

УДК 62:615.471

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ И ПРИБОРОВ ДЛЯ РАЗМОРАЖИВАНИЯ И ПОДОГРЕВА КРИОКОНСЕРВИРОВАННЫХ ПРОДУКТОВ КРОВИ

¹Жданов А.Е., ¹Доросинский Л.Г., ¹Борисов В.И.,
¹Негодяев К.Е., ²Евдоким Л.

¹ФГАОУ ВО «Уральский федеральный университет им. первого Президента России
Б.Н. Ельцина», Институт радиоэлектроники и информационных технологий – РТФ,
Екатеринбург, e-mail: zhdanov@ieee.org;

²Infineon Technologies Romania SCS, Бухарест, e-mail: lucy_evd12@yahoo.com

Электронные средства измерений для размораживания и подогрева криоконсервированных продуктов крови представляют собой технические средства, используемые при измерениях электрических, магнитных и электромагнитных величин, характеризующих температурные характеристики объекта размораживания и подогревания. В русскоязычной литературе такие технические средства принято называть размораживателями. Размораживатели криоконсервированных продуктов крови должны реализовывать размораживание до целевой температуры +37 °С в условиях оптимально выбранного и фиксированного времени подогрева, обеспечивать и сохранять биологическую ценность субстанции, используемой для трансфузии. При достижении целевой температуры размораживаемой субстанции отклонение температуры от +37 °С не должно превышать ±0,5 °С. Однако существующие на сегодняшний день технические средства имеют точность поддержания температуры в процессе термостатирования ±1 °С. При разработке технических средств для быстрой высокоточной разморозки криоконсервированных продуктов крови необходимо определить параметры системы, такие как: тип продукта крови, теплоноситель, технология нагревания, габаритные размеры камеры размораживания, объемы размораживаемых пакетов с продуктами крови и т.д. Комбинаторный подход позволяет определить оптимальные параметры системы, однако на сегодняшний день не существует исследований моделирования размораживания криоконсервированных продуктов крови для трансфузионно-инфузионной терапии, учитывающих мультивариантность системы размораживания. Таким образом, при разработке технических средств быстрой высокоточной разморозки криоконсервированных продуктов крови для трансфузионно-инфузионной терапии фундаментальной является задача разработки программного решения для моделирования систем размораживания. Представленный в настоящей статье обзор и сравнительный анализ радиоизмерительных приборов для размораживания и подогрева плазмы, крови и инфузионных растворов реализован при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-37-90037.

Ключевые слова: размораживание, размораживатели, термостатирование, размораживание криоконсервированных продуктов крови, продукты крови, служба крови, размораживатели

OVERVIEW OF ELECTRONIC TEST EQUIPMENT FOR DEFROSTING AND HEATING OF CRYOPRESERVED BLOOD PRODUCTS

¹Zhdanov A.E., ¹Dorosinskiy L.G., ¹Borisov V.I., ¹Negodyaev K.E., ²Evdochim L.

¹Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin,
Engineering School of Information Technologies, Telecommunications
and Control Systems, Yekaterinsburg, e-mail: zhdanov@ieee.org;

²Infineon Technologies Romania SCS, Bucharest, e-mail: lucy_evd12@yahoo.com

Electronic test equipment for defrosting and heating cryopreserved blood products are technical means used to measure electrical, magnetic and electromagnetic quantities characterizing the temperature characteristics of the object to be defrosted and heated. In the science literature, such technical means are called defrosters. Defrosting apparatus for cryopreserved blood products must perform defrosting to a target temperature of +37 degrees Celsius under conditions of an optimally selected and fixed heating time, ensure and maintain the biological value of the substance used for transfusion. When the target temperature of the substance to be thawed is reached, the temperature deviation from +37 degrees Celsius should not exceed ± 0.5 degrees Celsius. However, the currently existing technical means have an accuracy of maintaining the temperature during the thermostating process of ± 1 degree Celsius. During developing technical means for rapid high-precision defrosting of cryopreserved blood products, it is necessary to determine the parameters of the system, such as type of blood product, heat carrier, heating technology, overall dimensions of the defrosting chamber, volumes of bags with blood products to be opened, and so on. The combinatorial approach allows one to determine the optimal parameters of the system, however, to date, there are no studies of modeling the thawing of cryopreserved blood products for transfusion-infusion therapy, taking into account the multivariance of the thawing system. Thus, in the development of technical means for rapid high-precision defrosting of cryopreserved blood products for transfusion-infusion therapy, the fundamental task is to develop a software solution for simulating defrosting systems. This article shows the review and comparative analysis of electronic test equipment for defrosting and heating plasma, blood and infusion solutions. The reported study was funded by RFBR, project number 20-37-90037.

Keywords: defrosting, defrosting equipment, thermostating, defrosting of cryopreserved blood products, blood products, transfusion-infusion therapy, blood service, thawing equipment

Существующая в настоящее время деятельность служб крови и трансфузиологии регламентируется Федеральным законом «О донорстве крови и ее компонентов» от 20.07.2012 № 125-ФЗ. Кроме того, она периодически актуализируется введением поправок или редакций. Настоящий Федеральный закон устанавливает правовые, экономические и социальные основы развития донорства крови и ее компонентов в Российской Федерации в целях организации заготовки, хранения, обеспечения ее безопасности и клинического использования [1], а также охраны здоровья доноров крови и ее компонентов, реципиентов и защиты их прав [2, 3].

В последнее время в трансфузиологии активно внедряются технологии быстрого замораживания, размораживания и подогрева компонентов крови. Несоблюдение правил размораживания плазмы перед переливанием сопряжено с инактивацией факторов свёртывания крови. Таким образом, современные устройства должны успешно и без повреждений размораживать криоконсервированные эритроциты, что регламентируется ГОСТ Р 52938-2008. Следует отметить, что переливание холодной эритроцитарной массы может вызвать [4] и усугубить гипотермию с различными патологическими проявлениями [5, 6]. Однако чрезмерное согревание их опасно из-за развития гемолитической иммунной реакции [7]. В [8] показано, что при превышении температуры разморозки в 37°C увеличивается свободный гемоглобин.

Согласно техническому регламенту о требованиях безопасности крови и ее продуктов, компоненты донорской крови необходимо размораживать до целевой температуры с помощью специального оборудования, что регламентируется ФЗ № 125-ФЗ от 20.07.2012. Размораживатели должны обеспечивать безопасное размораживание биологических объектов, а именно точный температурный контроль ($\pm 1^\circ\text{C}$) и равномерный нагрев по всему объему пакета с кровью.

Наиболее распространенным инструментальным методом для размораживания биологических объектов сегодня является размораживание методом водяной бани. Так как размораживание происходит в жидкости, то температура крови внутри пакета оценивается относительно температуры теплоносителя, что в свою очередь не гарантирует точность показателя температуры внутри пакета.

Целью данного исследования является разработка технических средств для быстрой высокоточной разморозки криокон-

сервированных продуктов крови. Отметим, что на сегодняшний день слабо представлены исследования, посвященные моделированию размораживания криоконсервированных продуктов крови для трансфузионно-инфузионной терапии. Таким образом, при разработке технических средств быстрой высокоточной разморозки криоконсервированных продуктов крови фундаментальной является задача разработки программного решения для моделирования систем размораживания.

Материалы и методы исследования

В трансфузиологической практике широко используются нижеперечисленные методы размораживания и подогрева продуктов крови и инфузионных растворов.

1. Метод размораживания в жидкости (водяная среда в виде теплоносителя), или контактный метод. Названный метод осуществляется на практике одним из следующих способов: принцип водяной бани, разморозка в турбулентных потоках жидкости, размораживание путём нагрева воды СВЧ излучением.

Принцип водяной бани.

В настоящее время применяется, как правило, ручной метод водяной бани. Этот метод обычно использует специализированные аппараты с автоматическим контролем температуры [9].

Разморозка в турбулентных потоках жидкости.

Способ размораживания препаратов крови, преимущественно плазмы крови, включает погружение пластиковых пакетов с замороженной до температуры от -25 до -30°C и ниже плазмой в ванну с водой до полного оттаивания при температуре воды не выше 8°C или от $+35$ до $+37^\circ\text{C}$ при турбулентном смывании мешков [10].

Размораживание по принципу нагрева воды СВЧ излучением и периодическим толканием контейнера крови.

В экранированной рабочей камере осуществляется нагрев воды СВЧ излучением [11], контроль осуществляется датчиками температуры. Для защиты биологического материала используют цилиндрическую емкость из диэлектрического материала с сетчатыми вставками.

2. Бесконтактный метод (полимерный контейнер с кровью не контактирует с водой). В этом случае конкретная реализация осуществляется с помощью следующих способов: сухой обогрев, разморозка с использованием изолированной воды как теплоносителя, размораживание СВЧ излучением.

Сухой обогрев.

Процесс размораживания и/или подогрева трансфузионных сред в пластико-

вых контейнерах форсированным воздушным потоком от подогревающей пластины по принципам принудительной конвекции и теплопроводности. Движение воздуха в направлении подогревающей пластины предотвращает образование конденсата на поверхности контейнера [12].

Разморозка с использованием изолированной воды как теплоносителя.

Между двумя подушками, наполненными водой, помещается до четырех пакетов с кровью или плазмой. Во время этого процесса вода закачивается в подушки, где она постоянно циркулирует. Этот процесс сухого отпуска гарантирует равномерное температурное распределение с умеренными флуктуациями водяного потока [13].

Размораживание СВЧ излучением.

Известно устройство для размораживания продуктов крови [14], в котором теплопередача осуществляется активным образом, путем воздействия на размораживаемый продукт микроволновой энергией. Устройство представляет собой металлический короб для размещения контейнера с размораживаемой кровью, имеющий дно, боковые стороны и металлическую крышку. Короб установлен на вращающемся поддоне внутри микроволновой печи. В крышке и дне короба выполнены отверстия для прохода микроволнового излучения. Вдоль отверстий установлены абсорбирующие излучение полоски и отражающие его на контейнер с кровью. Отверстия позволяют микроволновой энергии концентрироваться на большей части контейнера с кровью, в то время как края контейнера защищаются металлическим коробом [15].

Результаты исследования и их обсуждение

Ни рисунке, а, представлено устройство для размораживания криоконсервированных продуктов крови «Плазмотерм-4» производства ООО «НПИ фирма «Гиперион» (Москва, Россия), предназначенное для размораживания продуктов крови. Данное устройство реализует размораживание плазмы в полимерных контейнерах (одновременное размораживание четырех контейнеров), а также размораживание эритроцитарной массы в полимерных или алюминиевых контейнерах (одновременное размораживание двух контейнеров).

Устройство может использоваться в отделениях трансфузиологии, переливания крови, гравитационной хирургии крови, отделениях хирургического и реанимационного профиля, операционных и в других подразделениях лечебно-профилактиче-

ских учреждений, где применяются компоненты и препараты донорской крови [16].

Устройство представляет собой термостатируемую ванну, в которой находится вода, подогретая до необходимой температуры. Контейнеры с продуктами крови размещаются в специальной корзине из нержавеющей стали, которая периодически встряхивается электродвигателем, при этом существенно снижается время размораживания [17].

Данный размораживатель сохраняет факторы крови за счет быстрого размораживания, что подтверждено клиническими испытаниями в Гематологическом научном центре, Военно-медицинской академии им. Кирова, Военно-клиническом госпитале им. Бурденко. На основании их рекомендаций была создана такая конструкция, которая позволяет гарантированно получить положительные результаты при размораживании плазмы. В таблице приведены основные параметры данного устройства [18, 19].

На рисунке, б, представлен аппарат для быстрого размораживания, подогрева и хранения в теплом виде плазмы, крови и инфузионных растворов «Лидмелт» (Leadmelt) производства компании ООО «Лидкор» (Екатеринбург, Россия).

«Лидмелт» предназначен для быстрого размораживания, подогрева и хранения в теплом виде плазмы, крови, компонентов крови и инфузионных растворов. Аппарат реализует равномерное распределение температуры по всему объему теплоносителя, обеспечивая безопасность процедуры, световая и звуковая система сигнализации своевременно информируют о возникновении аварийных ситуаций, аварийная система автоматически останавливает процесс разморозки при превышении температуры теплоносителя +38 °С. В таблице приведены основные параметры данного устройства.

На рисунке, в, представлен аппарат для размораживания и подогрева крови «SAHARA III» производителя TRANSMED Medizintechnik GmbH & Co. (Бад-Вюnnenберг, Германия).

Процесс обогрева, используемый в приборе сухого обогрева «SAHARA III», был разработан и протестирован в рамках научного проекта в Университете Падерборна (Германия). Система аппарата позволяет обогревать препараты крови, такие как цельная кровь, эритроцитарная масса или свежезамороженная плазма крови (СЗП), находящиеся на хранении в отдельных пластиковых гемоконтейнерах, до температуры тела. Сенсорный механизм, специально адаптированный для данного использования, и контрольный прибор, имеющий

в своей основе два микропроцессора, способны определять температуру любого препарата для переливания. Значимые параметры процесса обогрева: продолжительность и конечная температура – устанавливаются автоматически для каждого типа препарата крови, что, соответственно, исключает затраты времени персонала на предварительную установку этих параметров. Благодаря исключению вероятности перегрева и унифицированному высокому качеству прогретого препарата крови этот стандартизированный процесс размораживания и подогрева гарантирует максимальную безопасность [20]. Тепло передается

от подогревающей пластины к препаратам крови, подлежащим переливанию в соответствии с принципом теплопроводности и от высокотурбулентного, нагретого окружающего воздуха в соответствии с принципом принудительной конвекции [21, 22]. В течение этого процесса устанавливаются температурные градиенты подогревающей пластины и окружающего воздуха, которые контролируются во избежание нагрева поверхностей, контактирующих с трансфузионным материалом, выше максимальной контактной температуры +37°C [23]. В таблице приведены основные параметры данного устройства.



а)



б)



в)



г)

Размораживатели криоконсервированных продуктов крови: а) «Плазмотерм-4» (ООО «НПИ фирма «Гиперион», Москва, Россия); б) «Лидмелт» (Leadmelt) (ООО «Лидкор», Екатеринбург, Россия); в) SAHARA III (TRANSMED Medizintechnik GmbH & Co., Бад-Вюnnenберг, Германия); г) Barkey Plasmatherm (Barkey GmbH & Co. KG, Леопольдсхёэ, Германия)

Сравнительная таблица радиоэлектронных средств для размораживания криоконсервированных продуктов крови

Модель (производитель)	«Плазматерм-4» (ООО «НПИ фирма «Гиперион», Москва, Россия)	«Лидмелт» (Leadmelt) (ООО «Лидкор», Екатеринбург, Россия)	SAHARA III (TRANSMED Medizintechnik GmbH & Co., Бад-Вюnnenберг, Германия)	Barkey Plasmatherm (Barkey GmbH & Co. KG, Леопольдсхёэ, Германия)
Вместимость	от 1 до 4 контейнеров	от 1 до 4 контейнеров объемом до 500 мл	от 3 контейнеров	от 1 до 4 контейнеров по 500 мл или 2 контейнера по 800 мл
Теплоноситель	Вода	Недистиллированная вода	Нагретый воздух	Пластиковый контейнер с водой
Потребляемая мощность	не более 2600 Вт	не более 1500 Вт	не более 530 Вт	< 0,25 Вт в режиме ожидания 35 Вт в неактивном состоянии 55 Вт при непрерывной работе 37°C 1600 Вт – максимум
Заданная температура	от +37 до +45°C	от +37 до +45°C	от +37 до +45°C	от +37 до +45°C
Контроль температуры	Микропроцессорный	Микропроцессорный	Микропроцессорный	Микропроцессорный
Тип работы	Непрерывный	Непрерывный	Программный	Программный
Особенности	Возвратно-поступательное движение механизма перемешивания	Модули для фиксации стеклянных флаконов позволяют использовать аппарат для подогревания и помешивания инфузионных растворов	Прибор исключает образование конденсата на контейнере с кровью	Принудительное опосредованное перемешивание за счет волнообразного движения пластиковых подушек с теплоносителем

Заключение

Рассмотренные в настоящей статье устройства являются наиболее популярными на рынке РФ. По описаниям производителей аппаратуры для трансфузиологической практики размораживания компонентов крови в аппаратах, построенных по принципу водяной бани не превышает по времени 20–25 мин. Информация о времени размораживания бесконтактными аппаратами не найдена. Можно отметить явные достоинства бесконтактного метода: отсутствие контакта с водой полимерных контейнеров. Устройство размораживания Plasmatherm не имеет аналогов во всем мире. В частности, ввиду отсутствия прямого контакта с жидким теплоносителем возможно размораживание продуктов крови при более высокой температуре. Соответственно, можно сократить время оттаивания до 10 мин. Недостатком Plasmatherm является наличие закрытой водной системы, объединенной с водонагревательными элементами. После определенного количества циклов оттаивания требуется замена

охлаждающей жидкости замкнутой системы и соответствующее обслуживание.

В рамках научного проекта № 20-37-90037 авторами настоящей статьи ведется исследование, посвященное разработке высокоточного метода размораживания криоконсервированных продуктов крови. В рамках взаимодействия с компанией-производителем трансфузиологического оборудования ООО «Лидкор» был опубликован ряд исследований [24, 25], направленных на модернизацию и разработку нового оборудования для трансфузионной терапии на базе текущей продукции компании [26].

Следует отметить, что в текущей ситуации пандемии коронавирусной инфекции 2019-nCoV тема размораживания криоконсервированных продуктов крови является как нельзя более актуальной, так как инфузия плазмы пациентов (с антителами), выздоровевших от 2019-nCoV, к пациентам больным этим заболеванием – это эффективный и проверенный временем метод. Данный метод был успешно использован во время вспышки эпидемии кори в 1930-х гг. и Эболы в 2014 г. Вопрос использования

плазмы с антителами выздоровевших пациентов в настоящее время привлекает внимание многих исследователей. Во многих странах этот метод лечения 2019-nCoV все еще тестируется, так как производство плазмы крови – очень долгий и трудоемкий процесс, требующий соблюдения высоких требований к заморозке, разморозке [27, 28] и хранению плазмы [29, 30].

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-37-90037.

Список литературы

1. Андреева Я.С., Майорова О.А., Буланов А.Ю., Момотюк К.С., Зинкин В.Ю., Белякова В.В., Ватагина Е.А. Острая гемолитическая реакция после трансфузии эритроцитсодержащих компонентов крови: причины, профилактика, клинические случаи // Журнал им. Н.В. Склифосовского «Неотложная медицинская помощь». 2020. Т. 9. № 4. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.jnmp.ru/jour/article/view/1020> (дата обращения: 31.03.2021). DOI: 10.23934/2223-9022-2020-9-4-646-652.
2. Weiskopf R.B., Cook R.J. Known and Unknown Unknowns in Making Erythrocyte Transfusion Decisions. *Anesthesiology*. 2021. Vol. 134. No. 3. P. 359–362.
3. Kishenko V.V., Kondratov K.A., Mikhailovskiy V.Y., Sidorkevich S.V., Vavilova T.V., Sirotkina O.V., Fedorov A.V. The Release of Membrane Vesicles with Mature MicroRNA-221 and Activated Caspase-3 by Platelets during Storage of Platelet Concentrate. *Cell and Tissue Biology*. 2018. Vol. 12. No. 6. P. 506–509.
4. Чанчиев З.М., Четкин А.В., Романчишен А.Ф., Пастухова Н.К. Влияние температуры подогревания на степень гемолиза донорской эритроцитарной массы // Трансфузиология. 2019. Т. 21. № 2. С. 48–54.
5. Kamenskaya O.V., Klinkova A.S., Chernyavskiy A.M., Lomivorotov V.V., Meshkov I.O., Karaskov A.M. Deep hypothermic circulatory arrest vs. antegrade cerebral perfusion in cerebral protection during the surgical treatment of chronic dissection of the ascending and arch aorta. *The journal of extracorporeal technology*. 2017. Vol. 49. No. 1. P. 16.
6. Андреева Я.С., Майорова О.А., Буланов А.Ю., Момотюк К.С., Зинкин В.Ю., Белякова В.В., Ватагина Е.А. Острая гемолитическая реакция после трансфузии эритроцитсодержащих компонентов крови: причины, профилактика, клинические случаи // Журнал им. Н.В. Склифосовского «Неотложная медицинская помощь». 2020. Т. 9. № 4. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.jnmp.ru/jour/article/view/1020> (дата обращения: 31.03.2021). DOI: 10.23934/2223-9022-2020-9-4-646-652.
7. Задворнов А.А., Голомидов А.В., Григорьев Е.В. Опыт применения низкотехнологичной гипотермии у новорожденного с тяжелым гипоксически-ишемическим повреждением мозга // Вестник анестезиологии и реаниматологии. 2016. Т. 13. № 1. [Электронный ресурс]. URL: https://www.vair-journal.com/jour/article/view/81?locale=ru_RU (дата обращения: 01.04.2021). DOI: 10.21292/2078-5658-2016-13-1-64-67.
8. Жибурт Е.Б., Шестаков Е.А., Кузнецов С.И. Гемолитические трансфузионные реакции // Вестник Национального медико-хирургического Центра им. Н.И. Пирогова. 2019. Т. 14. № 4. [Электронный ресурс]. URL: https://www.pirogov-vestnik.ru/upload/iblock/4dc/2019_4_20.pdf (дата обращения: 01.04.2021). DOI: 10.25881/BPNMSC.2020.17.22.020.
9. Bialas C., Moser C., Sims C.A. Artificial oxygen carriers and red blood cell substitutes: A historic overview and recent developments toward military and clinical relevance. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 2019. Vol. 87. No. 1S. P. S48–S58.
10. Katoh H., Yokota K., Fehlings M.G. Regeneration of spinal cord connectivity through stem cell transplantation and biomaterial scaffolds. *Frontiers in cellular neuroscience*. 2019. Vol. 13. P. 248.
11. Turner M.A., Rahilly L.J., Kathryn O'Marra S. Ex vivo evaluation of the efficacy of canine fresh frozen plasma thawed using a microwave plasma defroster. *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*. 2018. Vol. 28. No. 6. P. 603–607.
12. Weiniger C.F., Yakirevich-Amir N., Sela H.Y., Gural A., Ioscovich A., Einav S. Retrospective study to investigate fresh frozen plasma and packed cell ratios when administered for women with postpartum hemorrhage, before and after introduction of a massive transfusion protocol. *International Journal of Obstetric Anesthesia*. 2018. Vol. 36. P. 34–41.
13. Ghosh I., Haldar R. Blood warming in trauma related transfusions-Precepts and practices. *Journal of Cardiovascular Medicine and Cardiology*. 2019. Vol. 6. No. 4. P. 094–097.
14. de Oliveira A.R., Da Silva I.D., Turco E.G., Júnior H.A., Maria de Lourdes L. Initial analysis of lipid metabolomic profile reveals differential expression features in myeloid malignancies. *Journal of Cancer Therapy*. 2015. Vol. 6. No. 15. P. 1262.
15. Lavers C.R., Fisk J.D., Lavers B.J.T. Environmental temperature and material Characterization of planar evanescent microwave sensors for environmental analysis. *SPIE Future Sensing Technologies*. International Society for Optics and Photonics. 2020. Vol. 11525. P. 115252T.
16. Fang B., Nakagawa K. Modification of casein aggregate microstructures under frozen conditions: A study using tunable resistive pulse sensing. *Food Hydrocolloids*. 2020. Vol. 98. P. 105259.
17. Bobrikhin A., Gudkov A., Leushin V., Lemondzhava V., Petrov V., Schukin S. Equipment for Thermal Treatment and Storage of Blood Preparations and Components. *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 49. No. 2. P. 116–119.
18. Baboo J., Kilbride P., Delahaye M., Milne S., Fonseca F., Blanco M., Meneghel J., Nancekivell A., Gaddum N., Morris G.J. The Impact of Varying Cooling and Thawing Rates on the Quality of Cryopreserved Human Peripheral Blood T Cells. *Scientific Reports*. 2019. Vol. 9. No. 3417.
19. Гудков А.Г., Бобрин А.Ф., Леушин В.Ю., Маржановский И.Н., Горлачева Е.Н., Лемонджав В.Н., Шашурин В.Д. Устройство для хранения тромбоцитов крови // Известия высших учебных заведений. Машиностроение. 2016. Т. 11. № 680. [Электронный ресурс]. URL: <http://izvuz-mash.ru/catalog/calcmach/hidden/1356.html> (дата обращения: 01.04.2021). DOI: 10.18698/0536-1044-2016-11-14-25.
20. Suthar M., Gupta S., Bukhari S., Ponemone V. Treatment of chronic non-healing ulcers using autologous platelet rich plasma: a case series. *Journal of biomedical science*. 2017. Vol. 24. No. 1. P. 1–10.
21. Heger A., Pock K., Römisch J. Thawing of pooled, solvent/detergent-treated plasma octaplasLG®: validation studies using different thawing devices. *Transfusion Medicine and Hemotherapy*. 2017. Vol. 44. No. 2. P. 94–98.
22. Norda R., Schött U., Berséus O., Åkerblom O., Nilsson B., Ekdahl K.N., Stegmayr B.G., Knutson E.F. Complement activation products in liquid stored plasma and C3a kinetics after transfusion of autologous plasma. *Vox sanguinis*. 2012. Vol. 102. No. 2. P. 125–133.
23. Apelseh T.O., Kvalheim V.L., Kristoffersen E.K. Detection of specific immunoglobulin E antibodies toward common airborne allergens, peanut, wheat, and latex in solvent / detergent-treated pooled plasma. *Transfusion*. 2016. Vol. 56. No. 5. P. 1185–1191.
24. Кирьянова Г.Ю., Волкова С.Д., Гришина Г.В., Касьянов А.Д., Голованова И.С., Четкин А.В. Пролонгированное хранение при 4°C размороженных красных клеток крови в криозащитном растворе до отмыывания // Трансфузиология. 2017. Т. 18. № 4. С. 18–29.
25. Negodyaev K.E., Zhdanov A.E., Borisov V.I., Dorosinsky L.G. Overview of Blood Mixers for Transfusion Therapy: Characteristics, Features, and Development Potential // 2020 Ural

Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT) (Екатеринбург, 14–15 мая 2020 г.). Екатеринбург: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2020. С. 109–112.

26. Evdochim L., Zhdanov A.E., Borisov V.I., Dobrescu D. Reflection Coefficient in Pressure Pulse of Human Blood Flow // 2020 13th International Conference on Communications (COMM) (Бухарест, 18–20 июня 2020 г.). Бухарест: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2020. С. 65–68.

27. Evdochim L., Zhdanov A.E., Borisov V.I., Dobrescu D., Dorosinsky L.G. Blood Mixers for Transfusion Therapy: Photoplethysmogram application for blood velocity determination // 2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (Бари, 1 июня 2020 г. – 1 июля 2020 г.). Бари: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2020. С. 1–6.

28. Caballero L., McMillan M., Leavitt A. Thawing cryo-preserved apheresis products: comparison of barkey plasma-therm dry heating device and 37°C water bath. *Cytotherapy*. 2020. Vol. 22. No. 5. P. S140-1.

29. Barry N., Velickovic Z., Rasko J. Endotoxin quality control testing for CAR T-cell manufacturing: validation considerations for Endosafe portable testing system. *Cytotherapy*. 2020. Vol. 22. No. 5. P. S140.

30. Bornes F., Scibek J., Raczkowski R. Corning's cell culture monitoring system enables data-driven decisions for large-scale cell applications by providing remote, real-time monitoring of cell confluence in multi-layered cell culture vessels. *Cytotherapy*. 2020. Vol. 22. No. 5. P. S140.

31. Gutensohn K., Odendahl M., Kersten J.F., Tonn T. Validation of cord blood split products prepared by an automated method. *Transfusion Medicine*. 2013. Vol. 23. No. 1. P. 48–54.