



Особенности работы с минимизированной системой для кардиopleгии у детей. Стендовое испытание

А. Б. НАУМОВ¹, Ю. С. ПОЛУШИН², Г. Г. ХУБУЛАВА², С. П. МАРЧЕНКО², О. Ю. ТЕРЕШЕНКО¹, Д. Ю. РОМАНОВСКИЙ³, А. В. БИРЮКОВ³

¹ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет» МЗ РФ, Санкт-Петербург, РФ

²ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова» МЗ РФ, Санкт-Петербург, РФ

³ФГБВОУ «Военно-медицинская академия им. С. М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург, РФ

При обеспечении защиты миокарда во время операций на сердце принципиально важно четко соблюдать параметры проведения кардиopleгии. Эта задача реализуется посредством точного представления о свойствах компонентов экстракорпорального контура искусственного кровообращения.

Цель: разработать тестовую модель и с ее помощью оценить технические возможности кровяной кардиopleгической системы с уменьшенным объемом заполнения камеры теплообмена и системы доставки раствора к миокарду.

Материал и методы. Исследована тестовая модель неонатального контура искусственного кровообращения с использованием оксигенатора и кардиopleгической системы с объемом заполнения камеры теплообмена 7 мл с оценкой динамики давления и температуры в ключевых узлах экстракорпорального и кардиopleгического контура при изменении скорости работы насоса, температуры окружающей среды и жидкости в основном контуре.

Результаты. Данная модификация полностью обеспечивает широкий диапазон объемных скоростей жидкости. Поддержание избранного варианта кровяной кардиopleгии и безопасного давления внутри кардиopleгического контура обеспечивается при скорости перфузии до 350 мл/мин. Возможности кардиopleгического контура и системы доставки раствора при нормотермической циркуляции и температуре воздуха в операционной 23°C позволяют обеспечивать поддержание температуры раствора в пределах от 16 до 19°C. При охлаждении раствора в теплообменном устройстве до 4°C температура конечного кардиopleгического раствора обеспечивается в пределах 12–17°C, а при нормотермической перфузии, температуре воздуха в операционной 15°C и температуре раствора в камере теплообмена 4°C – в пределах 6–13°C. При перфузии в режиме умеренной гипотермии (32°C), температуре воздуха в операционной 15°C и температуре в камере теплообмена 4°C подача готового кардиopleгического раствора возможна с t от 5 до 9°C.

Выводы. Предложенная тестовая модель позволяет проводить исследования с целью получения дополнительных характеристик кардиopleгического контура.

Температура окружающего воздуха, скорость работы кардиopleгического насоса и температура жидкости в основном контуре являются основными факторами, влияющими на температуру конечного кардиopleгического раствора.

При использовании исследованного варианта сборки кардиopleгического контура поддержание избранного варианта кровяной кардиopleгии и безопасного давления внутри кардиopleгического контура обеспечивается при скорости перфузии до 350 мл/мин.

Ключевые слова: искусственное кровообращение, кардиopleгия

Для цитирования: Наумов А. Б., Полушин Ю. С., Хубулава Г. Г., Марченко С. П., Терешенко О. Ю., Романовский Д. Ю., Бирюков А. В. Особенности работы с минимизированной системой для кардиopleгии у детей. Стендовое испытание // Вестник анестезиологии и реаниматологии. – 2020. – Т. 17, № 4. – С. 69-77. DOI: 10.21292/2078-5658-2020-17-4-69-77

Specific parameters of operation of the minimized system for cardioplegia in children. Bench test

A. B. NAUMOV¹, YU. S. POLUSHIN², G. G. KHUBULAVA², S. P. MARCHENKO², O. YU. TERESHENKO¹, D. YU. ROMANOVSKIY³, A. V. BIRYUKOV³

¹St. Petersburg State Pediatric Medical University, St. Petersburg, Russia

²Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St. Petersburg, Russia

³S. M. Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

It is very important to observe all the parameters of cardioplegia when protecting myocardium during cardiac surgery. To perform this task, it is necessary to have clear understanding of properties of the elements of the extracorporeal circuit of cardiopulmonary bypass.

The objective: to develop a test model and using it to evaluate technical capabilities of blood cardioplegic system reducing the filling volume of the heat exchange chamber and the system supplying solution to the myocardium.

Subjects and methods. A model of a neonatal cardiopulmonary bypass circuit was tested, it included an oxygenator and the cardioplegic system with a 7-ml heat exchange chamber; changes in the pressure and temperature in key nodes of the extracorporeal and cardioplegic circuits were assessed when the pump velocity, ambient temperature and fluid temperature in the main circuit were changed.

Results. This modification provides a wide range of liquid volumetric velocities. Maintaining the selected variant of blood cardioplegia and safe pressure within the cardioplegic circuit is ensured at the perfusion rate of up to 350 ml/min. With normothermal circulation and air temperature in the operating room of 23°C, parameters of the cardioplegic circuit and solution delivery system allows maintaining the solution temperature within the range from 16 to 19°C. When the solution is cooled in a heat exchanger down to 4°C, the temperature of the final cardioplegic solution is maintained within 12-17°C; and with normothermal perfusion, air temperature in the operating room of 15°C and the solution temperature in the heat exchange chamber of 4°C, the temperature of the final cardioplegic solution can be within 6–13°C. With perfusion in the mode of moderate hypothermia (32°C), air temperature in the operating room 15°C and temperature in the heat exchange chamber 4°C, the final cardioplegic solution can be delivered at the temperature from 5 to 9°C.

Conclusions. The proposed test model allows investigating aimed to find out additional characteristics of the cardioplegic circuit.

Ambient air temperature, cardioplegic pump velocity and main circuit fluid temperature are the main factors influencing the final cardioplegic solution temperature.

When using the studied variant of the cardioplegic circuit assembly, the maintenance of the selected variant of blood cardioplegia and safe pressure inside the cardioplegic circuit are ensured at a perfusion rate of up to 350 ml/min.

Key words: cardiopulmonary bypass, cardioplegia

For citations: Naumov A. B., Polushin Yu. S., Khubulava G. G., Marchenko S. P., Tereshenko O. Yu., Romanovskiy D. Yu., Biryukov A. V. Specific parameters of operation of the minimized system for cardioplegia in children. Bench test. *Messenger of Anesthesiology and Resuscitation*, 2020, Vol. 17, no. 4, P. 69-77. (In Russ.) DOI: 10.21292/2078-5658-2020-17-4-69-77

Для корреспонденции:

Наумов Алексей Борисович
E-mail: naumov99@gmail.com

Correspondence:

Aleksey B. Naumov
Email: naumov99@gmail.com

Искусственное кровообращение (ИК) используется более 60 лет при вмешательствах по поводу врожденных пороков сердца у новорожденных, детей и взрослых [1, 3, 9, 12, 21]. Методика проведения кардиоплегии и способы доставки кардиоплегического раствора на основе крови считаются важнейшими в сфере ИК [4, 5, 23]. Для удовлетворения технических требований к кардиоплегии разработано и внедрено много различных систем для теплообмена [24, 29, 30] и доставки кардиоплегического раствора [8, 13, 16, 18]. Основная задача стратегии совершенствования экстракорпоральных контуров в настоящее время предусматривает минимизацию всех его структурных элементов с сокращением общей длины контура и площади контакта крови с чужеродной поверхностью [27, 28] для уменьшения отрицательных свойств ИК [6, 14, 17, 20, 25, 31]. В ряде исследований подчеркивается важность контроля давления крови как в самом контуре кардиоплегической системы, так и в дистальной его части, непосредственно на канюле, при введении ее в коронарные артерии [11, 15, 22, 26]. Конечная температура кардиоплегического раствора также относится к наиболее критическим параметрам при защите миокарда [1, 10].

Методология выполнения кровяной кардиоплегии подразумевает три температурных варианта: холодовой (менее 20°C), тепловатый (20–30°C) и тепловой (30–37°C) [10]. В литературе вопрос об оптимальном температурном режиме защиты миокарда активно дискутируется, выбор зависит от клинической ситуации и предпочтений хирурга [2, 7, 11, 19]. Однако на практике при обеспечении защиты миокарда принципиально важно просто четко выдерживать заранее согласованные параметры проведения кардиоплегии. Для реализации этой задачи важна точная информация о свойствах используемых компонентов экстракорпорального контура ИК.

Цель: разработать тестовую модель и с ее помощью оценить технические возможности кровяной кардиоплегической системы с уменьшенным объемом заполнения камеры теплообмена и системы доставки раствора к миокарду.

Материал и методы

Собрана тестовая модель неонатального контура ИК на основе оксигенатора FX05 (Terumo)

и кардиоплегической системы Sarns Conducer (Terumo) с объемом заполнения камеры теплообмена 7 мл [8, 20]. Испытания системы осуществляли на аппарате ИК HL-20 (Maquet). Оценивали изменения давления в разных ключевых узлах кардиоплегического контура (КП). Для этого кардиоплегическая система была собрана в модели замкнутого неонатального контура ИК. Для обеспечения полной замкнутости системы магистраль кристаллоидной части кардиоплегической системы соединяли с основным контуром перфузии на выходе из оксигенатора, поэтому в ходе работы необходимый объем жидкости поступал из контура с такой же температурой, какая была в основном контуре. Магистраль доставки конечного кардиоплегического раствора была реализована с помощью удлинительной линии B|Braun с внутренним диаметром 3,0 мм и замкнута в контур посредством разъемов Luer-Lock. Соотношение работы кровяного и кристаллоидного насосов кардиоплегической системы составляло 1 : 4.

Измерения давления выполняли: в аортальной магистрали (рис. 1) на выходе из оксигенатора (P1); на входе в КП контур (P2); на выходе из КП контура (P3); на выходе из магистрали доставки (условно на кардиоплегической канюле) – P4. Измеряли: температуру воздуха в операционной (T1); температуру на выходе из оксигенатора в аортальной магистрали (T2); температуру на выходе из теплообменного устройства кардиоплегической системы (T3); температуру на выходе из магистрали доставки раствора (T4).

Венозным регулируемым зажимом давление в петле артериальная магистраль – венозная магистраль установлено на уровне 80 мм рт. ст. В качестве прайма контура ИК использован 0,9%-ный раствор натрия хлорида. Измерение давления выполняли симультанно после каждого шага изменения скорости кардиоплегического насоса. Исследование выполняли в следующей последовательности: 1) устанавливали скорость основного насоса 1 л/мин; скорость насоса в ходе всего исследования не изменяли; 2) регистрировали исходные показатели датчиков давления; 3) изменяли скорость кардиоплегического насоса с шагом в 100 мл; 4) экспозиция в течение 1 мин; 5) регистрация значений от датчиков давления. В дальнейшем циклично повто-

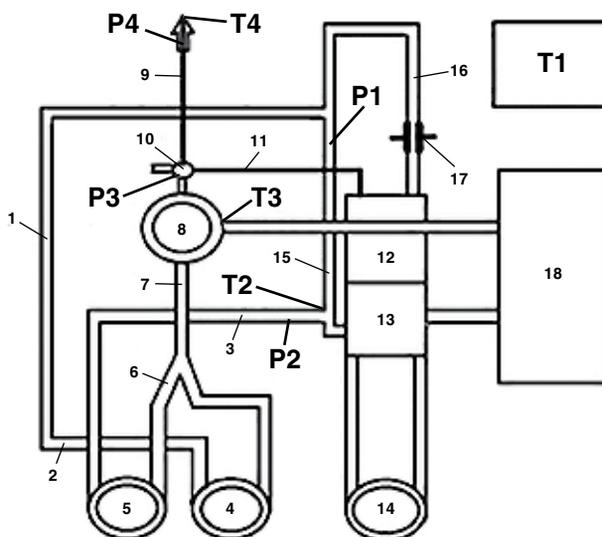


Рис. 1. Схема контура и точки измерения давления и температуры в модели
 1 – кардиоплегический раствор (условно); 2 – магистраль забора кардиоплегического раствора;
 3 – магистраль забора оксигенированной крови; 4 – насос регулировки подачи кардиоплегического раствора;
 5 – насос регулировки забора оксигенированной крови; 6 – коннектор-тройник; 7 – магистраль доставки
 раствора в теплообменное устройство; 8 – теплообменное устройство; 9 – магистраль доставки конечной
 смеси кардиоплегического раствора; 10 – трехходовый краник; 11 – магистраль отвода воздуха/линия
 измерения давления; 12 – кардиотомный резервуар; 13 – оксигенатор; 14 – насос основного контура ИК;
 15 – артериальная магистраль; 16 – венозная магистраль; 17 – магистральный венозный зажим;
 18 – терморегулирующее устройство;
 P1 – давление в аортальной магистрали при выходе из оксигенатора; P2 – давление на входе в КП контур;
 P3 – давление на выходе из КП контура; P4 – давление на выходе из КП магистрали (на КП канюле);
 T1 – температура окружающей среды (операционной); T2 – температура в аортальной магистрали
 основного контура ИК; T3 – температура в теплообменном устройстве кардиоплегической системы;
 T4 – температура конечного кардиоплегического раствора

Fig. 1. Circuit layout and points for measuring pressure and temperature in the model
 1 – cardioplegic solution (provisionally); 2 – line of intake of cardioplegic solution; 3 – line for collection of oxygenated blood;
 4 – pump for regulating the delivery of cardioplegic solution; 5 – pump for regulating oxygenated blood intake; 6 – tee connector;
 7 – line for delivery of the solution to the heat exchanger; 8 – heat exchanger; 9 – delivery line of the final mixture of cardioplegic solution;
 10 – three-way cock; 11 – air outlet line/pressure measurement line; 12 – cardiotomy reservoir; 13 – oxygenator;
 14 – pump of the main circuit of cardiopulmonary bypass; 15 – arterial line; 16 – venous line; 17 – main venous clamp; 18 – thermostatic device;
 P1 – pressure in the aortic line at the oxygenator outlet; P2 – pressure at the inlet cardioplegic circuit; P3 – pressure at the outlet cardioplegic circuit;
 P4 – pressure at the outlet cardioplegic circuit line (on the cardioplegic circuit cannula); T1 – ambient temperature (operating room);
 T2 – temperature in the aortic line of the main circuit of cardiopulmonary bypass; T3 – temperature in the heat exchanger of the cardioplegic system;
 T4 – temperature of the final cardioplegic solution.

ряли пункты 3, 4, 5 до достижения скорости кардиоплегического насоса 800 мл/мин.

Температуру конечного кардиоплегического раствора регистрировали в трех режимах, установленных на терморегулирующем устройстве: 20; 10; 4°С. Измерения выполнялись при температуре в операционной 23 и 15°С и при температуре раствора основного контура ИК 37,0 и 32,0°С. При исследовании температуры конечного кардиоплегического раствора в выбранном режиме последовательно изменяли скорость кардиоплегического насоса с шагом в 100 мл. Скорость основного насоса оставалась постоянной – 1 л/мин. Исследование выполняли в следующей последовательности: 1) изменение скорости кардиоплегического насоса; 2) экспозиция в течение 2 мин; 3) коррекция температуры прайма основного контура до 37°С; 4) экспозиция 2 мин; 5) регистрация значений от температурных датчиков.

Результаты

Изменение давлений в ключевых узлах экстракорпорального контура и системы кровяной кардиоплегии. В ходе исследования собранная модель контура и кардиоплегической системы работали стабильно, дефектов работы отдельных компонентов системы не выявлено.

Как видно из рис. 2, давление в аортальной магистрали (P1) увеличивалось на 15–20 мм рт. ст. от исходного уровня лишь при увеличении скорости кардиоплегического насоса более 600 мл/мин. Давление на входе в кардиоплегическую систему (перед кардиоплегическим насосом – P2) с увеличением скорости кардиоплегического насоса постепенно уменьшалось вплоть до отрицательных значений. Давление непосредственно на выходе из теплообменного устройства (на входе в магистраль доставки – P3) постепенно увеличивалось пропор-

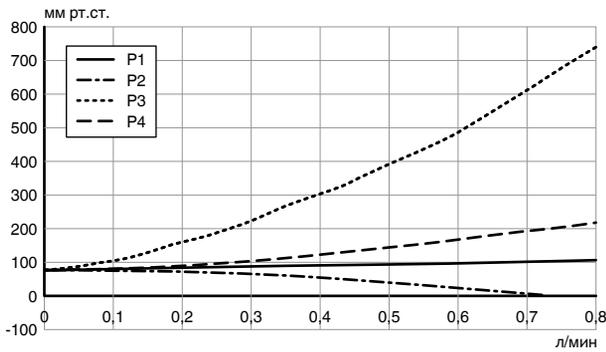


Рис. 2. Динамика изменения давления на различных участках основного и кардиоплегического контуров в зависимости от изменения скорости работы кардиоплегического насоса

Fig. 2. Changes in the pressure at different parts of the main and cardioplegic circuits depending on the change of cardioplegic pump velocity

ционально увеличению скорости кардиоплегического насоса. На выходе из магистрали доставки готового кардиоплегического раствора (P4) давление оставалось постоянным до достижения скорости 250 мл/мин, в дальнейшем начинало расти с шагом 6–10 мм рт. ст./100 мл/мин при увеличении скорости насоса на каждые 100 мл/мин. При скорости роликового насоса от 300 до 800 мл/мин скорость нарастания давления постепенно увеличивалась от 16 до 30 мм рт. ст./100 мл/мин.

При скорости кардиоплегического насоса 400 мл/мин достигнуто давление в 304 мм рт. ст. непосредственно в теплообменном устройстве кардиоплегической системы. При этом градиент на магистрали конечного кардиоплегического раствора составил 179 мм рт. ст.

При скорости 800 мл/мин достигнуто максимальное давление 741 мм с градиентом на магистрали 522 мм рт. ст. При работе на основных неонатальных и педиатрических режимах в диапазоне скоростей от 0,03 до 200 мл/мин увеличение давления в теплообменном устройстве носило плавный прогнозируемый характер с максимальным значением до 160 мм рт. ст. и градиентом на магистрали от 5 до 40 мм рт. ст.

Изменения температуры кардиоплегического раствора при температуре воздуха в операционной 23°C

В режиме тепловатой кардиоплегии (температура жидкости в теплообменном устройстве 20°C) зафиксировано, что при скорости кардиоплегического насоса менее 0,25 л/мин температура конечного кардиоплегического раствора оставалась постоянной и составляла 21°C. Градиент температуры воздуха в операционной с готовым кардиоплегическим раствором оставался постоянным и составлял 1–2°C. При увеличении скорости кардиоплегического насоса наблюдалось постепенное нарастание температуры до 23°C, а разница между температурой кардиоплегического раствора и рас-

творя в аортальной магистрали снижалась до 14°C. Относительно окружающей температуры градиент с кардиоплегическим раствором составил 1°C (рис. 3).

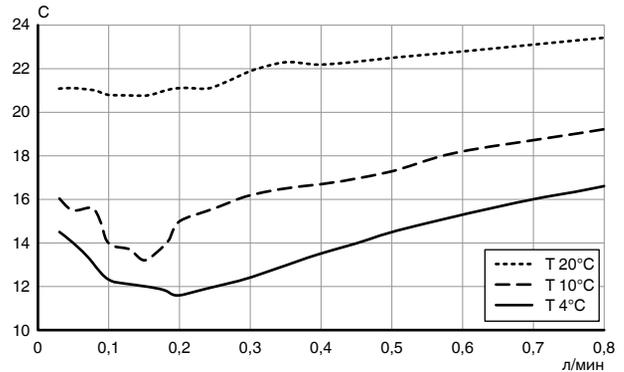


Рис. 3. Динамика изменения температуры конечного кардиоплегического раствора, охлаждаемого термостатом до 20°C при температуре окружающей воздуха 23°C и температуре прайма основного контура 37°C

Fig. 3. Changes in the temperature of the final cardioplegic solution cooled by a thermostat down to 20°C at an ambient temperature of 23°C and a prime temperature of the main circuit of 37°C

В режиме холодной кардиоплегии (температура жидкости в теплообменном устройстве 10°C) температура конечного кардиоплегического раствора, измеренная при низких скоростях кардиоплегического насоса (до 0,05 л/мин), составила 16–15°C с «аортокардиоплегическим градиентом» по температуре в 21°C и градиентом с окружающим воздухом в 7°C. Наименьшее значение температуры кардиоплегического раствора достигнуто при скорости насоса 0,15 л/мин и составляло 13°C. При этом «аортокардиоплегический градиент» был 24°C, а градиент с температурой воздуха в операционной составил 10°C. Пошаговое увеличение скорости кардиоплегического насоса до 0,8 л/мин приводило к постепенному увеличению температуры кардиоплегического раствора и составляло 19°C при максимальной скорости. Это сопровождалось уменьшением «аортокардиоплегического градиента» до 18°C и формированием температурного градиента с воздухом в операционной в 4°C.

В режиме холодной кардиоплегии с еще более низкой температурой жидкости в теплообменном устройстве (4°C) при скорости насоса 0,03 л/мин зарегистрирована температура кардиоплегического раствора 14°C. При увеличении скорости КП насоса с 0,03 до 0,2 л/мин температура конечного раствора снижалась до 12°C. В этот период наблюдалось увеличение «аортокардиоплегического градиента» по температуре с 22 до 26°C. Разница температуры окружающего воздуха с готовым кардиоплегическим раствором на этом этапе составляла от 8 до 12°C. Далее, при увеличении скорости насоса выше 0,2 л/мин, отмечалось нарастание

температуры с максимальным зарегистрированным значением 17°C при максимальной работе насоса 0,8 л/мин.

Изменения температуры кардиоплегического раствора при температуре воздуха в операционной 15°C

При установленной температуре в теплообменном устройстве кардиоплегической системы, равной 10°C, и температуре прайма 37°C температура конечного КП раствора оставалась постоянной и составляла 10°C до увеличения скорости КП насоса до 0,3 л/мин. «Аортокардиоплегический градиент» по температуре зафиксирован в 27°C, а градиент с окружающим воздухом – в 5°C. При дальнейшем увеличении потока выше 0,3 л/мин температура конечного раствора имела тенденцию к увеличению и при скорости насоса 0,7 л/мин составляла 13°C с градиентом раствора в аорте в 24°C и операционного воздуха – 2°C.

В режиме охлаждения жидкости в теплообменном устройстве кардиоплегической системы до 4°C и поддержании температуры в основном контуре 37°C температура, измеренная на начальных этапах исследования при низких скоростях КП насоса (до 0,05 л/мин), составляла 9–7°C. На этом этапе «аортокардиоплегический градиент» по температуре составлял от 28 до 30°C. Разница температуры окружающего воздуха с готовым кардиоплегическим раствором составляла от 6 до 8°C. По мере увеличения скорости насоса отмечено снижение температуры до минимального значения 6°C (при скорости насоса 0,1 л/мин). «Аортокардиоплегический градиент» был равен 31°C, а градиент с окружающим воздухом – 9°C. При дальнейшем увеличении скорости выше 0,1 л/мин температура постепенно увеличивалась и при максимальной скорости насоса 0,7 л/мин составляла 13°C.

При температуре жидкости в теплообменном устройстве 10°C и температуре прайма 32°C температура конечного кардиоплегического раствора оставалась постоянной в пределах 10°C до увеличения скорости КП насоса до 0,5 л/мин. При дальнейшем увеличении потока выше 0,5 л/мин зарегистрированная температура постепенно увеличивалась и при максимальной скорости кардиоплегического насоса 0,7 л/мин составляла 13°C.

При установленной температуре жидкости в теплообменном устройстве в 4°C и температуре прайма 32°C температура, измеренная при низких скоростях кардиоплегического насоса (от 0,03 до 0,05 л/мин), составляла 8–6°C с «аортокардиоплегическим градиентом» по температуре в 24–26°C и градиентом с окружающим воздухом в 7–9°C. По мере увеличения скорости насоса отмечалось снижение температуры до минимально наблюдаемого значения в 5°C, которое фиксировали при скорости потока в диапазоне от 0,1 до 0,25 л/мин. При дальнейшем увеличении скорости кардиоплегического раствора температура постепенно повышалась и при 0,7 л/мин составляла 10°C.

Обсуждение

Оценка полученных результатов показала, что увеличение давления в аортальной магистрали (P1) зафиксировано только при увеличении скорости кардиоплегического насоса более 600 мл/мин. В то же время по мере увеличения скорости кардиоплегического насоса давление *перед ним* (P2) прогрессивно уменьшалось и при достижении скорости 800 мл/мин достигало отрицательных значений. Увеличение скорости более 800 мл/мин сопровождалось дальнейшим снижением давления и появлением пузырьков воздуха в кардиоплегической системе. Данное обстоятельство связано с выравниванием скоростей потока между насосом кардиоплегии и насосом основного контура ИК.

Увеличение давления в теплообменном устройстве перед линией доставки конечного кардиоплегического раствора (P3) увеличивалось соразмерно скорости насоса и при достижении 400 мл/мин превышало 300 мм рт. ст. Такое увеличение давления было обусловлено применением магистрали доставки раствора, предназначенной для работы в неонатальном режиме. В нашем исследовании мы не тестировали изменения давления в контуре со стандартной «взрослой» магистралью, однако очевидно, что применение магистрали большего диаметра может позволить применять более высокие скорости кардиоплегического насоса с давлением в теплообменной камере менее 300 мм рт. ст.

При скорости потока менее 150 мл/мин давление на выходе магистрали (P4) составляло от 76 до 86 мм рт. ст., что является безопасным уровнем для проведения сеансов кардиоплегии у новорожденных и детей грудного возраста. В целом при потоке кардиоплегического раствора до 250 мл давление на выходе линии доставки увеличивалось незначительно. Данное обстоятельство объясняется небольшим просветом линии подачи кардиоплегического раствора, используемого в неонатальном контуре. Следовательно, при проведении сеансов кардиоплегии с потоком более 350–400 мл необходимо применение магистрали с большим диаметром.

Исследование изменений температуры конечного кардиоплегического раствора показало, что при температуре в операционной 23°C и температуре прайма основного контура 37°C значения фактической температуры конечного кардиоплегического раствора максимально приближались к заданным значениям лишь в ограниченном диапазоне скоростей КП-насоса: от 0,03 до 0,25 л/мин при поддержании 20°C в теплообменном устройстве; 0,10–0,18 л/мин при 10°C и 0,13–0,25 л/мин при 4°C. В дальнейшем при увеличении скорости насоса выше 0,2 л/мин зафиксировано постепенное повышение температуры конечного кардиоплегического раствора.

Согласно результатам исследований, при первоначально заданных условиях (температура операционной 23°C, температура прайма основного контура ИК 37°C) и температурных режимах холодовой кардио-

плегии (4°C, 10°C) полученные фактические данные не достигали заданных значений ни в одном из скоростных диапазонов. Таким образом, выявлено, что температура конечного раствора была выше, чем в теплообменном устройстве. Вероятно, эти наблюдения связаны с согреванием жидкости за время прохождения по магистрали доставки КП-раствора. Результаты исследования также показали, что при увеличении скорости потока более 0,2 л/мин отмечается постепенное увеличение температуры конечного раствора. Это обстоятельство, вероятно, связано с конструктивными возможностями камеры теплообменника. Кроме того, отмечено, что применение низких потоков холодной кардиopleгии приводит к увеличению температуры раствора на выходе магистрали, что, по нашему мнению, связано с более быстрым согреванием медленно движущейся жидкости в линии доставки КП-раствора. На втором этапе исследования изменены условия внешней среды: температура операционной снижена до 15°C. Температура прайма оставалась прежней – 37°C (нормотермия), а в дальнейшем снижена до 32°C (поверхностная гипотермия). Исследование проводилось в двух температурных режимах холодной кардиopleгии: 10 и 4°C. Как видно из представленного графика (рис. 4), в температурном режиме 10°C при температуре прайма 37 и 32°C температура конечного кардиopleгического раствора соответствовала 10°C при более широком диапазоне скоростей по сравнению с результатами первого этапа: 0,08–0,30 и 0,08–0,50 л/мин. Эти значения соответствовали скорости подачи раствора при проведении сеансов кардиopleгии у детей старшей возрастной категории и взрослых. Минимальный поток раствора, при котором фактические температурные данные максимально соответствовали установленным в 4°C, составил 80 мл/мин. При потоке *ниже 80 мл/мин* отмечалось повышение температуры на выходе из кардиopleгической магистрали. Это особенно актуально для доставки кардиopleгического раствора с небольшим

потоком у маленьких детей (менее 100 мл/мин), когда внешняя температура может исказить ожидаемые параметры [32].

В данной работе мы постарались смоделировать максимально приближенную к реальным клиническим условиям конструкцию не только контура, но и кардиopleгической системы, чтобы можно было получить характеристики получаемого конечного кардиopleгического раствора с учетом комплексного температурного воздействия на него как внешней среды, так и смешивания с раствором из основного контура. В исследованиях, посвященных тестовым испытаниям подобных устройств, обычно отражаются только результаты, связанные непосредственно с кондуктором, и не учитываются влияние внешних факторов, изменения скорости подачи раствора, скорости основного потока и влияния теплоотдачи дополнительных элементов конструкции [16, 20, 32]. В то же время очевидно, что на практике при техническом исполнении кровяной кардиopleгии с применением теплообменного устройства эти факторы должны обязательно приниматься во внимание.

Примененный нами подход в целом направлен на расширение объективного представления о параметрах кардиopleгии при различных режимах работы. Мы полагаем, что при проведении ИК полученные результаты позволят более точно оценивать возможности применяемого устройства. В то же время мы понимаем, что использованная нами в тестовом исследовании модель контура также имеет определенные ограничения. Полагаем, что полная замкнутость контура и, в частности, отбор кристаллоидной части раствора от основного потока, имеющего температуру 32–37°C, может приводить к некоторому завышению показателей температуры конечного кардиopleгического раствора, тогда как в рутинной работе температура кристаллоидной части раствора соответствовала бы температуре воздуха в операционной. Такая методика ставит более жесткие условия теста для теплообменного устройства, но устанавливает для него определенные «стандартные» условия, что при испытаниях позволяет выяснить технические возможности кондуктора по обеспечению необходимой температуры конечного кардиopleгического раствора.

Таким образом, исследование выявило влияние внешних факторов на изменение конечной температуры готового кардиopleгического раствора в изучаемом контуре. Показано, что среди них ключевыми являлись показатели температуры жидкости в основном потоке, а также окружающей среды и скорость жидкости в кардиopleгической системе. Однако, несмотря на выявленные температурные сдвиги, значения температуры конечного раствора не выходили за рамки выполняемого метода кардиopleгии.

Оценка свойств исследуемого контура кардиopleгической системы показала, что данная модификация полностью обеспечивает широкий диапазон объемных скоростей жидкости. Результаты тестов дают представление, что в предлагаемой схеме сбор-

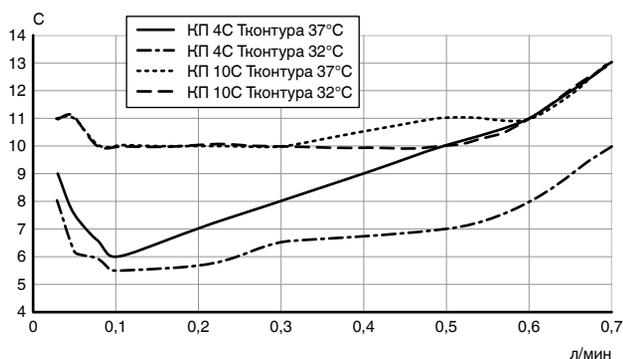


Рис. 4. Динамика изменения температуры конечного кардиopleгического раствора, охлаждаемого термостатом до 10 и 4°C при температуре окружающей среды 15°C и температуры прайма основного контура 37 и 32°C

Fig. 4. Changes in the temperature of the final cardioplegic solution cooled by a thermostat down to 10 and 4°C at an ambient temperature of 15°C and a prime temperature of the main circuit of 37 and 32°C

ки контура пределы безопасной работы обеспечиваются при диапазоне скоростей кардиоплегического насоса от 0 до 350 мл/мин, при которых давление в КП не превышает 300 мм рт. ст.

Выводы

1. Предложенная тестовая модель позволяет проводить исследования с целью получения дополнительных характеристик КП.

2. Температура окружающего воздуха, скорость работы кардиоплегического насоса и температура жидкости в основном контуре являются основными факторами, влияющими на температуру конечного кардиоплегического раствора.

3. При использовании исследованного варианта сборки КП поддержание избранного варианта кровяной кардиopleгии и безопасного давления внутри КП обеспечивается при скорости перфузии до 350 мл/мин.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии у них конфликта интересов.

Conflict of Interests. The authors state that they have no conflict of interests.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бунятян А. А., Шабалкин Б. В., Мещеряков А. В. и др. Оптимальный температурный режим миокарда во время кардиopleгии при операциях на открытом сердце // *Анест. и реаниматол.* – 1985. – № 4. – С. 10–12.
2. Максименко В. Б. Кардионастезиология, искусственное кровообращение, защита миокарда. – Киев: Книга плюс, 2007. – 243 с.
3. Меньшугин И. Н. Искусственное кровообращение у детей в условиях ганглионарной блокады и пульсирующего потока: рук. для врачей. – СПб.: Спец. лит, 1998. – 127 с.
4. Романовский Д. Ю. Патологическая оценка методов защиты миокарда при операциях коронарного шунтирования в условиях искусственного кровообращения: дис. ... канд. мед. наук. – СПб., 2004. – 180 с.
5. Хубулава Г. Г., Марченко С. П., Наумов А. Б. и др. Модифицированная методика комбинированной кристаллоидно-кровяной кардиopleгии с уменьшенным объемом заполнения системы доставки для хирургической коррекции врожденных пороков сердца у детей // *Детские болезни сердца и сосудов.* – 2019. – Т. 16, № 1. – С. 5–15. doi:10.24022/1810-0686-2019-16-1-5-15.
6. Хубулава Г. Г., Журавлев В. П., Бирюков А. В. и др. Способ защиты миокарда при операциях на сердце // Патент на изобретение № 2335290 от 10.10.2008 г. – 8 с.
7. Хубулава Г. Г., Журавлев В. П., Бирюков А. В. и др. Сравнительная оценка методов защиты миокарда при операциях коронарного шунтирования в условиях искусственного кровообращения // *Кардиология и серд.-сосуд. хирургия.* – 2009. – № 1. – С. 51–55.
8. Хубулава Г. Г., Марченко С. П., Наумов А. Б. и др. Способ комбинированной защиты миокарда и устройство для выполнения кровяной холодной кардиopleгии при операциях на сердце у новорожденных и детей грудного возраста. Патент на изобретение RU 2706017 C1. 2019. – 32. – С. 1–11. <https://elibrary.ru/item.asp?id=41363836>.
9. Хубулава Г. Г., Романовский Д. Ю., Бирюков А. В. и др. Искусственное кровообращение и защита миокарда при операциях на сердце. – СПб., 2019. – 168 с.
10. Хубулава Г. Г., Шихвердиев Н. Н., Пайвин А. А. и др. Защита миокарда при операциях на сердце. – Санкт-Петербург: ДИТОН, 2013. – 144 с.
11. Шестакова Л. Г., Островский Ю. П. Защита миокарда // *Хирургия сердца.* – Минск, 1999. – 394 с.
12. Allen B. S., Barth M. J., Ilbawi M. N. Pediatric myocardial protection: an overview // *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery* – 2001. – Vol. 13, № 1. – P. 56–72.
13. Barthelmy R., Barthelmy R., Chauveau N. Evaluation of extracorporeal blood heat exchanger devices // *J. Extra-Corporeal Technol.* – 1990. – Vol. 22 – P. 67–68.
14. Boettcher W., Merkle F., Koster A. et al. Safe minimization of cardiopulmonary bypass circuit volume for complex cardiac surgery in a 3.7 kg neonate // *Perfusion* – 2003. – Vol. 18, № 6. – P. 377–379.
15. Buckberg G. D., Beyersdorf F., Kato N. S. Technical considerations and logic of antegrade and retrograde blood cardioplegic delivery // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg* – 1993. – Vol. 5 – P. 125–133.

REFERENCES

1. Bunyatyan A.A., Shabalkin B.V., Mescheryakov A.V. et al. Optimal temperature regimen of the myocardium during cardioplegia in open heart surgery. *Anast. i Reanimatol.*, 1985, no. 4, pp. 10-12. (In Russ.)
2. Maksimenko V.B. *Kardionesteziologiya, iskusstvennoye krovoobrascheniye, zashchita miokarda.* [Cardioanesthesiology, cardiopulmonary bypass, and myocardial protection]. Kiev, Kniga PlusPubl., 2007, 243 p.
3. Menshugin I.N. *Iskusstvennoye krovoobrascheniye u detey v usloviyakh ganglionarnoy blokady i pulsiruyushchego potoka: ruk. dlya vrachey.* [Artificial blood circulation in children under conditions of ganglionic blockade and pulsating flow. Guidelines]. St. Petersburg, Spets. Lit. Publ., 1998, 127 p.
4. Romanovskiy D.Yu. *Patofiziologicheskaya otsenka metodov zashchity miokarda pri operatsiyakh koronarnogo shuntirovaniya v usloviyakh iskusstvennogo krovoobrascheniya. Dis. kand. med. nauk.* [Pathophysiological assessment of myocardial protection methods during coronary artery bypass grafting operations under cardiopulmonary bypass. Cand. Diss.]. St. Petersburg, 2004, 180 p.
5. Khubulava G.G., Marchenko S.P., Naumov A.B. et al. The modified method of combined crystalloid-blood cardioplegia with reduced filling volume of the delivery system for surgical management of congenital heart defects in children. *Detskie Bolezni Serdtsa i Sosudov*, 2019, vol. 16, no. 1, pp. 5-15. (In Russ.) doi: 10.24022/1810-0686-2019-16-1-5-15.
6. Khubulava G.G., Zhuravlev V.P., Biryukov A.V. et al. *Sposob zashchity miokarda pri operatsiyakh na serdtse.* [The method of the myocardial protection during cardiac surgery]. Patent RUS 2335290 as of 10.10.2008, 8 p.
7. Khubulava G.G., Zhuravlev V.P., Biryukov A.V. et al. The comparative assessment of myocardial protection methods during coronary artery bypass grafting operations in cardiopulmonary bypass. *Kardiologiya i Serd.-Sosud. Khirurgiya*, 2009, no. 1, pp. 51-55. (In Russ.)
8. Khubulava G.G., Marchenko S.P., Naumov A.B. et al. *Sposob kombinirovannoy zashchity miokarda i ustroystvo dlya vypolneniya krovyanoy kholodovoy kardioplegii pri operatsiyakh na serdtse u novorozhdennykh i detey grudnogo vozrasta.* [The method of combined myocardial protection and the device for blood cold cardioplegia during heart operations in newborns and infants]. Patent RUS 2706017 C1. 2019, 32, pp. 1-11. <https://elibrary.ru/item.asp?id=41363836>.
9. Khubulava G.G., Romanovskiy D.Yu., Biryukov A.V. et al. *Iskusstvennoye krovoobrascheniye i zashchita miokarda pri operatsiyakh na serdtse.* [Cardiopulmonary bypass and myocardial protection in cardiac surgery]. St. Petersburg, 2019, 168 p.
10. Khubulava G.G., Shikhverdiev N.N., Payvin A.A. et al. *Zashchita miokarda pri operatsiyakh na serdtse.* [Myocardial protection in cardiac surgery]. St. Petersburg DITON Publ., 2013, 144 p.
11. Shestakova L.G., Ostrovskiy Yu.P. *Zashchita miokarda. Khirurgiya serdtsa.* [Myocardium protection. Cardiac surgery]. Minsk, 1999, 394 p.
12. Allen B.S., Barth M.J., Ilbawi M.N. Pediatric myocardial protection: an overview. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2001, vol. 13, no. 1, pp. 56-72.
13. Barthelmy R., Barthelmy R., Chauveau N. Evaluation of extracorporeal blood heat exchanger devices. *J. Extra-Corporeal Technol.*, 1990, vol. 22, pp. 67-68.
14. Boettcher W., Merkle F., Koster A. et al. Safe minimization of cardiopulmonary bypass circuit volume for complex cardiac surgery in a 3.7 kg neonate. *Perfusion*, 2003, vol. 18, no. 6, pp. 377-379.

16. Byrne C. J., Bednarski A. J., Beckley P. D. Comparative study of five blood cardioplegia systems // *J. Extra-Corporeal Technology*. – 1994. – Vol. 26, № 4 – P. 178–184.
17. Darling E., Harris-Holloway S., Kern F. H. et al. Impact of modifying priming components and fluid administration using miniaturized circuitry in neonatal cardiopulmonary bypass // *Perfusion* – 2000. – Vol. 15 – P. 3–12.
18. Driel M. R. van Cardioplegia heat exchanger design modelling using computational fluid dynamics // *Perfusion* – 2000. – Vol. 15 – № 6 – P. 541–548.
19. Falcoz P., Kaili D., Chocron S. et al. Warm and tepid cardioplegia: do they provide equal myocardial protection? // *Ann. Thoracic Surgery*. – 2002. – Vol. 74, № 6. – P. 2156–2160.
20. Gorney R., Molina J., Reynolds T. A modification of the sarns conducer heat exchanger as a low prime pediatric cardioplegia system // *J. Extra-Corporeal Technol.* – 1994. – Vol. 26, № 1. – P. 37–39.
21. Gravlee G. P., Davis R. F., Hammon J. W. et al. Cardiopulmonary bypass: principles and practice – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008. Вып. 3 – 783 p.
22. Hayash K., Stergiopoulos N., Meister J. J. Techniques in the determination of the mechanical properties and constitutive laws of arterial walls // *M. Properties* – 2001.
23. Hearse D. J. The protection of the ischemic myocardium: surgical success versus clinical failure // *Progress in Cardiovascular Diseases* – 1988. – Vol. XXX – P. 381–402.
24. Hill A. G. Cardioplegia administration and the heat exchanger // *Proc. Am. Acad. Cardiovasc Perfusion*. – 1990. – Vol. 11 – P. 38–42.
25. Karamlou T., Hickey E., Silliman C. C. et al. Reducing risk in infant cardiopulmonary bypass: the use of a miniaturized circuit and a crystalloid prime improves cardiopulmonary function and increases cerebral blood flow // *Pediatric Cardiac Surgery Ann.* – 2005. – Vol. 8. – P. 3–11.
26. Kronon M., Bolling K. S., Allen B. S. et al. The importance of cardioplegic infusion pressure in neonatal myocardial protection // *Thoracic Surgery*. – 1998. – Vol. 66, № 4 – P. 1358–1364.
27. Miyaji K., Kohira S., Miyamoto T. et al. Pediatric cardiac surgery without homologous blood transfusion, using a miniaturized bypass system in infants with lower body weight // *J. Thorac. Cardiovasc. Surgery*. – 2007. – Vol. 134, № 2 – P. 284–289.
28. Molina J. M., Gorney R. M. A new cardioplegia reservoir for the neonate, infant and the pediatric patient // *Am. Soc. Extra-Corpor. Technol. Proc.* – 1991. – P. 50–51.
29. Riley J. B., Winn B. In vitro analysis of extracorporeal blood heat exchange devices // *JECT* – 1977. – Vol. 9, № 3 – P. 134–144.
30. Ueyama K., Jones J. W., Vitsiotis P. S. et al. Rewarming: comparison of contemporary heat-exchangers // *Cardiovasc. Surgery*. – 1995. – Vol. 3 – P. 84.
31. Ugaki S., Honjo O., Nakakura M. et al. Transfusion-free neonatal cardiopulmonary bypass using a TinyPump // *Ann. Thoracic Surgery*. – 2010. – Vol. 90 – P. 1615–1621.
32. Zanella F., Vida V. L., Padalino M. A. et al. The “Tube-In-Tube” circuit a new method for delivering cold blood cardioplegia in neonates and small infants // *World J. Pediatr. Congenit. Heart Surgery*. – 2014. – Vol. 5, № 2 – P. 297–301.
15. Buckberg G.D., Beyersdorf F., Kato N.S. Technical considerations and logic of antegrade and retrograde blood cardioplegic delivery. *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 1993, vol. 5, pp. 125-133.
16. Byrne C.J., Bednarski A.J., Beckley P.D. Comparative study of five blood cardioplegia systems. *J. Extra-Corporeal Technol.*, 1994, vol. 26, no. 4, pp. 178-184.
17. Darling E., Harris-Holloway S., Kern F.H. et al. Impact of modifying priming components and fluid administration using miniaturized circuitry in neonatal cardiopulmonary bypass. *Perfusion*, 2000, vol. 15, pp. 3-12.
18. Driel M.R. van Cardioplegia heat exchanger design modelling using computational fluid dynamics. *Perfusion*, 2000, vol. 15, no. 6, pp. 541-548.
19. Falcoz P., Kaili D., Chocron S. et al. Warm and tepid cardioplegia: do they provide equal myocardial protection? *Ann. Thoracic Surgery*, 2002, vol. 74, no. 6, pp. 2156-2160.
20. Gorney R., Molina J., Reynolds T. A modification of the sarns conducer heat exchanger as a low prime pediatric cardioplegia system. *J. Extra-Corporeal Technol.*, 1994, vol. 26, no. 1, pp. 37-39.
21. Gravlee G.P., Davis R.F., Hammon J.W. et al. Cardiopulmonary bypass: principles and practice, Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins, 2008, Issue 3, 783 p.
22. Hayash K., Stergiopoulos N., Meister J.J. Techniques in the determination of the mechanical properties and constitutive laws of arterial walls. *M. Properties*. 2001.
23. Hearse D.J. The protection of the ischemic myocardium: surgical success versus clinical failure. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 1988, vol. XXX, pp. 381-402.
24. Hill A.G. Cardioplegia administration and the heat exchanger. *Proc. Am. Acad. Cardiovasc. Perfusion*, 1990, vol. 11, pp. 38-42.
25. Karamlou T., Hickey E., Silliman C.C. et al. Reducing risk in infant cardiopulmonary bypass: the use of a miniaturized circuit and a crystalloid prime improves cardiopulmonary function and increases cerebral blood flow. *Pediatric Cardiac Surgery Ann.*, 2005, vol. 8, pp. 3-11.
26. Kronon M., Bolling K.S., Allen B.S. et al. The importance of cardioplegic infusion pressure in neonatal myocardial protection. *Thoracic Surgery*, 1998, vol. 66, no. 4, pp. 1358-1364.
27. Miyaji K., Kohira S., Miyamoto T. et al. Pediatric cardiac surgery without homologous blood transfusion, using a miniaturized bypass system in infants with lower body weight. *J. Thorac. Cardiovasc. Surgery*, 2007, vol. 134, no. 2, pp. 284-289.
28. Molina J.M., Gorney R.M. A new cardioplegia reservoir for the neonate, infant and the pediatric patient. *Am. Soc. Extra Corpor. Technol. Proc.*, 1991, pp. 50-51.
29. Riley J.B., Winn B. In vitro analysis of extracorporeal blood heat exchange devices. *JECT*, 1977, vol. 9, no. 3, pp. 134-144.
30. Ueyama K., Jones J.W., Vitsiotis P.S. et al. Rewarming: comparison of contemporary heat-exchangers. *Cardiovasc. Surgery*, 1995, vol. 3, pp. 84.
31. Ugaki S., Honjo O., Nakakura M. et al. Transfusion-free neonatal cardiopulmonary bypass using a TinyPump. *Ann. Thoracic Surgery*, 2010, vol. 90, pp. 1615-1621.
32. Zanella F., Vida V.L., Padalino M.A. et al. The “Tube-In-Tube” circuit a new method for delivering cold blood cardioplegia in neonates and small infants. *World J. Pediatr. Congenit. Heart Surgery*, 2014, vol. 5, no. 2, pp. 297-301.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет» МЗ РФ, 194100, Санкт-Петербург, ул. Литовская, д. 2.

Наумов Алексей Борисович

кандидат медицинских наук, доцент кафедры анестезиологии-реаниматологии и неотложной педиатрии факультета послевузовского и дополнительного профессионального образования.
orcid.org/0000-0003-0323-0162

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

St. Petersburg State Pediatric Medical University, 2, Litovskaya St., St. Petersburg, 194100.

Aleksey B. Naumov

Candidate of Medical Sciences, Associate Professor of Anesthesiology, Intensive Care and Emergency Pediatrics Department within Post-Graduate and Continuing Professional Development Faculty.
orcid.org/0000-0003-0323-0162

Терешенко Ольга Юрьевна

врач – анестезиолог-реаниматолог отделения анестезиологии и реанимации для детей с кардиохирургической патологией.
orcid.org/0000-0003-4629-1061

ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова» МЗ РФ,
197022, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, д. 6–8Б.

Полушин Юрий Сергеевич

доктор медицинских наук, академик РАН, проректор по научной работе, руководитель научно-клинического центра анестезиологии и реаниматологии, заведующий кафедрой анестезиологии и реаниматологии.
orcid.org/0000-0002-6313-5856

Хубулава Геннадий Григорьевич

доктор медицинских наук, академик РАН, главный кардиохирург Северо-Западного федерального округа Российской Федерации, заведующий кафедрой факультетской хирургии.
orcid.org/0000-0002-9242-9941

Марченко Сергей Павлович

доктор медицинских наук,
профессор кафедры сердечно-сосудистой хирургии.
orcid.org/0000-0003-4785-4532

ФГБВОУ «Военно-медицинская академия им. С. М. Кирова» Минобороны РФ,
191124, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, д. 37а.

Романовский Дмитрий Юрьевич

врач – сердечно-сосудистый хирург Первой клиники хирургии (усовершенствования врачей).
<https://orcid.org/0000-0002-0734-1479>

Бирюков Андрей Валерьевич

заведующий отделением искусственного кровообращения Первой клиники хирургии (усовершенствования врачей).
<https://orcid.org/0000-0001-7437-5284>

Olga Yu. Tereshenko

Anesthesiologist and Emergency Physician of Department of Anesthesiology and Intensive Care for Children with Cardiac Surgery Pathology.
orcid.org/0000-0003-4629-1061

Pavlov First Saint Petersburg State Medical University,
6-8B, Lva Tolstogo St.,
St. Petersburg, 197022.

Yury S. Polushin

Doctor of Medical Sciences, Academician of RAS, Pro-Rector for Research, Head of Research Clinical Center of Anesthesiology and Intensive Care, Head of Anesthesiology and Intensive Care Department.
orcid.org/0000-0002-6313-5856

Gennadiy G. Khubulava

Doctor of Medical Sciences, Academician of RAS, Chief Cardiac Surgeon of the North-Western Federal District of the Russian Federation, Head of Faculty Surgery Department.
orcid.org/0000-0002-9242-9941

Sergey P. Marchenko

Doctor of Medical Sciences,
Professor of Cardiovascular Surgery Department. orcid.org/0000-0003-4785-4532

S.M. Kirov Military Medical Academy,
37a, Academician Lebedev St.,
St. Petersburg, 191124.

Dmitry Yu. Romanovskiy

Cardiovascular Surgeon of the 1st Surgical Clinic (Advanced Training for Physicians).
<https://orcid.org/0000-0002-0734-1479>

Andrey V. Biryukov

Head of Cardiopulmonary Bypass Department of the 1st Surgical Clinic (Advanced Training for Physicians).
<https://orcid.org/0000-0001-7437-5284>