

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. 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. 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.

В качестве испытываемого насоса ВК исследовался отечественный детский осевой насос «ДОН-3» (ФГБУ «НИИЦ ТИО им. ак. В.И. Шумакова», Россия).

Принципиальная схема педиатрического стенда представлена на рис. 1 и состоит из левого (правого) ИЖС, имитатора эластичности аорты (легочной артерии) (1), системного гидравлического сопротивления (2), венозного (левого, правого) резервуара (4), левого (правого) ННП (5) и левой (правой) предсердной камеры (6), легочного гидравлического сопротивления (10). Эластичность аорты (легочной артерии) выполнена в виде замкнутого резервуара объемом 2000 мл с клапаном, позволяющим регулировать объем воздушной подушки, определяющей параметры эластичности аортального (легочного) резервуара. При этом расчет воздушной подушки проводился по формулам N. Westerhof [7].

Все компоненты стенда были последовательно соединены магистралями из трубки «Tygon» («Saint-Gobain», Франция) с внутренним диаметром 10 мм.

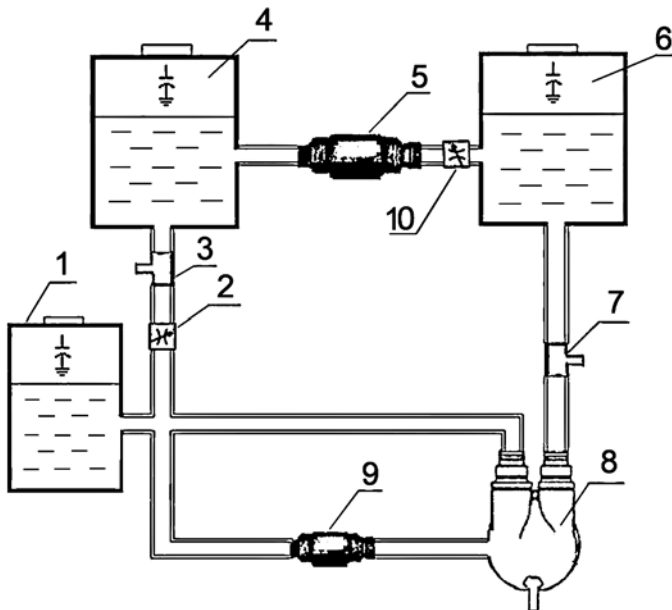


Рис. 1. Принципиальная схема гидродинамического стенда: 1 – артериальная емкость; 2 – системное гидравлическое сопротивление; 3 – датчик измерения артериального или легочного давления; 4 – венозный резервуар; 5 – ННП, имитирующий большой или малый круг кровообращения; 6 – резервуар, имитирующий систему «легочные вены – левое предсердие»; 7 – датчик измерения давления в предсердии; 8 – ИЖС, имитирующий ЛЖС при ОЛЖ; 9 – испытываемый насос; 10 – легочное гидравлическое сопротивление

Вход исследуемого насоса ВК подключался к «верхушке» ИЖС, а выход – к аортальному (легочному) резервуару. В качестве пульсирующего ИЖС использовали двухклапанный насос «MEDOS MEDIZINTECHNIK GMBH» (Германия) с ударным объемом 54 мл с пневматическим приводом «СИНУС-ИС» («ФЗЭМА», Россия), имеющий автономную пневматическую станцию, позволяющую создавать давление 0,5 атм и разрежение 0,15 атм. Пневмопривод позволяет устанавливать заданные давление и разрежение. Частота сердечных сокращений

(ЧСС) равна 120 уд/мин при 35 % длительности систолического периода. Система измерения гемодинамических параметров включает в себя датчики давления компании «Edwards» (США), погрешность измерения  $\pm 3\%$ , ультразвуковые датчики расхода TS420 («Transonic Systems Inc», США), погрешность 4 %, и системы регистрации и обработки данных. Система измерения давления состоит из датчиков давления, которые подключались в ГС при помощи штуцеров 3/8x3/8 компании «Tegumo» (Япония), и многоканального модуля измерения гидродинамических параметров «Ангиотон» («Biosoft-М», Россия) с выводом данных на персональный компьютер для регистрации и обработки информации при помощи программы «Pumpax» («Biosoft-М», Россия).

Испытания на ГС проводились на средах, приближенных по степени вязкости к крови. Вязкость крови человека в норме составляет  $3,045 \cdot 10^{-3} \text{ кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$ , поэтому в качестве рабочей жидкости использовался 35%-ный водный раствор глицерина, вязкость которого равна  $3,04 \cdot 10^{-3} \text{ кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$  при 20 °С.

Исследования взаимодействия ВК и сердечно-сосудистой системы проводились при имитации левожелудочковой и правожелудочковой недостаточности с подключением насосов соответственно в режимах ОЛЖ и ОПЖ.

При проведении исследований работы вспомогательного насоса в режиме ОЛЖ на ГС предварительно устанавливались параметры нормы ( $P_{\text{АД}} = 119/73$  мм рт. ст.,  $P_{\text{ЛП}} = 9$  мм рт. ст.,  $Q_{\text{АО}} = 2,6$  л/мин) с последующим воспроизведением условий СН ЛЖ ( $P_{\text{АД}} = 82/57$  мм рт. ст.,  $P_{\text{ЛП}} = 18$  мм рт. ст.,  $Q_{\text{АО}} = 1,1$  л/мин). На фоне СН в режиме ОЛЖ включали насос «ДОН-3», скорость оборотов ротора составляла  $16500 \pm 100$  об/мин, при этом частоту вращения насоса устанавливали для достижения нормализации сердечного выброса.

При проведении исследований работы вспомогательного насоса в режиме ОПЖ на ГС предварительно устанавливались параметры нормы ( $P_{\text{ЛА}} = 25/9$  мм рт. ст.,  $P_{\text{ПП}} = 8$  мм рт. ст.,  $Q_{\text{ЛА}} = 2,5$  л/мин) с последующим воспроизведением условий СН ПЖ ( $P_{\text{ЛА}} = 16/9$  мм рт. ст.,  $P_{\text{ПП}} = 16$  мм рт. ст.,  $Q_{\text{ЛА}} = 1,1$  л/мин). На фоне СН ПЖ включали насос «ДОН-3», скорость оборотов ротора составляла  $8800 \pm 100$  об/мин, при этом частоту вращения насоса устанавливали для достижения нормализации сердечного выброса.

## Результаты

При помощи педиатрического ГС были сформированы физиологические гемодинамические кривые, соответствующие норме (рис. 2а), СН (рис. 2б) и режиму ОЛЖ (рис. 2в).

На кривых артериального давления ( $P_{\text{АД}}$ ) можно отметить дакротическую волну давления, которая соответствует закрытию аортального клапана. Таким образом, на ГС получены параметры кровообращения детей для нормального сердца, при СН и при подключении вспомогательного детского насоса «ДОН-3», сопоставимые с физиологическими параметрами.

В табл. 1 приведены характеристики гемодинамических параметров для нормы, СН и ОЛЖ при подключении к имитатору ЛЖ детского насоса «ДОН-3», сопоставимые с физиологическими параметрами. При моделировании СН воспроизводили повышение давления наполнения ЛЖ ( $P_{\text{ЛП}}$ ), снижение сердечного выброса ( $Q_{\text{АО}}$ ), артериального давления ( $P_{\text{АД}}$ ). При подключении ОЛЖ («ДОН-3») в условиях моделирования СН наблюдалась нормализация основных гемодинамических параметров ( $P_{\text{ЛП}}$ ,  $P_{\text{АД}}$ ,  $Q_{\text{АО}}$ ). В отличие от параметров ес-

Таблица 1

### Гемодинамические параметры большого круга кровообращения у детей в физиологической норме, при СН и при ОЛЖ

	Норма		НД		ОЛЖ
	Естественные значения	Стеновые значения	Естественные значения	Стеновые значения	Стеновые значения
$P_{\text{АД}}$ , мм рт. ст.	120/80	119/73	80/50	82/57	104/90
$P_{\text{ЛП}}$ , мм рт. ст.	8...10	9	15...20	18	10
$Q_{\text{АО}}$ , л/мин	2...2,5	2,6	1...1,5	1,1	2,6
ЧСС, уд/мин	100...140	120	100...140	120	100...140

тественного кровообращения аортальная пульсация уменьшалась в 2,86 раза.

В табл. 2 приведены характеристики гемодинамических параметров педиатрического ГС для нормы, СН и ОПЖ при подключении к имитатору ПЖ детского насоса «ДОН-3», сопоставимые с физиологическими параметрами. При моделировании СН воспроизводились повышение давления наполнения ПЖ ( $P_{ПП}$ ), снижение сердечного выброса ( $Q_{ЛА}$ ), давления в легочной артерии ( $P_{ЛА}$ ).

В другой серии экспериментов на педиатрическом ГС были сформированы физиологические гемодинамические кривые, соответствующие норме (рис. 3а), СН (рис. 3б) и режиму ОПЖ (рис. 3в).

В условиях моделирования СН при подключении к ПЖ («ДОН-3») наблюдалась нормализация основных гемодинамических параметров ( $P_{ПП}$ ,  $P_{ЛА}$ ,  $Q_{Н}$ ). В отличие от параметров естественного кровообращения аортальная пульсация уменьшалась в 3,75 раза.

### Заключение

Разработанный педиатрический ГС с имитатором левого и правого желудочков сердца позволяет моделировать гемодинамику большого и малого кругов кровообращения. При этом полученные кривые аортального и легочного давления и сердечного выброса соответствуют физиологическим параметрам в условиях нормы и СН у детей.

Это связано прежде всего с выбором элементов стенда, а именно имитатора аорты и легочного резервуара. Не менее важно установить параметры имитатора левого и правого желудочков сердца. При этом на данном ГС в режиме обхода левого и правого желудочков сердца при помощи детского осевого насоса «ДОН-3» в условиях моделирования СН была нормализована системная гемодинамика. Одним из дальнейших направлений развития данного ГС является включение в систему управления ИЖС механизма Франка-Старлинга для воспроизведения реакции желудочков на изменение объема заполнения, являющегося одной из ключевых функций сердечного насоса. В дальнейшем планируется проведение исследований на данном ГС системы генерации пульсирующего потока с использованием кардиосинхронизированного переменного сопротивления на входе насосов неппульсирующего потока в режимах ОЛЖ и ОПЖ [8], [9].

### Список литературы:

1. Dipchand A.I., Edwards L.B., Kucheryavaya A.Y., Benden C., Dobbels F., Levvey B.J. et al. The Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: Seventeenth Official Pediatric Heart Transplantation Report 2014; Focus Theme: Retransplantation // Journal Heart Lung Transplantation. 2014. Vol. 33. № 10. PP. 985-995.

Таблица 2

Гемодинамические параметры малого круга кровообращения у детей в физиологической норме, при СН и при ОПЖ

	Норма		СН		ОПЖ
	Естественные значения	Стендовые значения	Естественные значения	Стендовые значения	Стендовые значения
$P_{ЛА}$ , мм рт. ст.	25/10	25/9	20/8	16/9	26/22
$P_{ПП}$ , мм рт. ст.	10...12	8	18...20	16	7
$Q_{ЛА}$ , л/мин	2...2,5	2,5	1...1,5	1,1	2,5
ЧСС, уд/мин	100...140	120	100...140	120	120

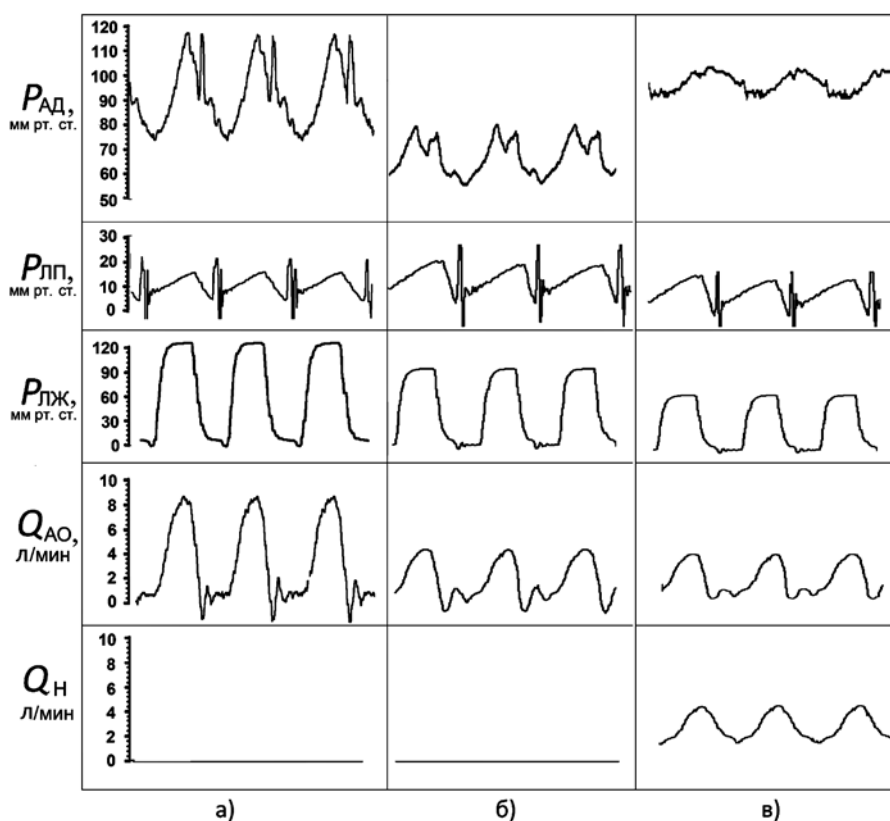


Рис. 2. Гемодинамические параметры большого круга кровообращения, полученные в норме (а), при СН (б) и в режиме ОПЖ (в)

2. Baldwin J.T., Borovetz H.S., Brian W., Duncan B.W., Jarvik R.K., Weiss W.J. The National Heart, Lung, and Blood Institute Pediatric Circulatory Support Program: A Summary of the 5-year Experience // *Circulation*. 2011. Mar 22. Vol. 123. № 11. PP. 1233-1240.
3. Козлов В.А., Дмитриева О.Ю., Иткин, Г.П., Иванов А.С., Кулешов А.П., Волкова Е.А., Говорова Т.Н. Оптимизация размещения детского осевого насоса «Дон-3» в грудной полости ребенка (исследование на математической модели) // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2018. Т. 20. № 3. С. 40-44.
4. Иткин Г.П., Дробышев А.А., Дмитриева О.Ю., Бучнев А.С., Сысоев А.А. Исследования взаимодействия левого желудочка сердца с насосами неппульсирующего потока на гидродинамическом стенде в условиях нормы и патологии // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2015. Т. 17. № 3. С. 43-49.
5. Itkin G.P., Buchnev A.S., Kuleshov A.P., Drobyshv A.A. Haemodynamic Evaluation of the New Pulsatile Flow Generation Method in vitro // *The International Journal of Artificial Organs*. 2019. Vol. 21. № 3. PP. 69-75.
6. Granegger M., Aigner P., Haberl T., Mahr S., Tamez D.A., Graham J. et al. Interaction of a Transapical Miniaturized Ventricular Assist Device with the Left Ventricle: Hemodynamic Evaluation and Visualization in an Isolated Heart Setup // *Artificial Organs*. 2016. Vol. 40. PP. 1113-1120.
7. Westerhof N., Elsinger G., Sipkema P. An Artificial Arterial System for Pumping Heart // *Journal of Applied Physiology*. 1971. Vol. 31. № 5. PP. 776-781.
8. Иткин Г.П., Дробышев А.А., Бучнев А.С., Кулешов А.П., Носов М.С. Устройство управления потоком крови в экстракорпоральных системах вспомогательного кровообращения / Патент РФ № 201911. 2020. Патентообладатель: ФГБУ «НМИЦ ТИО им. акад. В.И. Шумакова» Минздрава России.
9. Иткин Г.П., Носов М.С., Кулешов А.П., Дробышев А.А., Бучнев А.С. Устройство управления потоком крови в имплантируемых системах вспомогательного кровообращения / Патент РФ № 202952. 2020. Патентообладатель: ФГБУ

«НМИЦ ТИО им. акад. В.И. Шумакова» Минздрава России.

Георгий Пинкусович Иткин,  
д-р биолог. наук, профессор,  
кафедра физики живых систем,  
ФГАОУ ВО «Московский физико-технический институт  
(национальный исследовательский университет)»,  
зав. лабораторией,  
лаборатория биотехнических систем,  
ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр  
трансплантологии и искусственных органов  
им. акад. В.И. Шумакова» Министерства  
здравоохранения Российской Федерации,  
Александр Сергеевич Бучнев,  
канд. биолог. наук, научный сотрудник,  
Аркадий Павлович Кулешов,  
канд. биолог. наук, ст. научный сотрудник,  
лаборатория биотехнических систем,  
ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр  
трансплантологии и искусственных органов  
им. акад. В.И. Шумакова» Министерства  
здравоохранения Российской Федерации,  
Александр Александрович Дробышев,  
ведущий инженер,  
отделение по эксплуатации медицинского оборудования,  
ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр  
трансплантологии и искусственных органов  
им. акад. В.И. Шумакова» Министерства  
здравоохранения Российской Федерации,  
Арсений Иванович Сырбу,  
магистр, аспирант 3-го курса,  
кафедра физики живых систем,  
ФГАОУ ВО «Московский физико-технический институт  
(национальный исследовательский университет)»,  
г. Москва,  
e-mail: s\_arseniy@outlook.com

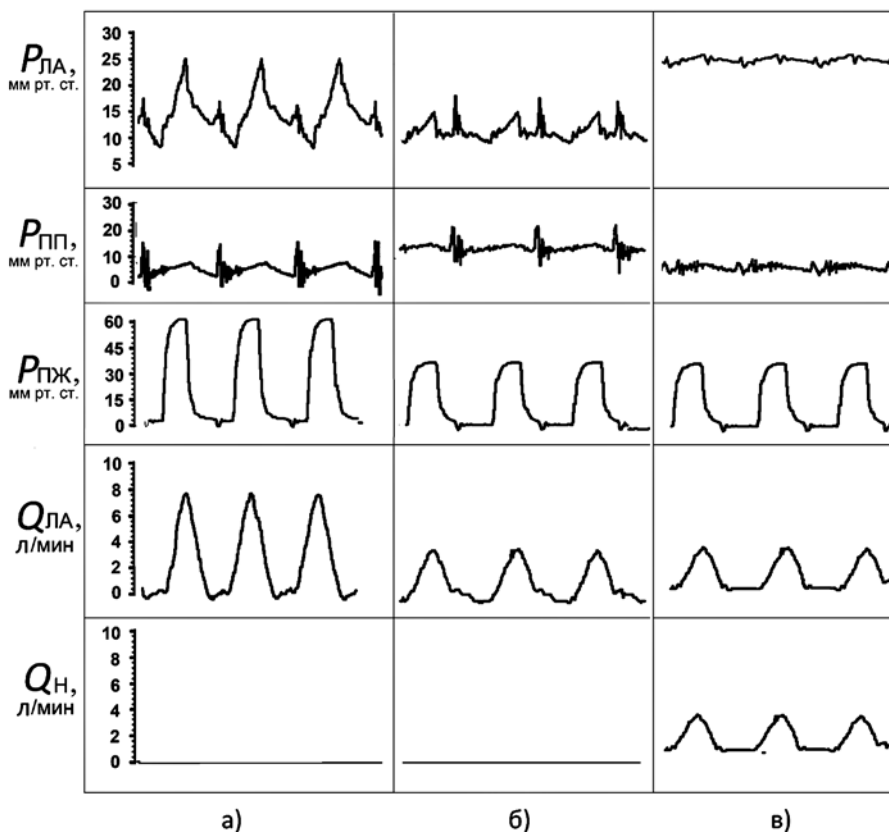


Рис. 3. Гемодинамические параметры малого круга кровообращения, полученные в норме (а), при СН (б) и в режиме ОЛЖ (в)