

А.А. Галястов, М.В. Денисов, Д.В. Тельшев

Исследование поля скоростей в модифицированной конструкции аппарата вспомогательного кровообращения «Спутник»

Аннотация

Представлено исследование по визуализации потока жидкости в гидравлическом стенде, имитирующем работу нового аппарата вспомогательного кровообращения «Спутник». Исследование проведено при постоянном перепаде давления (80 мм рт. ст.) между входом и выходом насоса в нескольких режимах: низком (3 л/мин), номинальном (4,5 л/мин) и высоком (6 л/мин). Результаты показывают, что поле скоростей потока жидкости в насосе новой конструкции очень стабильно во всех исследуемых областях. Результаты сравнения новой и старой конструкций рабочего колеса показали, что оптимизация прошла успешно, но требуются дальнейшие исследования безопасности и гемолиза.

Введение

Аппараты вспомогательного кровообращения (АВК) на основе имплантируемых роторных насосов (ИРН) являются мостом к трансплантации при различных нарушениях сердечно-сосудистого кровообращения [1]. Однако использование таких устройств накладывает определенные ограничения на организм пациента. Они могут использоваться при определенных значениях площади поверхности тела. Поэтому одной из актуальных задач в области проектирования ИРН является уменьшение массогабаритных характеристик насоса [2], [3].

В данной статье приводятся результаты исследования ИРН с новой геометрией проточной части и проводится его сравнение с первым отечественным аппаратом вспомогательного кровообращения АВК-Н «Спутник» (АО «ЗИТЦ», Москва, Россия), предназначенным для взрослых пациентов.

В исследовании [4] представлены результаты гидродинамических испытаний при помощи метода цифровой трассерной визуализации поля скоростей в АВК-Н «Спутник» в спрямляющем аппарате и диффузоре, где были определены наиболее опасные зоны стагнации и рециркуляции потока.

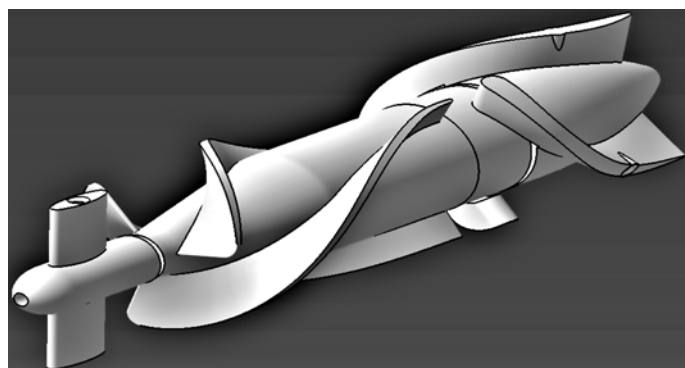


Рис. 1. Общий вид трехмерной геометрической модели роторного насоса крови

В исследовании [5] было проведено компьютерное моделирование различных конфигураций рабочего колеса в зависимости от угла атаки и длины лопаток рабочего колеса.

Итогом работ стала новая конфигурация проточной части роторного насоса крови (рис. 1), которая также была исследована при помощи метода цифровой визуализации.

Метод цифровой трассерной визуализации заключается в отслеживании траекторий специальных флуоресцентных частиц, движущихся вместе с потоком, при помощи высокоскоростной камеры. Это один из самых распространенных методов визуализации потока в АВК, не оказывающих возмущающего влияния на поток [4], [6]-[8]. Данный метод применяется для решения различного спектра задач [9], [10].

Методы и материалы

Для проведения исследования использовался гидравлический стенд (ГС), изготовленный на базе трехмерной геометрической модели роторного насоса крови, показанной на рис. 1. Проточная часть роторного насоса крови состоит из спрямляющего аппарата, расположенного на входе в насос, ротора и диффузора, расположенного на выходе из насоса. Спрямляющий аппарат и диффузор являются неподвижными деталями, предназначенными для изменения направления движения потока рабочей среды. Ротор приводится во вращение через систему валов от внешнего электромотора. При этом в диффузоре при набегании потока среды на обратно закрученные лопатки диффузора тангенциальное движение меняется на осевое и происходит преобразование кинетической энергии движения в потенциальную энергию давления. Для уменьшения гидродинамического сопротивления спрямляющий аппарат имеет две лопатки, расположенные диаметрально друг другу; на импеллере и диффузоре располагаются по три лопатки, отстоящие друг от друга с шагом 120°. Диаметр проточной трубки составляет 14 мм. Также изменилась и длина проточной части. Данные изменения хорошо представлены на рис. 2.

Для изготовления стенда применялась технология трехмерной печати лопаточных деталей. Полученные детали показана-

ны на рис. 2б. Остальные детали станда изготавливались с использованием традиционных способов механической обработки материалов. Проточная трубка выполнена из акрилового стекла. Собранный узел роторного насоса крови показан на рис. 2г. Подключение к внешнему гидравлическому контуру осуществляется через штуцера, установленные на входе и выходе из насоса. В корпусе размещаются элементы, отвечающие

за герметизацию приводного вала, и подшипники качения, на которых приводной вал вращается.

Исследование поля скоростей в модели прототипа роторного насоса крови «Спутник» при помощи цифровой трассерной визуализации потоков проводилось в спрямляющем аппарате и диффузоре.

ГС был установлен в экспериментальную установку, пред-

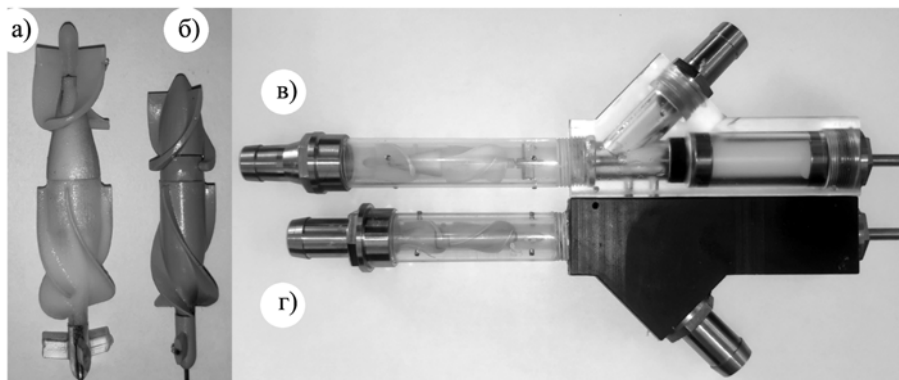


Рис. 2. Старая (а) и новая (б) версии конструкции проточной части роторного насоса крови, полученные при помощи технологии трехмерной печати, путем послойного отверждения фотополимерной смолы, и полная сборка старого (в) и нового (г) гидравлических стандов роторного насоса крови

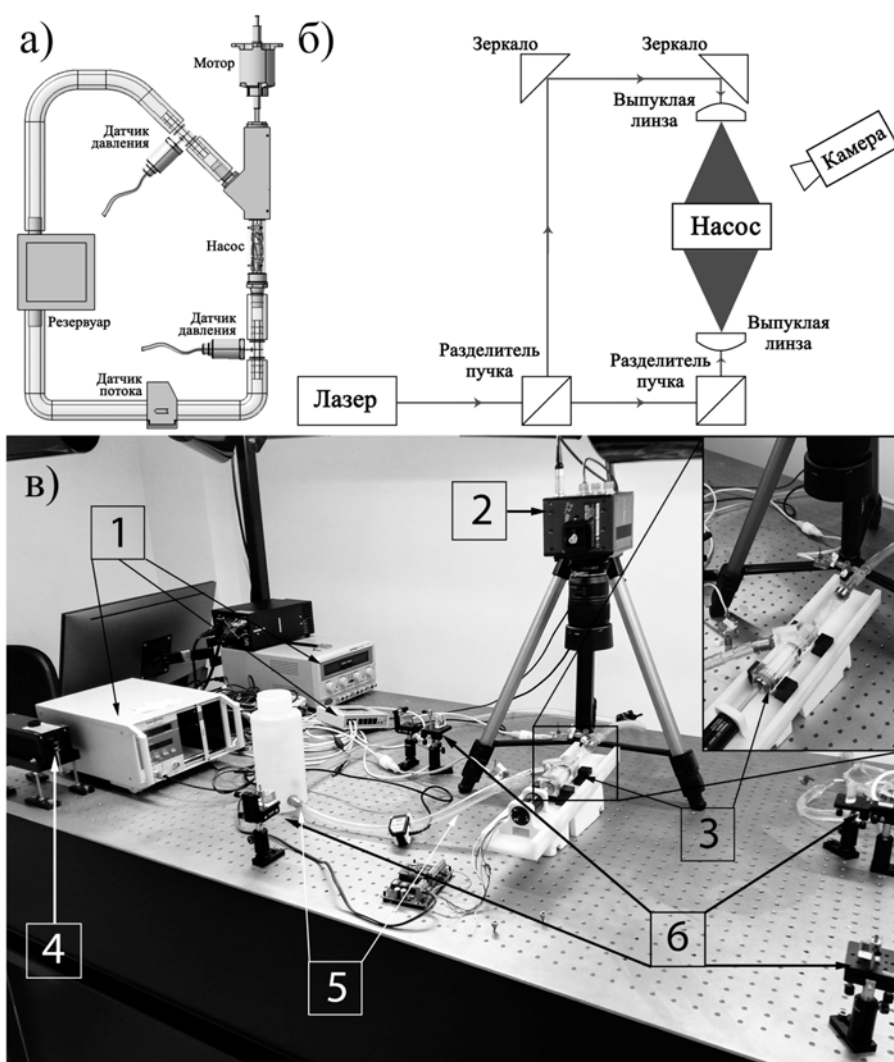


Рис. 3. Экспериментальная установка: а) схема экспериментального гидравлического контура; б) оптическая схема экспериментальной установки; в) внешний вид экспериментальной установки в полной сборке (1 – контрольно-измерительная аппаратура; 2 – высокоскоростная камера; 3 – гидравлический стенд; 4 – твердотельный лазерный модуль непрерывного действия с диодной накачкой; 5 – гидравлический контур; 6 – оптические элементы)

ставленную в исследовании [4]. На *рис. 3* представлены гидравлическая схема экспериментального контура, оптическая схема экспериментальной установки и внешний вид ГС.

Для эксперимента были выбраны 3 режима работы ГС с различными объемными потоками и при одинаковом перепаде давлений (80 мм. рт. ст.): номинальный расход (4,5 л/мин), низкий расход (3 л/мин) и высокий расход (6 л/мин). Данным режимам соответствуют следующие скорости вращения ротора модели: 7 800, 8 200 и 8 600 об/мин.

Результаты и выводы

В ходе эксперимента была получена расходно-напорная характеристика (РНХ) гидравлического стенда «Спутник» с новой конструкцией рабочего колеса (*рис. 4*).

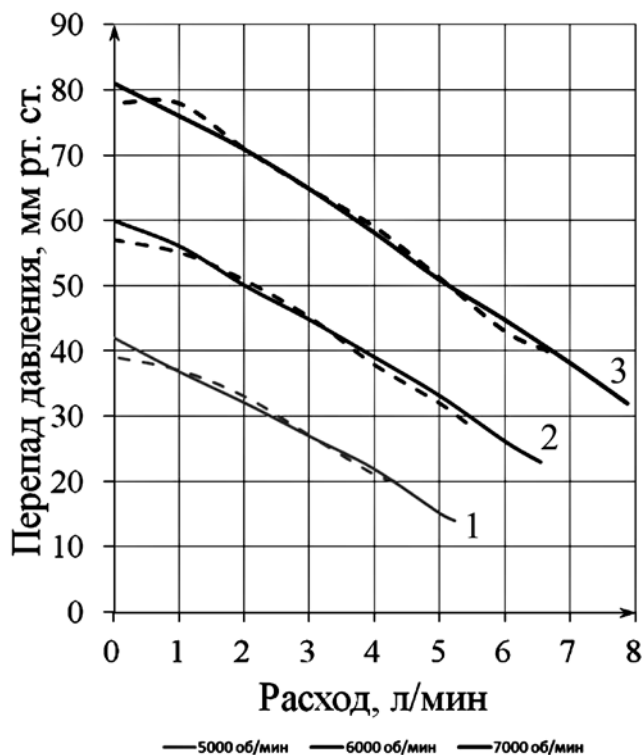


Рис. 4. Сравнение расходно-напорных характеристик гидравлических стендов АВК-Н «Спутник» новой (штриховая линия) и старой (сплошная линия) конструкций рабочего колеса при 5 000, 6 000 и 7 000 об/мин (линии 1, 2 и 3 соответственно)

Для наглядности мы добавили расходно-напорную характеристику гидравлического стенда (ГС), позволяющего имитировать поток, создаваемый насосом АВК-Н «Спутник», полученную в [4]. Как видно из *рис. 4*, РНХ идентичны в центральном сегменте и расходятся только в крайних положениях.

В ходе экспериментов были получены видеозаписи траектории движения флуоресцентных частиц в каждой исследуемой области.

Для каждой рабочей точки и для каждой исследуемой области были получены векторные (*рис. 5*) и амплитудные (*рис. 6*) поля мгновенных скоростей.

На *рис. 5* представлены векторные поля скоростей в диффузоре и в спрямляющем аппарате в плоскости визуализации.

Движение потока в спрямляющем аппарате стабильно при высоком расходе. Однако при переходе к другим режимам наблюдается образование тороидальных вихрей между задней кромкой импеллера и передним краем спрямляющего аппарата. Но для номинального режима это образование имеет меньший характер. Такие образования можно заметить и на *рис. 5*. Видно, что область низкой скорости движения частиц уменьшается с увеличением потока и не препятствует движению жидкости в сторону импеллера. Данные образования связаны с неразрывностью жидкостью. Жидкость, набегая на импеллер, «тянет» за собой следующие частицы.

На *рис. 6* видна область низкой скорости частиц перед спрямляющим аппаратом – это конструктивные особенности модели АВК. Область в центре снизу связана с валом, который необходим для вращения импеллера. Вал идет извне и при вращении создает вихри вокруг себя.

Движение в диффузоре стабильно при высоком расходе. При низком и среднем расходе наблюдается образование небольших вихрей. Вихри связаны с потоком, проходящим вдоль лопастей диффузора. Поток, двигаясь тангенциально, набегает на лопасти диффузора, и благодаря силам инерции создается область низкого давления под кромкой лопасти. При увеличении потока эта область уменьшается. В остальных областях диффузора траектории движения потока стабильны и сохраняются при увеличении расхода.

Мы решили провести сравнение данных конструкций и оценить внесенные изменения.

Изменение конструкции спрямляющего аппарата позволило увеличить свободный объем, тем самым уменьшив максимальную скорость движения частиц при одинаковых потоках. Также были уменьшены тороидальные вихри, образующиеся между задней кромкой импеллера и передним краем спрямляющего аппарата.

Большие изменения наблюдаются в конструкции диффузора. Увеличение радиуса диффузора привело к уменьшению свободного пространства для образования вихрей и зон застоя. Поток движется вдоль лопаток и центральной части по всей области диффузора в отличие от предыдущей конструкции, где возле центральной части создавалась область низкого давления, куда стремилась часть потока.

Более острый конец диффузора благоприятно сказался на более эффективном отрыве потока от самого диффузора. После диффузора не создается зона разряжения (область низкого давления) на высоких потоках в отличие от предыдущей конструкции.

Мы провели количественную оценку областей рециркуляции при неблагоприятных условиях. Анализ основывался на вычислении площади рециркуляции к общей исследуемой области. Результаты анализа приведены в *табл. 1* в сравнении с данными, полученными на гидравлическом стенде АВК-Н «Спутник».

Наибольшие показатели наблюдались в области диффузора. Области рециркуляции снизились в среднем на 2 % по сравнению с оригинальной версией конструкции АВК-Н «Спутник», а в спрямляющем аппарате при высоком расходе они практически отсутствуют. Изменения в конструкции диффузора показали самый лучший результат – снижение площади рециркуляции более чем на 6 %. Данные показатели говорят о значительном уменьшении хаотичных траекторий движения частиц.

Проведенное исследование показало, что новая конструкция проточной части АВК-Н «Спутник» имеет очень стабиль-

Таблица 1

Результаты количественной оценки областей рециркуляции

Режим работы	АВК-Н «Спутник»		АВК-Н «Спутник» с модифицированной проточной частью	
	Спрямляющий аппарат	Диффузор	Спрямляющий аппарат	Диффузор
Условие низкого расхода, 3 л/мин	8,5 %	19,0 %	6,8 %	12,7 %
Условие высокого расхода, 6 л/мин	2,5 %	5,0 %	< 0,1 %	3,5 %

ный поток во всех исследуемых зонах. При одинаковых расходно-напорных характеристиках и меньших габаритных размерах модифицированная конструкция имеет значительное преимущество перед старой. Однако требуются дальнейшие исследования гемосовместимости данной конструкции.

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

Список литературы:

1. *Gautier S.V., Shevchenko A.O., Itkin G.P., Zakharevich V.M., Poptsov V.N., Drobyshev A.A., Telyshev D.V.* Artificial heart in Russia: Past, present, and future // *Artificial Organs*. 2021. Vol. 45. PP. 111-114.
2. *Bockeria L.A., Bockeria O.L., Le T.G., Satyukova A.S., Glushko L.A., Shvartz V.A.* Miniature Rotary Blood Pumps for Use in Pediatric Cardiac Surgery // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. PP. 291-295.

3. *Miller L.W., Guglin M., Rogers J.* Cost of ventricular assist devices: Can we afford the progress? // *Circulation*. 2013. Vol. 127. № 5. PP. 743-748.
4. *Galiastov A.A., Denisov M.V., Groth T., Telyshev D.V.* A Study of the Velocity Field in the Sputnik Left Ventricular Assist Device // *Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 55. PP. 278-283.
5. *Denisov M.V., Walter M., Leonhard S., Telyshev D.V.* Effects of the Design of a Rotary Blood Pump on Hemocompatibility // *Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 54. PP. 327-332.
6. *Su B., Chua L.P., Wang X.* Validation of an axial flow blood pump: Computational fluid dynamics results using particle image velocimetry // *Artificial Organs*. 2012. Vol. 36. Iss. 4. PP. 359-367.
7. *Xiao Z., Tan J., Wang S., Yu Z., Wu W.* PIV experimental study on the flow field characteristics of axial flow blood pump under three operating conditions // *The Journal of Engineering*. 2019. Vol. 2019. Iss. 13. PP. 155-158.

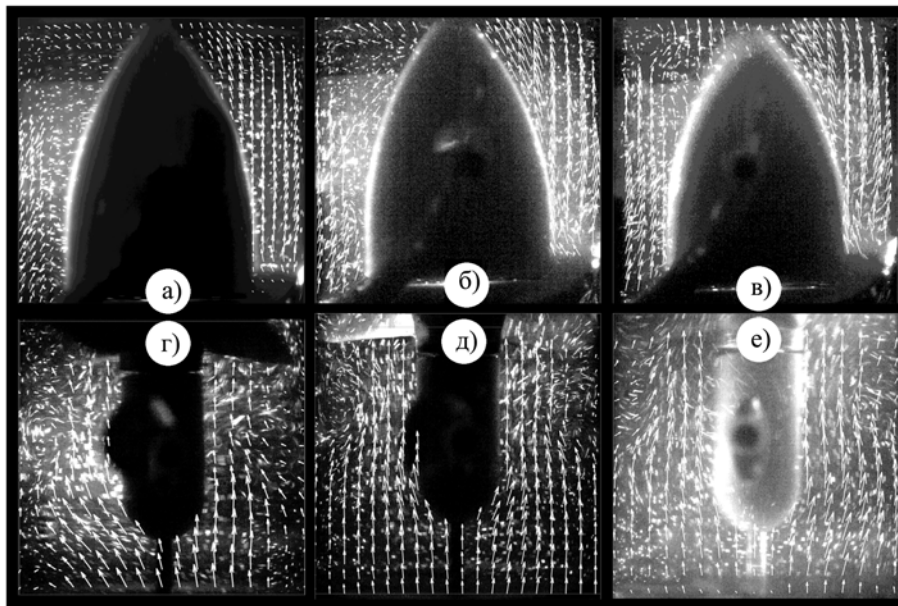


Рис. 5. Векторные поля скоростей в диффузоре (сверху) и в спрямляющем аппарате (снизу) при 3; 4,5 и 6 л/мин

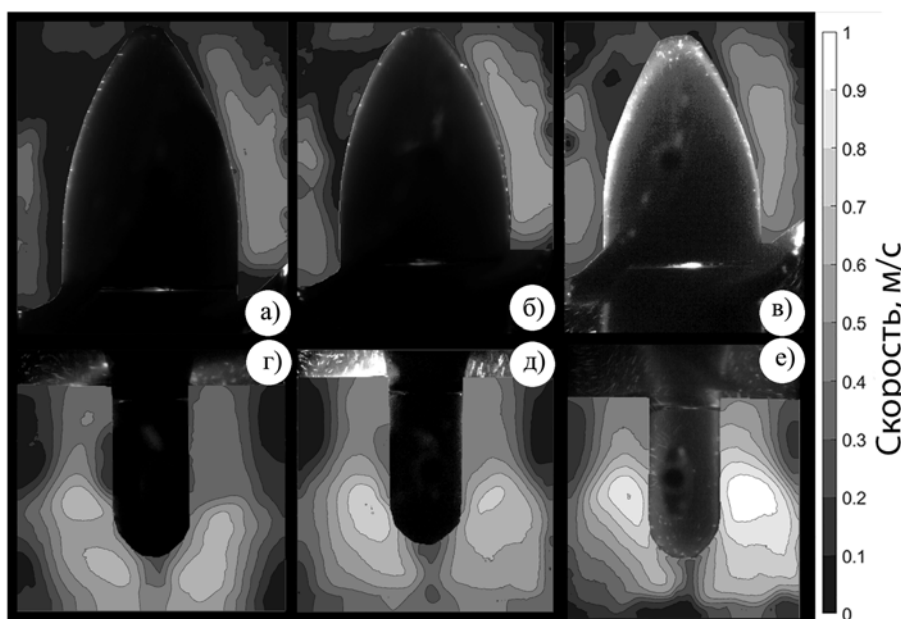


Рис. 6. Поля амплитуд скоростей в диффузоре (сверху) и в спрямляющем аппарате (снизу) при 3 (слева), 4,5 (в центре) и 6 (справа) л/мин

8. Yang F., Kormos R.L., Antaki J.F. High-speed visualization of disturbed pathlines in axial flow ventricular assist device under pulsatile conditions // The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2015. Vol. 150. PP. 938-944.
9. Porfiryev 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. Vol. 10. Iss. 19. P. 6910.
10. Chopski S.G., Downs E., Haggerty C.M., Yoganathan A.P., Throckmorton A.L. Laser Flow Measurements in an Idealized Total Cavopulmonary Connection with Mechanical Circulatory Assistance // Artificial Organs. 2011. Vol. 35. PP. 1052-1064.

Андрей Андреевич Галыстов,
 аспирант,
 Максим Валерьевич Денисов,
 инженер,
 Дмитрий Викторович Тельшев,
 д-р техн. наук, профессор,
 Институт биомедицинских систем,
 ФГАОУ ВО «Национальный
 исследовательский университет «Московский
 институт электронной техники»,
 г. Москва, г. Зеленоград,
 e-mail: galyastov@bms.zone

Г.П. Иткин, А.С. Бучнев, А.П. Кулешов, А.А. Дробышев, А.И. Сырбу

Гидродинамический стенд для исследования педиатрических систем вспомогательного кровообращения

Аннотация

Разработана универсальная конструкция педиатрического гидродинамического стенда для исследования различных методов механической поддержки кровообращения. Разработанный стенд позволяет достаточно точно воспроизводить основные гемодинамические параметры детской системы кровообращения в условиях физиологической нормы и сердечной недостаточности. На гидродинамическом стенде проведены исследования взаимодействия левого и правого желудочков сердца с имплантируемым детским осевым насосом в условиях моделирования сердечной недостаточности.

Введение

В последние десятилетия для лечения взрослых больных с ТСН в мировой клинической практике наряду с трансплантацией сердца, которая ограничена дефицитом используемых органов, широко применяются методы механической поддержки кровообращения (МПК) с применением насосов непulsирующего потока (ННП), которые в силу значительно лучших весогабаритных характеристик, потребления энергии, надежности и ресурса практически вытеснили (96 %) насосы pulsирующего потока (НПП). Однако существующие клинические имплантируемые ННП из-за своих размеров не позволяют имплантировать их педиатрическим пациентам младшего и среднего возраста. В связи с этим в последнее десятилетие в ряде мировых центров, включая ФГБУ «НМИЦ ТИО им. акад. В.И. Шумакова», проводились исследования по созданию малогабаритных педиатрических систем вспомогательного кровообращения (ВК) [1]-[3]. Проведение исследований систем МПК на гидродинамических стендах (ГС) является одним из важнейших этапов разработки новых систем МПК, который позволяет проводить предварительную оценку их характеристик до проведения дорогостоящих экспериментов на животных и доклинической апробации.

При проектировании педиатрического ГС перед нами была поставлена следующая задача: на основе ранее созданного ГС для исследования систем ВК для взрослых больных [4] определить структуру и выбрать основные компоненты и параметры педиатрического ГС для проведения исследований взаимодействия вспомогательных насосов с педиатрической системой кровообращения в условиях нормы и СН, включая исследования эффективности разработанной нами технологии генерации pulsирующего потока [5]. Проектирование представленного в данной работе педиатрического ГС производилось с учетом использования основных методик ВК, включая обход левого желудочка сердца (ОЛЖ), обход правого желудочка сердца (ОПЖ), систему сердечно-легочного легочного обхода (ЭКМО) в широком диапазоне изменения параметров педиатрической сердечно-сосудистой системы (ССС).

Материалы и методы

Основными параметрами проектируемого детского ГС являлись: эластичность артериального и легочного русла, инерционность, общее гидравлическое сопротивление, сократимость имитатора левого и правого желудочков сердца. Поскольку pulsирующие характеры кровотока и давления малого и большого кругов кровообращения не влияют друг на друга, нами был выбран принцип раздельного исследования двух кругов кровообращения. Для каждого круга кровообращения использовался один pulsирующий искусственный желудочек сердца (ИЖС) и контур артериального кровообращения с установкой в зависимости от поставленной задачи исследования параметров, соответствующих большому или малому кругу кровообращения. При этом второй контур с использованием непulsирующего насоса служил для реализации принципа замкнутости системы кровообращения. Выбор данной структуры ГС был сделан на основании того, что поток на входах правого и левого желудочков сердца в естественной системе кровообращения имеет практически непulsирующий характер и не зависит от pulsирующего характера потока и давления в легочном и системном артериальных резервуарах. На основании этого оценка эффективности ВК для малого и большого кругов кровообращения проводилась раздельно с настройкой параметров ИЖС и системы артериального кровообращения для режима работы насоса при обходе левого желудочка (ОЛЖ) или обходе правого желудочка (ОПЖ). Данный метод был использован для тестирования микронасоса tMVAD («HeartWare Inc.», США), где в качестве левого желудочка сердца использовался изолированный желудочек бычьего сердца, а в качестве правого желудочка – осевой насос «HeartMate II» («Abbott Labs», США) [6]. Таким образом, структура педиатрического ГС включает в себя имитатор аорты (легочной артерии), системного (легочного) гидравлического сопротивления, предсердных резервуаров, осевого насоса, имитирующего работу левого (правого) желудочка сердца, pulsирующего левого (правого) ИЖС с пневматическим приводом и системой датчиков давления и расхода.