

DOI: 10.15825/1995-1191-2024-4-149-156

СОВРЕМЕННЫЕ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ (ЦЕНТРОБЕЖНЫЕ НАСОСЫ И ОКСИГЕНАТОРЫ). ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

О.Ю. Есипова¹, А.П. Кулешов¹, В.К. Богданов¹, А.С. Есипов², Н.В. Грудинин¹

¹ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России, Москва, Российская Федерация

² ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр высоких медицинских технологий имени А.А. Вишневецкого» Минобороны России, Красногорск, Российская Федерация

Более 70 лет непрерывно развиваются и совершенствуются устройства кратковременной механической поддержки кровообращения, а также методы и навыки их имплантаций. Глубокое изучение каждого из существующих устройств важно не только для оптимизации результатов лечения пациентов, но и для создания более безопасного, эффективного, малогабаритного нового устройства. В данном обзоре рассмотрены существующие устройства временной поддержки кровообращения, а также оксигенаторы, которыми дополняют систему с целью протектирования функции легких. Приведены их основные технические характеристики, а также особенности применения в клинической практике. На основе литературного анализа были сформулированы основные направления развития технологии ЭКМО в нашей стране.

Ключевые слова: механическая поддержка кровообращения, центробежный насос, оксигенатор, ЭКМО.

MODERN EXTRACORPOREAL CIRCULATORY SUPPORT SYSTEMS (CENTRIFUGAL PUMPS AND OXYGENATORS). LITERATURE REVIEW

O.Yu. Esipova¹, A.P. Kuleshov¹, V.K. Bogdanov¹, A.S. Esipov², N.V. Grudin¹

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

² National Medical Research Center for High Medical Technologies, Krasnogorsk, Russian Federation

For more than 70 years, short-term mechanical circulatory support devices, as well as methods and skills for their implantation, have been continuously developed and improved. An in-depth study of each of the existing devices is important not only to optimize patient outcomes, but also to create a safer, more effective, smaller-sized new device. This review considers existing temporary circulatory support devices, as well as oxygenators, that supplement the system to protect lung function. Their main technical characteristics and the peculiarities of their application in clinical practice are given. Based on the literature review, we formulated the main directions of extracorporeal membrane oxygenation evolution in Russia.

Keywords: mechanical circulatory support, centrifugal pump, oxygenator, ECMO.

ВВЕДЕНИЕ

Современная трансплантология значительно расширила возможности лечения пациентов, находящихся в критических состояниях, благодаря но-

вейшим методам медикаментозной терапии и разработанным медицинским изделиям, позволяющим замещать утраченную или сниженную функцию жизненно важных органов. В число последних входят

Для корреспонденции: Есипова Ольга Юрьевна. Адрес: 123182, Москва, ул. Щукинская, д. 1.
Тел. (925) 190-96-14. E-mail: olgadmitrieva2008@yandex.ru

Corresponding author: Olga Esipova. Address: 1, Shchukinskaya str., Moscow, 123182, Russian Federation.
Phone: (925) 190-96-14. E-mail: olgadmitrieva2008@yandex.ru

применение систем экстракорпоральной мембранной оксигенации (ЭКМО) [1–3]. Имплантация ЭКМО на сегодняшний день является высокоэффективным методом компенсации острой сердечной и дыхательной недостаточности, а также мостом к трансплантации донорских сердца или легких. Возникнув как экспериментальное направление физиологии, ЭКМО стала значимым клиническим направлением, от которого зависит возможность либо восстановления функций пораженных органов и выздоровления пациента, либо выполнения дальнейших процедур трансплантации органов [4–10].

ЭКМО представляет собой подключение посредством канюляции крупных магистральных сосудов экстракорпорального контура, содержащего компоненты, без которых не обходится ни одна имплантация данной системы: канюли, оксигенатор и экстракорпоральный насос. Оксигенаторы используются в качестве элементов насыщения крови кислородом и одновременно для элиминации углекислого газа [11–13]. Различия в используемых оксигенаторах сводятся к особенностям их конструкции, объему заполнения и газотранспортным свойствам мембраны, а также требуемому давлению для создания потока крови 1–5 л/мин, требуемого для обеспечения удовлетворительных показателей оксигенации.

В качестве элементов, создающих требуемые параметры давления и расхода, используются экстракорпоральные насосы. По ряду свойств практически все насосы используют центробежный тип генерации напора [14, 15].

В данной обзорной статье были рассмотрены основные достижения в разработке и применении в клинической практике двух основных элементов системы экстракорпоральной мембранной оксигенации: насосов для перекачки крови и оксигенаторов.

ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНЫЕ НАСОСЫ ДЛЯ СИСТЕМЫ ЭКМО

Центробежные насосы, являясь неотъемлемой составляющей экстракорпорального контура в системе ЭКМО, обеспечивают поддержание гемодинамических констант пациента во время процедуры при заданных параметрах, способны компенсировать недостаточность кровообращения или частично заместить сниженную насосную функцию сердца, обеспечивают ток крови через мембранный оксигенатор для насыщения ее кислородом и элиминации углекислого газа, протезируя легочную функцию.

Maquet Rotaflow (Maquet, Getinge Group, Германия)

Maquet Rotaflow – центробежный насос (ЦН), предназначенный для обеспечения непрерывного потока крови для поддержания и/или замены насос-



Рис. 1. Внешний вид Maquet Rotaflow

Fig. 1. Appearance of Maquet Rotaflow

ной функции сердца (рис. 1) [16–19]. В дополнение к ЦН была разработана система постоянного жизнеобеспечения (PLT), которая может обеспечивать не только сердечную поддержку, но и респираторную. Диапазон кровотока, который создает система, от 0,5 до 7 л/мин. Набор PLT разработан с ограниченным количеством основных компонентов для минимизации напряжения сдвига и турбулентного потока.

Эта система состоит из насоса с шарнирным подшипником в виде прецизионного шарика диаметром 3 мм, выполненного из оксида алюминия с низким трением, который поддерживает рабочее колесо с 4-лопастным импеллером. Головка насоса сконструирована для использования потенциала радиального магнитного привода. Система автоматическая, но в случае отказа может быть запущена вручную.

Объем заполнения насоса составляет 32 мл. Диаметр входных и выходных канюль составляет 3/8"; однако система использовалась у новорожденных и младенцев с применением специальных переходников на размер 1/4".

Набор PLS включает в себя высокоплазмостойкий полиметилпентеновый оксигенатор Quadrox iD, одобренный для непрерывного использования в течение 14 дней (рис. 2).



Рис. 2. Оксигенатор Quadrox iD

Fig. 2. Oxygenator Quadrox iD

В этой системе оксигенатор и насос объединены, что позволяет осуществлять экстракорпоральную поддержку кровообращения непрерывно до 30 дней.

Эта система имеет входные/выходные разъемы 3/8" и обеспечивает поток до 7 л/мин. Эти компоненты изготавливаются с биосовместимыми покрытиями BIOLINE или SOFTLINE (без гепарина) [20]. Оксигенатор имеет неповторимую структуру расположения волокна мембраны относительно потока крови.

Medos Deltastream DP3 Pump (XENIOS AG, Германия)

Medos Deltastream DP3 – насос для ЭКМО, одобрен для среднесрочного использования до 14 дней [21–24]. Это диагональный насос, сочетающий в себе характеристики как центробежного, так и осевого насоса (рис. 3). DP3 имеет входные и выходные разъемы 3/8" и 1/4". Объем заполнения составляет 16 мл и при этом создает поток до 8 л/мин.

Скорости потока достигают 8 л/мин для выходного диаметра канюли 3/8" и до 2,4 л/мин для 1/4".



Рис. 3. Экстракорпоральная головка насоса Medos Deltastream DP3

Fig. 3. Extracorporeal head for the Medos Deltastream DP3 pump

Скорость насоса регулируется в диапазоне от 100 до 10 000 об/мин. Режим «нулевого потока» позволяет немедленно остановить работу насоса путем снижения оборотов, предотвращая обратный поток. Medos Deltastream DP3 включает в себя керамический подшипник и магнитную муфту с дополнительным режимом пульсации в диапазоне от 40 до 90 уд/мин, его нельзя запускать вручную, но в случае отказа консоль, которая является портативной и легкой (до 10 кг), содержит две 90-минутные батареи питания, способные поддержать систему во время отказа оборудования. Одновременно у компании-производителя имеется линейка взрослых и детских оксигенаторов.

CentriMag/PediVas (Abbott, США)

CentriMag и PediVas – центробежные насосы на магнитном подвесе, предназначенные для экстракорпоральной поддержки взрослых и педиатрических пациентов соответственно [25–30].

Устройство PediVAS используется как у новорожденных, так и у младенцев. Насос имеет малый объем заполнения – 14 мл по сравнению с CentriMag – 31 мл (рис. 4).

Диаметры входной и выходной канюль у PediVAS и CentriMag составляют 1/4" и 3/8" соответственно. Благодаря конструкции импеллера при одинаковых скоростях работы ротора (например, 5500 об/мин) PediVAS может достигать расхода жидкости до 1,7 л/мин, в то время как CentriMag – до 9,9 л/мин. Это позволяет создавать максимальное рабочее давление 600 мм рт. ст. для CentriMag и 540 мм рт. ст. для PediVAS. Эти два насоса официально одобрены FDA на 30-дневное использование как для ЭКМО, так и для вспомогательного обхода желудочков сердца. Обе головки насоса работают с одной и той же консолью и оборудованием (рис. 5).

Данные ЦН работают на магнитном подвесе, функционируя без каких-либо подшипников, следовательно, отсутствует контакт между рабочим колесом и корпусом. Это исключает образование лишнего трения и тепла, снижая риск гемолиза и тромбоза.

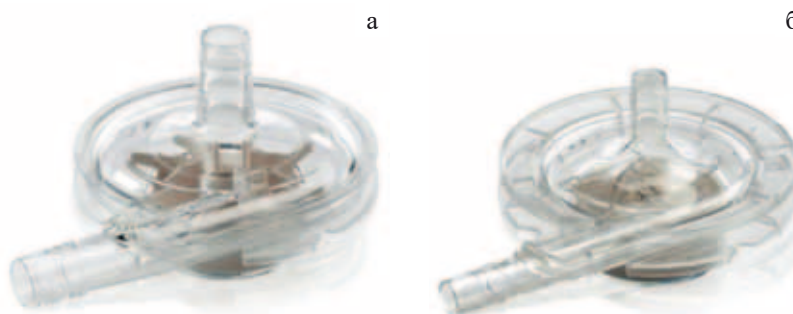


Рис. 4. Центробежный насос: а – CentriMag; б – PediVas

Fig. 4. Centrifugal pump: а – CentriMag; б – PediVas centrifugal pump

Охлаждение двигателя происходит за счет конвективного потока воздуха окружающей температуры.

Medtronic Pumps (Medtronic Inc., США)

Центробежные насосы Medtronic (взрослый ВРХ-80 и педиатрический ВР-50) широко использовались во время операций на открытом сердце [31–35]. Эти



Рис. 5. Система привода CentriMag

Fig. 5. CentriMag drive system

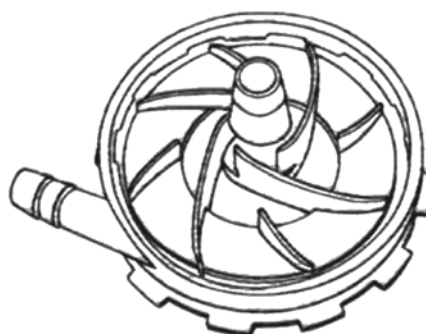
насосы имеют две конфигурации: взрослая версия – ВРХ-80 с объемом заполнения 80 мл, и педиатрическая – ВР-50 с объемом заполнения 48 мл. Каждый из ЦН обладает гладкой конструкцией вихревого конуса (рис. 6).

Оба насоса предназначены для кратковременного применения. Диаметр входных и выходных канюль ЦН ВРХ-80 составляет 3/8", и обеспечивает расход жидкости до 8 л/мин. Педиатрический насос обеспечивает поток насоса – до 1,5 л/мин. К данным насосам также разработан экстракорпоральный контур с гепариновым покрытием Carmeda (Carmeda AB, Швеция).

Центробежный насос крови Affinity (AP40) (второе поколение центробежного насоса ВРХ-80) представляет собой центробежный насос с малым объемом заполнения (40 мл) с гладким конусом и низкопрофильными ребрами, конструкция которых обеспечивает низкие значения гемолиза (рис. 7, а). Данный ЦН совместим с консолью для управления скоростью вращения импеллера Medtronic Bio-Console с новым дистанционным приводом (рис. 7, б).



а



б

Рис. 6. Центробежный насос: а – для взрослых пациентов ВРХ-80; б – для педиатрических пациентов ВР-50

Fig. 6. Centrifugal pump: а – ВРХ-80 for adult patients; б – ВР-50 for pediatric patients



а



б

Рис. 7: а – центробежный насос крови Affinity; б – консоль для управления насосом Medtronic Bio-Console

Fig. 7: а – Affinity centrifugal blood pump; б – Medtronic Bio-Console for pump control

ЦН Affinity обеспечивает расход крови до 10 л/мин при более низких оборотах в минуту (по сравнению с предыдущими версиями насоса Medtronic), низкое тепловыделение, создаваемое несколькими движущимися частями и керамическими шарнирными подшипниками. Этот насос показал низкие значения гемолиза – менее 0,1 грамма гемоглобина, выделяемого на 100 л крови, при расходе 5 л/мин [36].

LivaNova Revolution (Sorin Group, Великобритания)

LivaNova Revolution – центробежный насос с объемом заполнения 57 мл и диаметром входного и выходного каналов – 3/8" (рис. 8, а) [37]. Насос

устанавливается на специализированную консоль и управляется системой Sorin LivaNova (рис. 8, б).

Благодаря открытой конструкции рабочего колеса насос может легко заполнять и удалять воздух. Нейлоновый магнит в корпусе, пропитанный ферромагнитными частицами, отлит под давлением, что повышает долговечность насоса. LivaNova может обеспечивать расход до 8 л/мин. Центробежный насос Revolution 5 был одобрен FDA для использования в системе ЭКМО в течение 5 дней.

ОКСИГЕНАТОРЫ ДЛЯ СИСТЕМЫ ЭКМО

В настоящее время на рынке представлен ряд оксигенаторов для систем ЭКМО для взрослых и педиатрических пациентов. Были проанализированы основные их параметры, и полученные данные сведены в табл. 1 [38–44].

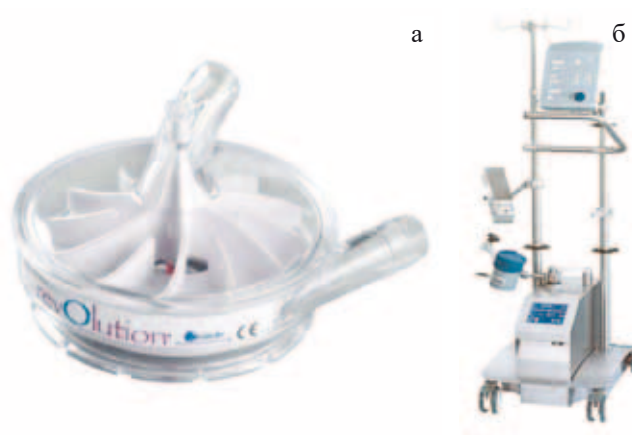


Рис. 8: а – центробежный насос крови LivaNova Revolution; б – специализированная консоль для управления ЦН

Fig. 8: а – LivaNova Revolution centrifugal blood pump; б – specialized pump control console

Таблица 1

Основные технические параметры оксигенаторов для системы ЭКМО

Main technical specifications of oxygenators for an ECMO system

	Объем запол- нения, мл	Максималь- ный расход крови, об/мин	Площадь поверхнос- ти газооб- мена, м ²	Площадь поверхнос- ти тепло- обмена, м ²	Покрытие поверхности	Максимальное время использования
Medos HILITE 800 (Для педиатрических пациентов)	55	0,8	0,32	0,074	Гепариновое покрытие	Длительное использование
Medos HILITE 2400 (Для взрослых пациентов)	95	2,4	0,65	0,16	Гепариновое покрытие	Длительное использование
Medos HILITE 7000 (Для взрослых пациентов)	275	7	1,9	0,45	Гепариновое покрытие	Длительное использование
Getinge QUADROX iD (Для взрослых пациентов)	250	7	1,8	–	Покрытие «Bioline»	до 30 дней
Getinge QUADROX iD (Для педиатрических пациентов)	81	2,8	0,8	0,15	Покрытие «Bioline»	до 30 дней
Eurosets ECMO (Для взрослых пациентов)	225	7	1,81	0,08	Фосфорилхлолин	до 14 дней
Eurosets ECMO (Для педиатрических пациентов)	190	4	1,35	0,08	Фосфорилхлолин	до 14 дней
Paragon Pediatric (Для педиатрических пациентов)	175	4	1,23	0,2	Покрытие Rheopak Albumin	до 15 дней
Paragon Mini (Для педиатрических пациентов)	225	5	1,78	0,2	Покрытие Rheopak Albumin	до 15 дней
Paragon Midi (Для взрослых пациентов)	250	7	1,95	0,4	Покрытие Rheopak Albumin	до 15 дней
Paragon Maxi (Для взрослых пациентов)	290	9	2,44	0,4	Покрытие Rheopak Albumin	до 15 дней
LivaNova EOS (Для взрослых пациентов)	150	5	12	0,14	Фосфорилхлолин	до 5 дней
LivaNova Lilliput II (Для педиатрических пациентов)	90	2,3	0,67	0,02	Фосфорилхлолин	до 5 дней
Novalung Minilung (Для педиатрических пациентов)	95	2,4	0,65	0,074	Гепариновое покрытие	до 29 дней
Novalung iLA Membrane (Для взрослых пациентов)	225	4,5	1,3	–	Гепариновое покрытие	до 29 дней
Novalung XLung (Для взрослых пациентов)	275	7	1,9	0,45	Гепариновое покрытие	до 29 дней

Таблица 2

Сводная таблица данных применения экстракорпоральных насосов
Summary data on extracorporeal pump application

	Достоинства экстракорпорального насоса	Недостатки экстракорпорального насоса
Maquet Rotaflow Pump	1. Минимальные значения напряжения сдвига внутри полостей насоса. 2. Есть переход на ручной режим работы. 3. Непрерывное использование до 14 дней	Высокие показатели гемолиза
Medos Delta Stream DP3 Pump	1. Возможность создания дополнительного пульсирующего режима работы от 40 до 90 уд/мин. 2. Уникальный режим нулевого потока, который предотвращает нежелательный обратный поток. 3. Есть портативная (~10 кг) консоль с 2 батареями питания на 90 минут	Нет перехода на ручной режим работы
CentriMag Pump / PediVas Pump	Магнитная левитация, которая снижает риск гемолиза и тромбоза	Нет резервной системы питания
Medtronic BPX-80 / BP-50	1. Есть модификация с гепариновым покрытием. 2. Высокая чувствительность к предварительной нагрузке	Высокие показатели гемолиза. Кратковременное использование
Medtronic Affinity	1. Низкие показатели гемолиза. 2. Высокий КПД насоса	Кратковременное использование
Revolution LivaNova Pump	1. Низкий коэффициент трения за счет отсутствия уплотнения у подшипников. 2. Легкое заполнение и удаление воздуха из полостей насоса. 3. Нейлоновый магнит, пропитанный ферромагнитными частицами, отлит под давлением, с характеристиками, которые в сочетании с рабочим колесом повышают долговечность насоса	Только 2 канала для измерения давления, и можно установить два предела расхода. Кратковременное использование

ОБСУЖДЕНИЕ

В данном обзоре обобщены основные характеристики насосов и оксигенаторов, которые используются в современной клинической практике. Исходя из полученной информации выявили основные достоинства и недостатки экстракорпоральных насосов для ЭКМО (табл. 2).

В процессе исследования центробежных насосов для ЭКМО учитываются не только требования для функционирования различных оксигенаторов в разных расходно-напорных режимах, но и требования к обеспечению давления и потока в канюле, подключаемой к пациенту. Зачастую сосуды пациентов, в особенности пациентов с низкими антропометрическими показателями, имеют малый диаметр, что ведет к использованию соответствующих канюль. В таком случае падение давления на канюле диаметром 5 мм при потоке в 5 л/мин может достигать нагрузки 150 мм рт. ст., что необходимо учитывать.

Увеличение количества выполняемых процедур имплантации систем ЭКМО в отделениях интенсивной терапии и кардиореанимации на протяжении десятилетий демонстрирует высокие показатели выживаемости у пациентов в критических состояниях. На сегодняшний день используемые системы представлены в основном импортными образцами, что свидетельствует о необходимости создания отечественного ЦН.

Разработка и внедрение отечественных центробежных насосов крайне важны и актуальны. Это позволит повысить качество медицинских услуг и создать расходный материал для проведения клинических манипуляций.

На данном этапе представлены научные данные, обосновывающие выбор определенных моделей насосов для дальнейшего совершенствования. Разработка и клиническое внедрение отечественных центробежных насосов создаст предпосылки к созданию собственных расходных материалов для процедуры ЭКМО.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Исходя из полученных данных именно использование технологии магнитной левитации и центробежного потока эффективно и безопасно для лечения пациентов. Снижение нежелательных послеоперационных явлений и функциональное восстановление пациентов – одни из главных клинических целей применения систем экстракорпоральной мембранной оксигенации в клинической практике. Поэтому на базе мировых стандартов создания подобных систем были сформулированы медико-технические требования к первому отечественному разрабатываемому экстракорпоральному насосу для применения в контурах ЭКМО. В продолжающихся исследованиях будут произведены трехмерные математические

расчеты конструкции ЦН, расчеты основных узлов, создание макетов и испытание их на гидродинамических стендах на предмет соответствия заявленным медико-техническим требованиям.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

The authors declare no conflict of interest.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Mugford M, Elbourne D, Field D. Extracorporeal membrane oxygenation for severe respiratory failure in newborn infants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2008; 3: CD001340.
2. Sievert AN, Shackelford AG, McCall MM. Trends and emerging technologies in extracorporeal life support: results of the 2006 ECLS survey. *J Extra Corpor Technol*. 2009; 41 (2): 73–78.
3. Fleming GM, Gurney JG, Donohue JE, Remenapp RT, Annich GM. Mechanical component failures in 28 171 neonatal and pediatric extracorporeal membrane oxygenation courses from 1987 to 2006. *Pediatr Crit Care Med*. 2009; 10 (4): 439–444.
4. Гомье СВ, Понцов ВН, Спирина ЕА. Экстракорпоральная мембранная оксигенация в кардиохирургии и трансплантологии. М.: Триада, 2013; 272. Gauthier SV, Poptsov VN, Spirina EA. Extracorporeal membrane oxygenation in cardiac surgery and transplantology. М.: Triada, 2013; 272.
5. Protti I, van Steenwijk MPJ, Meani P, Fresiello L, Meuwese CL, Donker DW. Left Ventricular Unloading in Extracorporeal Membrane Oxygenation: A Clinical Perspective Derived from Basic Cardiovascular Physiology. *Curr Cardiol Rep*. 2024; 26 (7): 661–667.
6. Turbendian HK, Gebhardt J, Scherkenbach P, Zawadzki MJ, Shillingford M. A novel approach to delivery of extracorporeal support using a modified continuous flow ventricular assist device in a mid-volume congenital heart program. *Artif Organs*. 2021; 45 (1): 55–62.
7. Abbasi A, Devers C, Sodha NR, Ventetulo CE. Extracorporeal Life Support in Adults with Acute Respiratory Failure: Current Evidence-Based Practices. *R I Med J*. 2019; 102 (10): 39–42.
8. Madurka I, Bartók T, Kormosói-Tóth K, Schönauer N, Elek J, Bobek I. Successful extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) treatment in Legionella pneumonia. *Orv Hetil*. 2019; 160 (6): 235–240.
9. Talor J, Yee S, Rider A, Kunselman AR, Guan Y, Undar A. Comparison of perfusion quality in hollow-fiber membrane oxygenators for neonatal extracorporeal life support. *Artif Organs*. 2010; 34 (4): E110–E116.
10. Vasavada R, Khan S, Qiu F, Kunselman A, Undar A. Impact of oxygenator selection on hemodynamic energy indicators under pulsatile and nonpulsatile flow in a neonatal extracorporeal life support model. *Artif Organs*. 2011; 35 (6): E101–E107.
11. Qiu F, Khan S, Talor J, Kunselman A, Undar A. Evaluation of two pediatric polymethyl pentene membrane oxygenators with pulsatile and non-pulsatile perfusion. *Perfusion*. 2011; 26 (3): 229–237.
12. Thiara AP, Hoel TN, Kristiansen F, Karlsen HM, Fiane AE, Svennevig JL. Evaluation of oxygenators and centrifugal pumps for long-term pediatric extracorporeal membrane oxygenation. *Perfusion*. 2007; 22 (5): 323–326.
13. Shen I, Levy FH, Vocelka CR, O'Rourke PP, Duncan BW, Thomas R, Verrier ED. Effect of extracorporeal membrane oxygenation on left ventricular function of swine. *Ann Thorac Surg*. 2001; 71 (3): 862–867.
14. Watterson PA, Woodard JC, Ramsden VS, Reizes JA. VentrAssist hydrodynamically suspended, open, centrifugal blood pump. *Artif Organs*. 2000; 24 (6): 475–477.
15. Lawson DS, Ing R, Cheifetz IM, Walczak R, Craig D, Schulman S et al. Hemolytic characteristics of three commercially available centrifugal blood pumps. *Pediatr Crit Care Med*. 2005; 6 (5): 573–577.
16. Han D, Leibowitz JL, Han L, Wang S, He G, Griffith BP, Wu ZJ. Computational fluid dynamics analysis and experimental hemolytic performance of three clinical centrifugal blood pumps: Revolution, Rotaflow and CentriMag. *Med Nov Technol Devices*. 2022; 15: 100153.
17. Horton S, Thuys C, Bennett M, Augustin S, Rosenberg M, Brizard C. Experience with the Jostra Rotaflow and QuadroxD oxygenator for ECMO. *Perfusion*. 2004; 19 (1): 17–23.
18. Ibrahim AE, Duncan BW, Blume ED, Jonas RA. Long-term follow-up of pediatric cardiac patients requiring mechanical circulatory support. *Ann Thorac Surg*. 2000; 69 (1): 186–192.
19. Wang S, Caneo LF, Jatene MB, Jatene FB, Cestari IA, Kunselman AR, Ündar A. In Vitro Evaluation of Pediatric Hollow-Fiber Membrane Oxygenators on Hemodynamic Performance and Gaseous Microemboli Handling: An International Multicenter/Multidisciplinary Approach. *Artif Organs*. 2017; 41 (9): 865–874.
20. Reser D, Seifert B, Klein M, Dreizler T, Hasenclever P, Falk V, Starck C. Retrospective analysis of outcome data with regards to the use of Phisio[®]-, Bioline[®]- or Softline[®]-coated cardiopulmonary bypass circuits in cardiac surgery. *Perfusion*. 2012; 27 (6): 530–534.
21. Lunz D, Philipp A, Judemann K, Amann M, Foltan M, Schmid C et al. First experience with the deltastream(R) DP3 in venovenous extracorporeal membrane oxygenation and air-supported inter-hospital transport. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2013; 17 (5): 773–777.
22. Heinsar S, Bartnikowski N, Hartel G, Farah SM, Seah EP, Wu E et al. A comprehensive evaluation of hemodynamic energy production and circuit loss using four different ECMO arterial cannulae. *Artif Organs*. 2023; 47 (7): 1122–1132.
23. Wang S, Force M, Moroi MK, Patel S, Kunselman AR, Ündar A. Effects of Pulsatile Control Algorithms for Diagonal Pump on Hemodynamic Performance and Hemolysis. *Artif Organs*. 2019; 43 (1): 60–75.
24. Okan Y, Sertac H, Erkut O, Taner K, Selen OI, Firat AH et al. Initial Clinical Experiences With Novel Diagonal ECLS System in Pediatric Cardiac Patients. *Artif Organs*. 2017; 41 (8): 717–726.

25. Borisenko O, Wylie G, Payne J, Bjessmo S, Smith J, Firmin R, Yonan N. The cost impact of short-term ventricular assist devices and extracorporeal life support systems therapies on the National Health Service in the UK. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2014; 19 (1): 41–48.
26. Dasse KA, Gellman B, Kamenewa MV, Woolley JR, Johnson CA, Gempp T et al. Assessment of hydraulic performance and biocompatibility of a MagLev centrifugal pump system designed for pediatric cardiac or cardiopulmonary support. *ASAIO J*. 2007; 53 (6): 771–777.
27. Wang S, Sun W, Han D, Clark KP, Griffith BP, Wu ZJ. *In vitro* study on device-induced damage to blood cellular components and degradation of von Willebrand factor in a CentriMag pump-assisted circulation. *Artif Organs*. 2024; 48 (9): 988–996.
28. Jain M, Gadallah B, Das De S, Mehta V. Implantation of short-term biventricular assist device (BiVAD) using the CentriMag™ system: the Manchester technique. *Indian J Thorac Cardiovasc Surg*. 2024; 40 (4): 521–525.
29. Maul TM, Kocyildirim E, Marks JD, Bengston SG, Olia SE, Callahan PM et al. Pre-clinical Implants of the Levitronix PediVAS® Pediatric Ventricular Assist Device – Strategy for Regulatory Approval. *Cardiovasc Eng Technol*. 2011; 2 (4): 263–275.
30. Wang S, Rider AR, Kunselman AR, Richardson JS, Dasse KA, Undar A. Effects of the pulsatile flow settings on pulsatile waveforms and hemodynamic energy in a PediVAS centrifugal pump. *ASAIO J*. 2009; 55 (3): 271–276.
31. Burda G, Trittenwein H, Carole H, Trittenwein G. Testing of extracorporeal membrane oxygenation circuit related hemolysis using long-term stored packed red cells and fresh frozen plasma. *Artif Organs*. 2004; 28 (5): 496–499.
32. Li P, Mei X, Ge W, Wu T, Zhong M, Huan N et al. A comprehensive comparison of the *in vitro*. *Front Physiol*. 2023; 14: 1136545.
33. Puentener P, Schuck M, Kolar JW. The Influence of Impeller Geometries on Hemolysis in Bearingless Centrifugal Pumps. *IEEE Open J Eng Med Biol*. 2020; 1: 316–323.
34. Fujiwara T, Nagaoka E, Watanabe T, Miyagi N, Kitao T, Sakota D et al. New generation extracorporeal membrane oxygenation with MedTech Mag-Lev, a single-use, magnetically levitated, centrifugal blood pump: preclinical evaluation in calves. *Artif Organs*. 2013; 37 (5): 447–456.
35. Hijikata W, Sobajima H, Shinshi T, Nagamine Y, Wada S, Takatani S, Shimokohbe A. Disposable MagLev centrifugal blood pump utilizing a cone-shaped impeller. *Artif Organs*. 2010; 34 (8): 669–677.
36. Medtronic ECLS pumps [Internet]; <http://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/therapies-procedures/cardiovascular/perfusion.html> [updated 2024 August 15].
37. Revolution Livanova [Internet]; <http://www.livanova.sorin.com/products/cardiac-surgery/perfusion/centrifugal-bloodpump/revolution> [updated 2024 August 15].
38. Glass K, Trivedi P, Wang S, Woitas K, Kunselman AR, Ündar A. Building a Better Neonatal Extracorporeal Life Support Circuit: Comparison of Hemodynamic Performance and Gaseous Microemboli Handling in Different Pump and Oxygenator Technologies. *Artif Organs*. 2017; 41 (4): 392–400.
39. Lemloh L, Bo B, Ploeger H, Dolscheid-Pommerich R, Mueller A, Kipfmueller F. Hemolysis during Venovenous Extracorporeal Membrane Oxygenation in Neonates with Congenital Diaphragmatic Hernia: A Prospective Observational Study. *J Pediatr*. 2023; 263: 113713.
40. Wang S, Moroi MK, Force M, Kunselman AR, Ündar A. Impact of Heart Rate on Pulsatile Hemodynamic Performance in a Neonatal ECG-Synchronized ECLS System. *Artif Organs*. 2019; 43 (1): 81–89.
41. Modi SP, D'Aloiso B, Palmer A, Smith S, Arlia P, Anselmi M et al. Comparative analysis of oxygenator dysfunction in polymethylpentene oxygenators: A pilot study. *Perfusion*. 2024 Aug 1: 2676591241268402.
42. Condello I, Lorusso R, Nasso G, Speziale G. Long-term ECMO, efficiency and performance of EUROSETS adult A.L.ONE ECMO oxygenator. *J Cardiothorac Surg*. 2023; 18 (1): 95.
43. Odish MF, Garimella PS, Crisostomo H, Yi C, Owens RL, Pollema T. Using Cardiohelp, Quadrox, and Nautilus Extracorporeal Membrane Oxygenators as Vascular Access for Hemodialysis, Continuous Renal Replacement Therapy, and Plasmapheresis: A Brief Technical Report. *ASAIO J*. 2023; 69 (11): e455–e459.
44. Fukuda M. Evolutions of extracorporeal membrane oxygenator (ECMO): perspectives for advanced hollow fiber membrane. *J Artif Organs*. 2024; 27 (1): 1–6.
45. Iwahashi H, Yuri K, Nosé Y. Development of the oxygenator: past, present, and future. *J Artif Organs*. 2004; 7 (3): 111–120.

Статья поступила в редакцию 15.08.2024 г.

The article was submitted to the journal on 15.08.2024