DOI: 10.15825/1995-1191-2022-4-46-53

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА КАНЮЛИ ДЛЯ УДАЛЕНИЯ ГАЗОВОЙ ФРАКЦИИ В СИСТЕМАХ ДРЕНАЖА КРОВИ

А.П. Кулешов¹, А.С. Бучнев¹, А.А. Дробышев¹, О.Ю. Есипова¹, Г.П. Иткин^{1, 2}

¹ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России, Москва, Российская Федерация ² ФГАОУ ВО «Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет)», Москва, Российская Федерация

Разработка малотравматичных дренажных систем, работа которых направлена на максимально возможное разделение крови и воздуха, является актуальным направлением в современной медицине. Цель данной работы состояла в создании недорогой, удобной в пользовании и малотравматичной системы динамической аспирации крови. Система позволяет эффективно разделить кровь и воздух при заборе крови из раны в условиях вакуума, требуемого для аспирации крови. Принцип действия разработки заключается в разделении жидкой и газовой фракций смеси «кровь–воздух» за счет модификации канюли забора крови. Эффект достигается по технологии применения принципов центробежных сил вращающегося потока «кровь–воздух» в сочетании с подъемными архимедовыми силами.

Ключевые слова: аспирация, АИК, канюля, дренаж крови.

DEVELOPMENT OF A CANNULA DEVICE FOR GAS FRACTION REMOVAL IN SURGICAL DRAINS

A.P. Kuleshov¹, A.S. Buchnev¹, A.A. Drobyshev¹, O.Yu. Esipova¹, G.P. Itkin^{1, 2}

¹ Shumakov National Medical Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow, Russian Federation

² Moscow Institute of Physics and Technology, Moscow, Russian Federation

The development of low-traumatic surgical drains aimed at maximum possible separation of blood and air, is an important trend in modern medicine. The objective of this work is to create an inexpensive, user-friendly and low-traumatic dynamic blood aspiration system (DBAS). The system allows effective separation of blood and air when drawing blood from a wound under vacuum conditions required for blood aspiration. The operating principle of the system is to separate liquid and gas fractions of the blood-air mixture by modifying the blood intake cannula. The effect is achieved by applying the principles of centrifugal forces of a rotating blood-air flow combined with Archimedes lift forces.

Keywords: aspiration, CPB, cannula, blood drainage.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время в большинстве хирургических операций используется концепция венозного дренажа крови [1, 2]. Она не применялась в целом до недавнего развития инвазивной кардиохирургии наряду с распространением операций на открытом сердце, не требующих переливания крови [3]. Пациенты, перенесшие кардиохирургические вмешательства с сердечно-легочным обходом (СЛО), нуждаются в большом количестве донорской эритроцитарной массы [4], и значительные данные свидетельствуют о том, что переливания во время операций на сердце увеличивают инфекционные и неинфекционные риски [5–7]. Венозный дренаж для пациентов является приемлемым методом сохранения собственной крови. В процессе процедуры кровь аспирируется из полостей раны с помощью всасывающей канюли, подключенной к системе отсоса крови (роликовый или вакуумный насос). В свою очередь кровь далее попадает в систему рециркуляции, представленную

Для корреспонденции: Кулешов Аркадий Павлович. Адрес: 123182, Москва, ул. Щукинская, д. 1. Тел. (915) 292-47-98. E-mail: ilovemylene@yandex.ru

Corresponding author: Arkadiy Kuleshov. Address: 1, Shchukinskaya str., Moscow, 123182, Russian Federation. Phone: (915) 292-47-98. E-mail: ilovemylene@yandex.ru

собирательным резервуаром и соединительными трубками (рис. 1).

По мнению специалистов, аспирация крови является основным фактором, травматизирующим кровь, и наряду с влиянием микропузырьков воздуха, попадающих в контур кровообращения, увеличивает время реабилитации пациента после хирургического вмешательства. При анализе источников было отмечено, что 79% (п = 15) авторов считают, что техника вакуумного дренажа приносит пользу процедуре вспомогательного кровообращения и/или пациенту. Сокращение количества переливаний способствует предотвращению перегрузки банков крови [8-14]. Уменьшение происходит за счет улучшения биохимических показателей, и следовательно, отпадает необходимость в увеличении объема венозного резервуара для поддержания уровня защиты от попадания воздуха в систему.

Сокращение использования препаратов крови способствует снижению послеоперационных осложнений, а методика обеспечивает снижение общего количества крови, уменьшая гемодилюцию [3, 8–15] и поддерживая уровни гематокрита и гемоглобина на приемлемых уровнях.

Однако наряду с увеличением применения венозного дренажа сообщалось о специфических побочных эффектах процедуры. Willcox et al., LaPietra et al., Davila et al., Burch и Locke отдельно сообщили в отчетах о случаях при исследованиях *in vitro*, в которых система венозного дренажа возвращает пациенту кровь с наличием воздуха [16–19]. Это приводит к возникновению систематических микроэмболий. Микроэмболы часто вызывают значительные церебральные заболевания, обычно проявляющиеся в виде послеоперационного когнитивного дефицита или инсульта [16].

В других исследованиях сообщалось о воздушной эмболии [10, 11, 20, 21]. Было показано, что венозный вакуумный дренаж вызывал почти в 10 раз больше эмболий в артериальной линии по сравнению с пассивным дренажем, несмотря на использование подходящего оборудования. Вышеупомянутая эмболия является следствием образования микропузырьков в жидкости из-за турбулентности, возникающей при прохождении через узкую трубку под высоким давлением. Те же исследования показывают, что только путем сравнения длины методов вакуума и гравитации в ситуации подачи воздуха в венозный контур по венозной линии вакуум позволяет большему объему воздуха поступать в систему.

Были разногласия в отношении наличия высокого уровня гемолиза при использовании вакуума. Большинство авторов считают, что гемолиз, вызванный процедурами с отрицательным давлением, был похож на гемолиз при пассивном дренировании [3, 10, 11, 22]. Однако сравнивая вакуумный дренаж с дре-



Рис. 1. Система венозного дренажа крови. LA – левое предсердие; RA – правое предсердие; LV – левый желудочек; RV – правый желудочек

Fig. 1. Vacuum-assisted venous drainage. LA - left atrium; RA - right atrium; LV - left ventricle; RV - right ventricle

нажем центробежным насосом, Cirri et al. [23] показали, что вакуумный дренаж вызывает более высокую степень гемолиза, что также было подтверждено в исследованиях Gregoretti et al. [24]. Однако Lau et al. не согласны с этим и показывают сходные уровни гемолиза [25].

В последнее десятилетие усилия многих специалистов, работающих в области искусственного кровообращения, были направлены на разработку новых насосов, мембранных оксигенаторов, которые позво-



Рис. 2. Внешний вид модифицированной канюли сепарации

Fig. 2. Schematic representation of the modified separation cannula





Fig. 3. Schematic representation of the separation unit

лили бы снизить травму крови во время подобных операций. Тем не менее, несмотря на определенные успехи в данном направлении, травма крови представляет все еще большую опасность, и это связано главным образом с травмирующим эффектом системы для аспирации крови. Данная проблема становится особенно актуальной в последнее время, когда значительно изменился возраст больных, подвергаемых открытым полостным операциям, и повысилась длительность периодов реабилитации пациентов. В итоге эффективность систем дренажа крови является важной частью хирургического процесса.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

К основным причинам травмы крови при использовании существующих систем аспирации крови относят:

- массивное перемешивание крови с воздухом в канюле, соединительных трубках и насосе;
- высокие значения вакуума, создаваемого насосом.
 Для снижения влияния вышеупомянутых факто-

ров была разработана эргономичная и практичная система динамической аспирации крови (СДАК). Внешний вид модифицированной канюли показан на рис. 2. Система включает трубку забора смеси, на которой располагается специальная насадка и блок сепарации канюли.

Блок сепарации, показанный на рис. 3, имеет узкую часть А, в которой располагается канал подачи смеси 1. Широкая часть В следует после узкой части через плавный переход Б. От насадки забора крови через трубку смесь «жидкость-воздух» поступает во входную трубку блока сепарации, которая является ее продолжением. Канал подачи смеси направлен в утолщенную часть В, в которой вырезаны коническая полость 2, зона фильтрации воздуха 3 и две трубки отвода фракций крови и воздуха 4 и 5, располагающиеся внутри ручки канюли Д.

Одна из трубок (4) является продолжением конической части, и через нее выводится жидкостная фаза с минимальным остатком воздуха. Вторая трубка (5) находится параллельно первой, но соединена с зоной фильтрации, которая расположена вертикально выше конической части. Через данную трубку удаляется воздух, отделенный в процессе течения через коническую часть. В зоне фильтрации устанавливается биоинертная сменная губка для оптимизации процесса сепарации. Замена губки осуществляется посредством открытия верхней крышки.

Коническая часть расположена вертикально с сужением книзу. Относительно сечения конуса входной в него канал расположен под углом. В месте соединения входной канал расположен так, что поток заходит в коническую часть по касательной линии в максимальном радиусе сечения конуса в месте входа. Широкая часть переходит в ручку, разработанную для удобного удерживания системы. В ручке прорезаны упомянутые ранее каналы для жидкостной и газовой фаз. Каналы оканчиваются выводными штуцерами, и соединены с системой генерации вакуума. Эскиз СДАК в полной комплектации представлен на рис. 4. Поскольку сепарация крови и воздуха должна производиться как можно ближе к ране, рабочая камера устройства вмонтирована в рукоятку канюли для дренирования (рис. 3, Д). Таким образом, после процесса разделения кровь собирается в нижнем конце рабочей циклонной камеры и аспирируется через отдельный канал (рис. 3, 5) с помощью роликового насоса (рис. 4, 4).

В свою очередь, воздух собирается в верхней части камеры и аспирируется через другой канал (рис. 3, 4) вакуумным роликовым насосом (рис. 4, 5). Кровь и воздух затем подаются раздельно в кардиотомический резервуар (6).

Принцип действия устройства

Смесь «кровь–воздух» под действием вакуума захватывается через наконечник канюли из раны и течет по каналу (рис. 4). Далее смесь поступает на вход циклонной конической камеры под углом к вертикальной оси (рис. 3). Достигается вращение смеси «кровь–воздух», которое поддерживается за счет конического расширения циклонной камеры. Кровь собирается в нижней части форсунки, а воздух за счет центробежной и архимедовой сил собирается в центре вращающегося потока и устремляется в наивысшую точку. Силы, действующие на пузырек воздуха, можно рассмотреть в системе координат, как показано на рис. 5.

При вхождении пузырька воздуха в циклонную камеру его движение в вертикальном направлении по оси *у* обусловлено поданным вакуумом P₁ с жид-костного канала, вакуумом с воздушного канала P₂,



Рис. 4. Внешний вид СДАК: 1 – заборная канюля; 2 – трубка подачи смеси «жидкость-воздух»; 3 – сепаратор; 4 – роликовый насос крови; 5 – роликовый насос воздуха; 6 – кардиотомический резервуар

Fig. 4. Schematic representation of the dynamic blood aspiration system: 1 – suction cannula; 2 – liquid-air mixture supply tube; 3 – separator; 4 – roller blood pump; 5 – roller air pump; 6 – cardiotomy tank



Рис. 5. Расстановка сил, действующих на пузырек воздуха

Fig. 5. The position of forces acting on air bubble

силой Архимеда F_A , силой вязкого трения F_T . Весом пузырька было решено пренебречь ввиду слабого влияния данного параметра в данных условиях. Так как канал забора смеси входит в циклонную камеру по касательной и вертикальным углом α , в плоскости *ху* вакуум можно рассмотреть как проекцию силы потока F_P на ось *у*. В плоскости *ху* на пузырек будет действовать сила вязкого трения F_{Ty} как противовес движению пузырька. Получим основное стационарное уравнение всплытия пузырьков:

$$F_{A} - F_{Py} - F_{Ty} + F_{2} = 0.$$

В случае отсутствия или слабого влияния вакуума Р₂ и при снижении силы F₂ решение системы уравнений приводит к определению скорости всплытия пузырька и вычислению начальной скорости вращения в циклонной камере:

$$\upsilon_{\rm y} = \frac{1}{18} \frac{\rho g {\rm D_b}^2}{\eta} - \frac{32}{3} \frac{LQ}{\pi d^2 {\rm D_b}} \cdot \sin \alpha$$

где υ_y – скорость всплытия пузырька воздуха, ρ – плотность крови, g – ускорение свободного падения, η – вязкость крови, α – угол захода канала забора крови в циклонную камеру, L – длина канала забора крови, D_b – диаметр исследуемого пузырька воздуха, Q – расход крови.

Скорость всплытия, как следует из анализа уравнения, определяется в большей степени величиной расхода крови, который производит насос, и углом α. Оценка зависимости вакуума и эффективности сепарации является частью процесса первичной разработки СДАК.

Компьютерная модель устройства

Была разработана трехмерная математическая модель СДАК течения вязкой жидкости с наличием пузырьков жидкости различного диаметра в программном обеспечении COMSOL Multiphysics. В результате исследований получена картина движения жидкой и газовой фракций, пример которой показан на рис. 6. Граничные условия расчетов включали в себя значение вакуума до 50 мм рт. ст. Нами был применен режим многофазного моделирования течения крови и воздуха.



Рис. 6. Пример моделирования течения фракций в условиях вакуума 20 мм рт. ст. при диаметре пузырьков воздуха 4 мм

Fig. 6. An example of simulation of fraction flow in a 20 mm Hg vacuum with 4 mm air bubble diameter

В качестве искомого параметра был введен критерий количества воздушной фракции, отделенной от жидкости после течения в циклонной камере. В качестве критерия сходимости был определен критерий сходимости 10^{-4} по давлению. Использована модель турбулентности k-є для моделирования поля течения. Была получена достаточно тонкая сетка, состоящая из тетраэдрических ячеек общим количеством 80 000 элементов.

Пример расчета показывает механику движения фракций при условии расхода жидкости 0,5 л/мин. Можно наблюдать синие линии траекторий движения пузырьков воздуха диаметром до 4 мм в потоке крови, показанном красными линиями. Расчет проведен в условиях объема воздуха в крови, равного 10% общего потока.

Большая часть воздушного потока с некоторым количеством крови (не более 0,05 л/мин) сепарируется в воздушный канал. Объемный расход был создан в условиях вакуума 20 мм рт. ст. Тем самым воздух и вакуум снижают влияние на дальнейшее продвижение крови в кардиотомический резервуар. В воздушном канале кровь испытывает сильное воздействие всех факторов тромбоза, но объем данной фракции снижен до минимального значения

Гидродинамический стенд

Первоначально оценка эффективности СДАК производилась на гидродинамическом стенде визуально по характеру зоны концентрации пузырьков воздуха, а также по изменению состава смеси «воздух– жидкость» после трубки забора (рис. 7). Однако на практике из-за невозможности наблюдать пузырьки воздуха в достаточно широком диапазоне изменения были применены электронные устройства подсчета микропузырьков. Система вакуума представлена двумя насосами, в данном случае это насос роликового типа, способный развивать требуемые значения вакуума для каналов вывода жидкости и газа, и система вакуумного отсоса.

Стенд включает роликовый насос (9), который устанавливает требуемый для исследований вакуум и расход жидкости, регистрируемый расходомером (6). Вывод воздуха осуществляется в резервуар вакуумного отсоса (8) посредством канала (3), а вывод крови – через канал (4). Пузырьки разного диаметра вводятся в кардиотомический резервуар (2) через шприц (5), подключенный к устройству впрыска, на котором регулируется объем подаваемой газовой фракции. Канюля (1) устанавливается в резервуар, который имитирует рану пациента.

Расход измеряли с помощью ультразвукового расходомера (Transonic Systems Inc., США), а давление – датчиками (Edwards Life Sciences, США) (7). Для регистрации гемодинамических параметров использовали многоканальный модуль ANGIOTON (Biosoft-M, Россия) с записью на персональном компьютере в программе Pumpax (Biosoft-M, Россия). Первоначально в качестве рабочей жидкости использовалась вода.

Для соединения различных элементов стенда использовалась стандартная силиконовая трубка 3/8". Во время исследования роликовый насос работал на стандартных конфигурациях для клинического использования, для достижения расхода в диапазоне от 0 до 1 л/мин.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Величина вакуума, необходимого для дренирования смеси «газ-жидкость» (Г-Ж), определялась на стенде при условиях производительности насоса до 1 л/мин. Измерение вакуума проводилось на входе в роликовый насос. При этом переменной величиной было процентное содержание воздуха в смеси от 0 до 50%. На рис. 8 представлена зависимость величины необходимого вакуума для дренирования различного расхода крови (при постоянном расходе роликового насоса).



Рис. 7. Гидродинамический стенд: 1 – канюля; 2 – кардиотомический резервуар; 3 – воздушный канал; 4 – жидкостный канал; 5 – устройство подачи воздуха; 6 – датчик измерения потока / подсчета МП; 7 – датчик измерения вакуума; 8 – система вакуумного отсоса; 9 – роликовый насос

Fig. 7. Hydrodynamic bench: 1 – cannula; 2 – cardiotomy tank; 3 – air channel; 4 – liquid channel; 5 – air supply device; 6 – flow measurement / microbubble counting sensor; 7 – vacuum measurement sensor; 8 – vacuum suction tank; 9 – roller pump



Рис. 8. График зависимости расхода системы от приложенного вакуума

Fig. 8. A graph of flow rate versus applied vacuum

Как видно из рис. 8, величина вакуума изменяется от слабоотрицательного давления, определяемого разностью перепада между местом всасывания и входом в насос, до величины –29 мм рт. ст. при расходе 1 л/мин. Картина сепарации пузырьков при рассчитанном вакууме показана на рис. 9.

Полученные результаты подтверждают, что в процессе сепарации смеси Г-Ж КПД одновременно снижается и при увеличении вакуума, который, как известно, существенно влияет на травму форменных элементов крови, и при увеличении объема поданно-го воздуха. Рабочий диапазон расхода, применяемый в условиях проведения хирургических операций, составляет до 0,5 л/мин с эффективностью сепарации в среднем более 50% и в условиях вакуума не более 10–15 мм рт. ст.

Учитывая, что вязкость крови ($\mu = 4,2 \times 10^{-3}$ кг/ (м·с), плотность $\rho = 1054$ кг/м³) даже в условиях дилюции во время экстракорпорального кровообращения в 2–3 раза выше вязкости воды, величина необходимого вакуума должна быть выше, чем в проведенных нами измерениях.

В разработанном устройстве для дренирования крови с предварительной сепарацией необходимо выбрать производительность по линиям всасывания крови и воздуха. В основном режиме дренирования количество воздуха может в несколько раз превышать количество крови. В таком случае часть воздуха будет попадать в канал крови, перетекая в роторный насос, что составляет наиболее опасный с точки зрения гемолиза режим. Во избежание негативных последствий данного режима производительность канала воздуха можно повысить в несколько раз относительно производительности канала отсасывания крови. В условиях дренирования крови без воздуха кровь будет дренироваться по обоим каналам. В условиях дренирования при простом использования канюли воздух будет также дренироваться по обоим каналам.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложен альтернативный метод, основанный на физических принципах центробежного воздействия и архимедовых сил на микропузырьки воздуха для их эффективного выведения из системы отсоса крови в условиях хирургических операций с применением АИК. Разработана система динамической аспирации крови для минимизации газовой фракции для систем возврата крови в контур АИК.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов. The authors declare no conflict of interest.



Рис. 9. График эффективности сепарации

Fig. 9. Separation efficiency

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

- 1. Jones RE, Donald DE, Swan HJ, Harshbarger HG, Kirklin JW, Wood EH. Apparatus of the Gibbon type for mechanical bypass of the heart and lungs; preliminary report. Proc Staff Meet Mayo Clinic. 1955; 30: 105–113.
- Miller BJ. Laboratory work preceding the first clinical application of cardiopulmonary bypass. *Perfusion*. 2003; 18: 145–154.
- 3. Hayashi Y, Kagisaki K, Yamaguchi T, Sakaguchi T, Naka Y, Sawa Y et al. Clinical application of vacuumassisted cardiopulmonary bypass with a pressure relief valve. Eur J Cardiothorac Surg. 2001; 20: 621–626.
- 4. *Mazer CD, Whitlock RP, Fergusson DA, Hall J, Belley-Cote E, Connolly K et al.* Restrictive or liberal red-cell transfusion for cardiac surgery. *N Engl J Med.* 2017; 377: 2133–2144.
- 5. Vamvakas EC, Carven JH. Transfusion and postoperative pneumonia in coronary artery bypass graft surgery: effect of the length of storage of transfused red cells. *Transfusion*. 1999; 39: 701–710.
- 6. *Karamlou T, Schultz JM, Silliman C, Sandquist C, You J, Shen I et al.* Using a miniaturized circuit and an asanguineous prime to reduce neutrophil-mediated organ dysfunction following infant cardiopulmonary bypass. *Ann Thorac Surg.* 2005; 80: 6–13; discussion 13–14.
- 7. *Vlaar AP, Juffermans NP*. Transfusion-related acute lung injury: a clinical review. *Lancet*. 2013; 382: 984–994.
- Taketani S, Sawa Y, Masai T, Ichikawa H, Kagisaki K, Yamaguchi T et al. A novel technique for cardiopulmonary bypass using vacuum system for venous drainage with pressure relief valve: an experimental study. Artif Organs. 1998; 22 (4): 337–341.
- Chalegre ST, Salerno PR, Salerno LMVO, Melo ARS, Pinheiro AC, Frazão CS et al. Drenagem venosa assistida a vácuo na circulação extracorpórea e necessidade de hemotransfusão: experiência de serviço. Rev Bras Cir Cardiovasc. 2011; 26 (1): 122–127.
- Zangrillo A, Garozzo FA, Biondi-Zoccai G, Pappalardo F, Monaco F, Crivellari M et al. Miniaturized cardiopulmonary bypass improves short-term outcome in cardiac surgery: a meta-analysis of randomized controlled studies. J Thorac Cardiovasc Surg. 2010; 139 (5): 1162–1169.
- Nasso G, Costantini C, Petralia A, Del Prete A, Lopriore V, Fattouch K et al. A new extracorporeal vacuumassited device to optimize cardiopulmonary bypass. Comparison with the conventional system. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2011; 12 (4): 591–595.
- Banbury MK, White JA, Blackstone EH, Cosgrove 3rd DM. Vacuum-assisted venous return reduces blood usage. J Thorac Cardiovasc Surg. 2003; 126 (3): 680–687.
- 13. Bevilacqua S, Matteucci S, Ferrarini M, Kacila M, Ripoli A, Baroni A et al. Biochemical evaluation of vacuum-

assisted venous drainage: a randomized, prospective study. *Perfusion*. 2002; 17 (1): 57–61.

- Nakanishi K, Shichijo T, Shinkawa Y, Takeuchi S, Nakai M, Kato G et al. Usefulness of vacuum-assisted cardiopulmonary bypass circuit for pediatric open-heart surgery in reducing homologous blood transfusion. Eur J Cardiothorac Surg. 2001; 20 (2): 233–238.
- 15. Pappalardo F, Corno C, Franco A, Giardina, Scandroglio AM, Landoni G et al. Reduction of hemodilution in small adults undergoing open heart surgery: a prospective randomized trial. *Perfusion*. 2007; 22 (5): 317–322.
- Willcox TW, Mitchell SJ, Gorman DF. Venous air in the bypass circuit: a source of arterial line emboli exacerbated by vacuum-assisted drainage. Ann Thorac Surg. 1999; 68: 1285–1289.
- LaPietra A, Grossi EA, Pua BB, Esposito RA, Galloway AC, Derivaux CC et al. Assisted venous drainage presents the risk of undetected air microembolism. J Thorac Cardiovasc Surg. 2000; 120: 856–863.
- Davila RM, Rawles T, Mack MJ. Venoarterial air embolus: a complication of vacuum-assisted venous drainage. Ann Thorac Surg. 2001; 71: 1369–1371.
- 19. Burch TM, Locke AQ. Air lock and embolism upon attempted initiation of cardiopulmonary bypass while using vacuum-assisted venous drainage. J Cardiothorac Vasc Anesth 2012; 26: 468–470.
- Colangelo N, Torracca L, Lapenna E, Moriggia S, Crescenzi G, Alfieri O. Vacuum-assisted venous drainage in extrathoracic cardiopulmonary bypass management during minimally invasive cardiac surgery. *Perfusion*. 2006; 21 (6): 361–365.
- Kiyama H, Imazeki T, Katayama Y, Murai N, Mukouyama M, Yamauti N. Vacuum-assisted venous drainage in single-access minimally invasive cardiac surgery. J Artif Organs. 2003; 6 (1): 20–24.
- Murai N, Cho M, Okada S, Chiba T, Saito M, Shioguchi S et al. Venous drainage method for cardiopulmonary bypass in single-access minimally invasive cardiac surgery: siphon and vacuum-assisted drainage. J Artif Organs. 2005; 8 (2): 91–94.
- 23. *Cirri S, Negri L, Babbini M, Latis G, Khlat B, Tarelli G et al.* Haemolysis due to active venous drainage during cardiopulmonary bypass: comparison of two different techniques. *Perfusion.* 2001; 16 (4): 313–318.
- 24. *Gregoretti S.* Suction-induced hemolysis at various vacuum pressures: implications for intraoperative blood salvage. *Transfusion.* 1996; 36 (1): 57–60.
- 25. Lau CL, Posther KE, Stephenson GR, Lodge A, Lawson JH, Darling EM et al. Mini-circuit cardiopulmonary bypass with vacuum assisted venous drainage. Feasibility of an asanguineous prime in the neonate. *Perfusion*. 1999; 14 (5): 389–396.

Статья поступила в редакцию 13.07.2022 г. The article was submitted to the journal on 13.07.2022