК. Мы предполагаем, что управление и контроль БТС с помощью набора параметров нормализует гемодинамические характеристики.

II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Сердечно-сосудистая система, представленная на рис. 1А, описывается параметрической функцией вида:

$$f(Q_V, Q_O, Q_A, Q_{LV}, Q_{LA}, Q_{VP}, Q_{Pul}, Q_{PA}, Q_{TCPC}, P_V, P_O, P_A, P_{LV}, P_{LA}, P_{VP}, P_{Pul}, P_{PA}, P_{TCPC})$$

где P_i, Q_i – давление и поток в соответствующем отделе сердечно-сосудистой системы.

В качестве нормальных параметров ССС были использованы параметры здорового ребёнка 4-х лет.

В блок-схему сердечно-сосудистой системы с единственным желудочком был добавлен блок (выделен красным), отражающий работу аппарата механической поддержки кровообращения. Блок установлен по месту предполагаемой имплантации – в нижнюю полую вену, кровь из верхней полой вены поступает напрямую в полное cavoпультмональное соединение. Схема данной БТС представлена на рис. 1Б. Параметрическая функция ССС преобразуется и имеет вид

$f(Q_V, Q_O, Q_A, Q_{LV}, Q_{LA}, Q_{VP}, Q_{Pul}, Q_{PA}, Q_{TCPC}, Q_{IVC}, Q_{SVC}, Q_{LPA}, Q_{RPA}, P_V, P_O, P_A, P_{LV}, P_{LA}, P_{VP}, P_{Pul}, P_{PA}, P_{TCPC}, P_{IVC}, P_{SVC}, P_{LPA}, P_{RPA}, P_{MCS}, \Delta h, \omega)$ Блок аппарата МПК характеризуется следующими параметрами: Δh –напор, создаваемый аппаратом МПК, R – характеристический размер блока, Q_{IVC} – поток жидкости, проходящий через аппарат МПК, ω – скорость вращения ротора аппарата МПК. В данном исследовании мы использовали модель с постоянными характеристическими размерами.

Параметры $Q_{IVC}, \Delta h, \omega$ имеют зависимость вида

$$\Delta h = f(Q_{IVC}, \omega)$$

Управление аппарата МПК может осуществляться благодаря регулировке одного из трёх предложенных параметров. Управление происходит с помощью изменения скорости вращения ротора [8, 10]. При таком типе управления аппарат МПК имеет единственную кривую $Q_{IVC} = f(\omega)$, которая также определяется параметрами ССС.

Для изучения взаимодействия ССС с одножелудочковым кровообращением и аппарата механической поддержки кровообращения мы применили физическое моделирование.

Мы использовали 3 различные конфигурации ТРСС с одинаковыми характеристическими размерами, изготовленные из прозрачного полиуретана Clear Flex 50. Конфигурация ТРСС-1 представляет собой простое прямое соединение, при котором IVC и SVC расположены соосно. Конфигурация ТРСС-2 схожа с первой версией, но с одним отличием – IVC и SVC смещены на расстояние одного диаметра (6 мм). Этот тип соединения часто используется в хирургии. Конфигурация ТРСС-3 более сложный тип криволинейного соединения, где IVC разделена на два сосуда и соединена с LPA и RPA под углом, направляя поток по плавной траектории. Схемы разных конфигураций представлены на рис. 2.

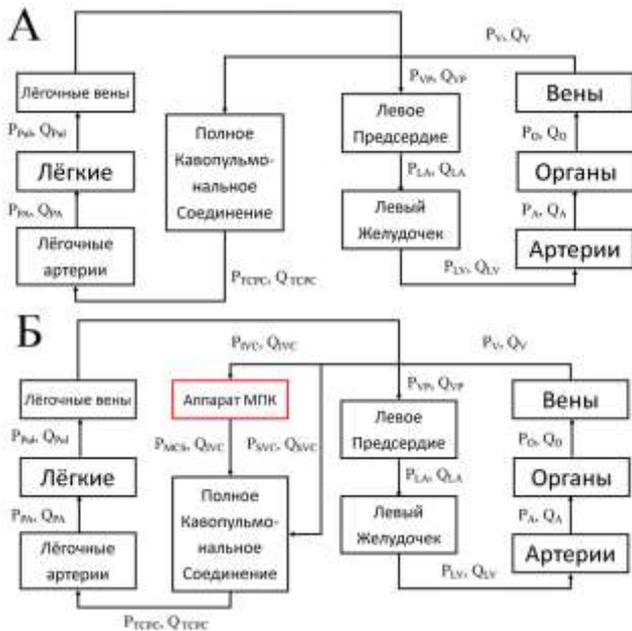


Рис. 1. Блок-схемы: А – сердечно-сосудистой системы с одножелудочковым кровообращением; Б – биотехнической системы механической поддержки кровообращения

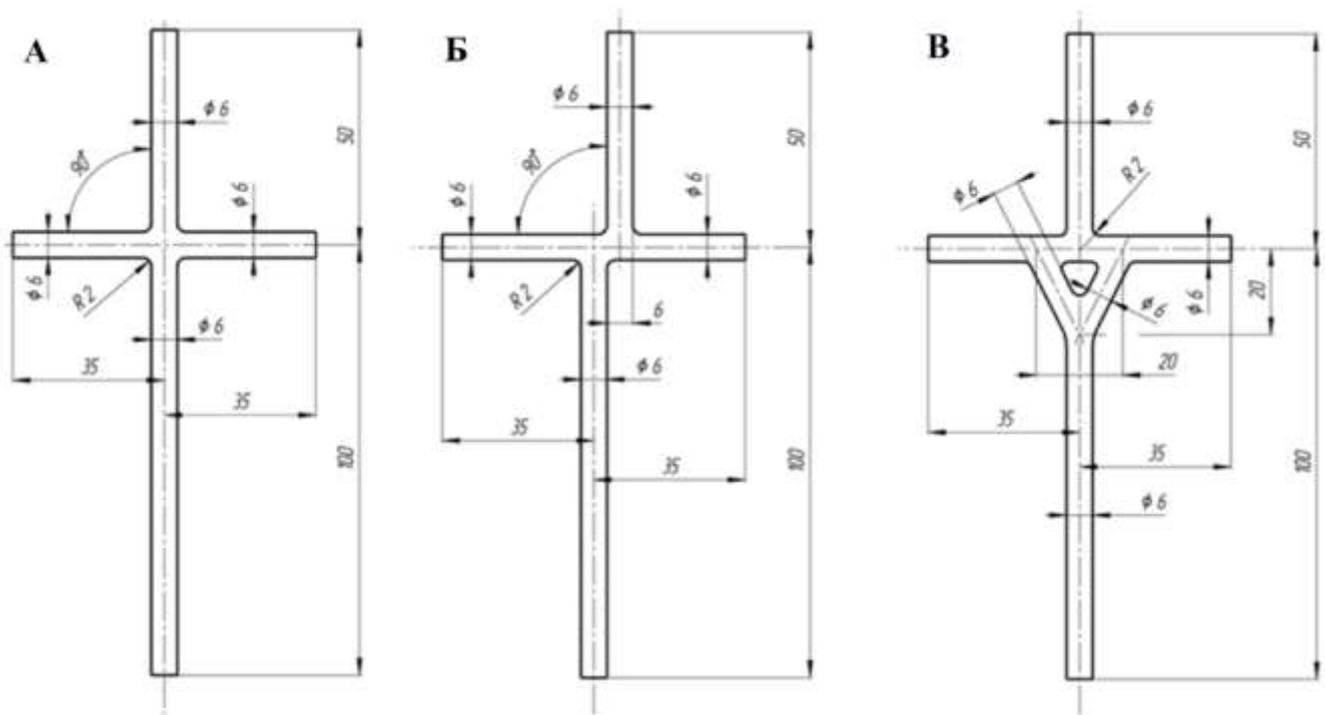


Рис. 2. Схема с размерами трех различных геометрических конфигураций ТСРС, выбранных для исследования: А – ТСРС-1; Б – ТСРС-2; В – ТСРС-3

Аппарат МПК представляет собой стеклянную трубку, внутри которой располагаются ротор, спрямляющий аппарат и диффузор. Вращение ротора происходит при помощи внешнего электродвигателя, управляемого контроллером. Общий вид аппарата МПК показан на рис. 3.

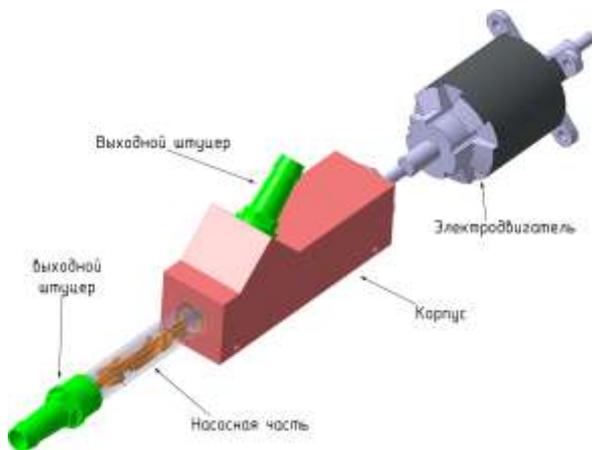


Рис. 3. Компьютерная модель геометрии аппарата МПК

Аппарат оснащён входным и выходным штуцером для подключения к гидравлическому контуру. Лопаточные детали изготовлены путем послойной трехмерной печати из фотополимерного материала. Данный стенд был помещён в гидравлический контур, имитирующий работы сердечно-сосудистую систему с однопелудочковым кровообращением [11–13].

III. РЕЗУЛЬТАТЫ

На испытательном стенде мы получили напорно-расходную характеристику $\Delta h = f(Q_{IVC})$ (рис. 4) аппарата МПК при различных скоростях вращения рабочего колеса ω . Изучив данную характеристику мы пришли к выводу, что $\omega = 7000$ об/мин – это минимальные допустимые обороты, при которых аппарат не служит гидравлическим сопротивлением и его работа не отрицательна.

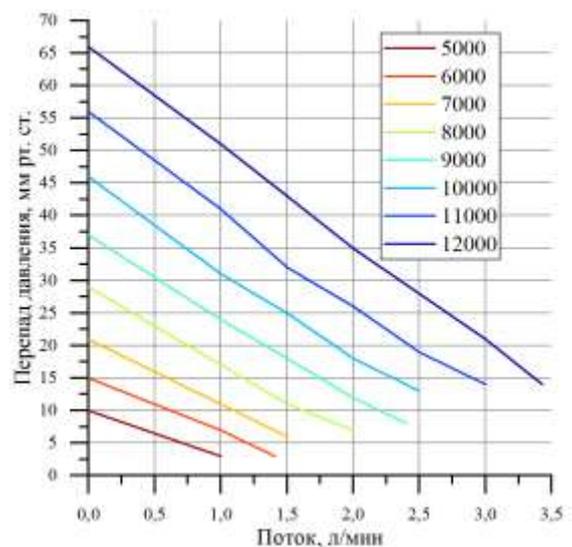


Рис. 4. Напорно-расходная характеристика аппарата МПК

В ходе экспериментов мы получили нормализованную зависимость объёмного потока жидкости от оборотов насоса $Q / Q_{\text{норм}} = f(\omega)$, представленную на рис. 5.

Из графика видно, что установка и работа на минимальной мощности аппарата поток в контуре увеличивается на 5%. На $\omega = 7000\text{--}10000$ увеличение потока идёт одинаково во всех конфигурациях ТСПС. Но на $\omega \geq 10000$ при использовании ТСПС-1 поток значительно отстаёт. А при $\omega = 14000$ рост прекращается при использовании конфигурации ТСПС-2.

Мы изучили параметры в 4-х точках ССС: в лёгочных артериях, верхней полой вене, нижней полой вене до и после аппарата МПК. Полученные данные были нормализованы и представлены на рис. 6.

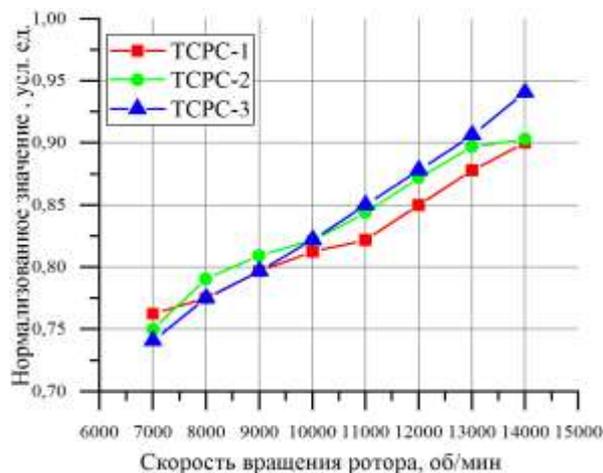


Рис. 5. Зависимость объёмного потока жидкости для различных конфигураций ТСПС от скорости вращения ротора аппарата МПК

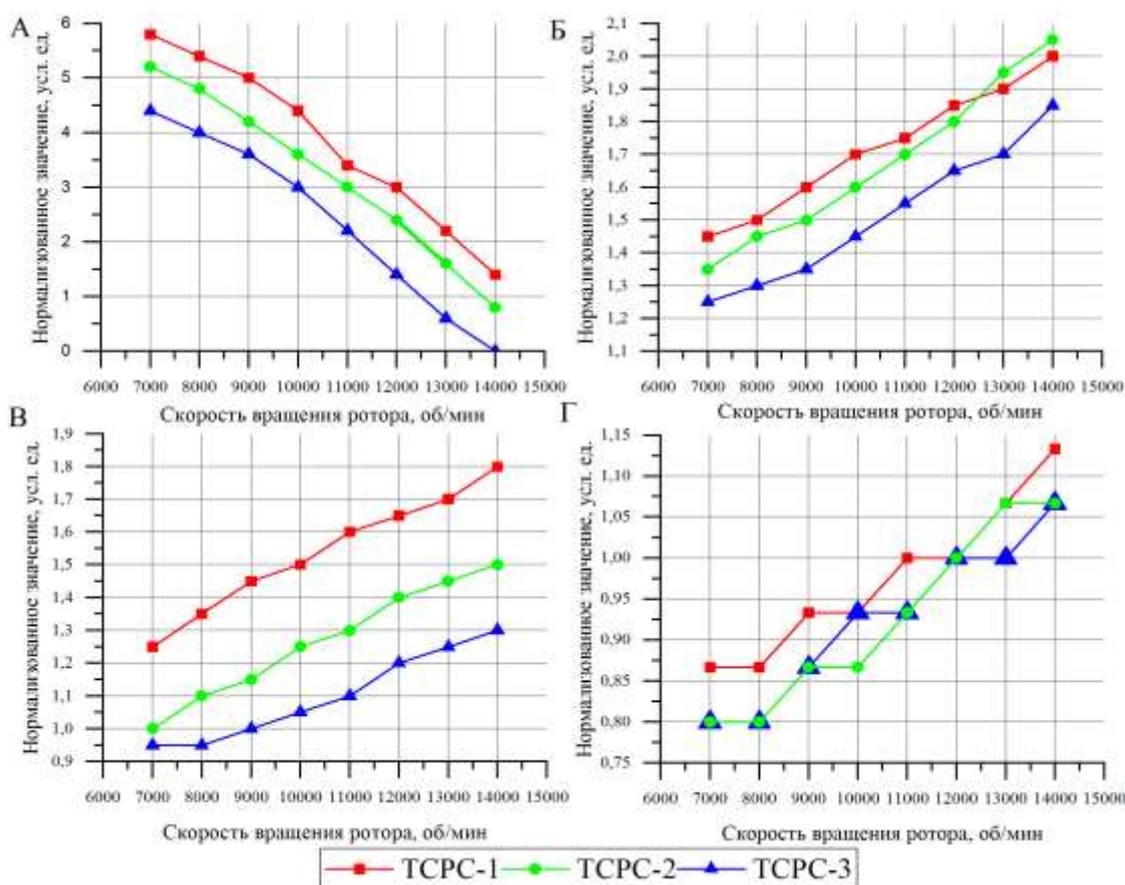


Рис. 6. Нормализованные графики зависимостей давлений в исследуемых точках от скорости вращения ротора: А – нижняя полая вена, Б – выход из аппарата МПК, В – верхняя полая вена, Г – лёгочная артерия

На рис. 6А представлена реакция ССС на работу насоса в нижней полой вене $P_{IVC} / P_{IVC\text{норм}} = f(\omega)$. Стоит обратить внимание, что падение во всех 3 случаях происходит равномерно. Однако в случае с ТСПС-3, кривая находится ниже, что позволяет ей раньше попасть в физиологический диапазон и дать возможность

использования полного диапазона скоростей вращения. При ТСПС-1 и ТСПС-2 диапазон меньше и начинается с 9000 и 10000 об/мин соответственно.

Рис. 6Б демонстрирует давление на выходе из насоса $P_{MCS} / P_{IVC\text{норм}} = f(\omega)$. Это слабое место системы, давление

тут растёт во всех конфигурациях. Однако, кривая ТСРС-3 намного ниже.

Рис. 6В отображает реакцию ССС в точке SVC $P_{SVC} / P_{SVCнорм} = f(\omega)$. Графики имеют существенные различия по высоте. Наиболее оптимальной оказалась конфигурация ТСРС-3. Графики для ТСРС-1 и ТСРС-2 лежат выше физиологического диапазона. Для ТСРС-3 в физиологический диапазон попадают значения $\omega = 7000-11000$ об/мин.

На рис. 6Г представлено нормализованное давление в лёгочных артериях $P_{РА} / P_{РАнорм} = f(\omega)$. Из рисунка видно, что давление постепенно увеличивает и приходит в норму уже при $\omega = 11000$ об/мин. Также оно не превышает физиологические пределы, что позволяет нам использовать весь диапазон скоростей вращения ротора.

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате работы мы подтвердили, что конфигурация ТСРС-3 является самой оптимальной в работе сердечно-сосудистой системы с однопользовательским кровообращением. Преимущества данной конфигурации были отмечены во всех исследуемых точках.

Мы установили, что рабочий диапазон скорости вращения ротора – 7000–11000 об/мин, при меньших значениях аппарат выступает в качестве гидравлического сопротивления, при больших значениях – давления в точках SVC и после насоса выходят за физиологические пределы. Поддерживая все давление в безопасном физиологическом диапазоне, сердечный выброс в ССС с однопользовательским кровообращением увеличивается на 20 %.

В данной работе мы показали, как с помощью параметра ω блока аппарата МПК можно регулировать параметры всей биотехнической системы. Большая часть параметров БТС пришли в норму. В дальнейших работах нужно уделить большое внимание гидродинамическим характеристикам потока на выходе из аппарата МПК, визуализации в ТСРС, а также конструкции ротора аппаратов МПК.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Акулов С.А., Федотов А.А. Основы теории биотехнических систем. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2014. 259 с.
- [2] Попечителей Е.П. Биотехнические системы как особый класс технических систем // Евразийское Научное Объединение. 2018. № 11-1(45). С. 72-78.
- [3] Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Шумаков Д.В. Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение. М.: Янус-К, 2003. 376 с.
- [4] Спринджук М.В. Операция Фонтана: критерии выполнения, показания и противопоказания, факторы риска // Современные технологии в медицине. 2010. Т. 3, С. 98-103.
- [5] Rubtsova E., Markov A., Selishchev S., Karimov J. H., Telyshev, D. Mathematical modeling of the Fontan blood circulation supported with pediatric ventricular assist device. // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2020. С. 1-10.
- [6] Rubtsova E., Malinina A. Galyastov A. Lumped Parameter Model of the Systemic Circulation and a Rotary Blood Pump Interaction // 2021 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus). 2021. С. 2855-2859.
- [7] Farahmand M, Kavarana MN, Kung EO. Risks and Benefits of Using a Commercially Available Ventricular Assist Device for Failing Fontan Cavopulmonary Support: A Modeling Investigation. // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2020. Т. 67. №1. С. 213-219.
- [8] Petukhov D., Korn L., Walter M., Telyshev D. A Novel Control Method for Rotary Blood Pumps as Left Ventricular Assist Device Utilizing Aortic Valve State Detection // BioMed Research International. 2019. Vol. 2019, Article ID 1732160.
- [9] Telyshev D., Denisov M., Markov A., Friesiello L., Verbelen T., Selishchev S. Energetics of blood flow in Fontan circulation under VAD support // Artificial Organs. 2020. Т. 44. №1. С. 50-57.
- [10] Pugovkin A.A., Markov A.G., Selishchev S.V., Korn L., Walter M., Leonhardt S., Bockeria L.A., Bockeria O.L., Telyshev D.V. Advances in Hemodynamic Analysis in Cardiovascular Diseases Investigation of Energetic Characteristics of Adult and Pediatric Sputnik Left Ventricular Assist Devices during Mock Circulation Support // Cardiology Research and Practice. 2019. Vol. 2019. Article ID 4593174
- [11] Porfiriyev A., Markov A., Galyastov A., Denisov M., Burdukova O., Gerasimenko A.Y., Telyshev D. Fontan Hemodynamics Investigation via Modeling and Experimental Characterization of Idealized Pediatric Total Cavopulmonary Connection // Applied Sciences. 2020. Т.10. ArticleID 6910.
- [12] Telyshev D.V., Pugovkin A.A., Selishchev S.V. A Mock Circulatory System for Testing Pediatric Rotary Blood Pumps // Biomedical Engineering. 2017. Т. 51. № 2. С. 83-87.
- [13] Галястов А.А. Разработка лабораторного стенда для исследования работы сердечно-сосудистой системы // 28-я Всероссийская межвузовская научно-техническая конференция студентов и аспирантов «Микроэлектроника и информатика - 2021». 2021. С. 170.