

прессии составляет 4...6 см, ЧСС – 60...120 в минуту. АКСЛР может использоваться для проведения СЛР взрослым пациентам весом до 150 кг и ростом до 190 см. Существует возможность транспортировки пациента с углами наклонов до 45 град.

Разработка комплекса и исследования выполнены за счет гранта СевГУ, идентификатор 27/06-31, 2020 г.

Список литературы:

1. Осипов К.Н., Поливцев В.П., Поливцев В.В. Оценка измерительной информации в ходе испытаний аппарата сердечной реанимации // *Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии*. 2020. № 4-1. С. 68-72.
2. Белоярцев Ф.Ф. и др. Оценка возможности и адекватности газообмена при вентиляции легких жидкими средами // *Анестезиология и реаниматология*. 1978. № 1. С. 49-52.
3. Кобеляцкий Ю.Ю., Царев А.В. Механическая компрессия грудной клетки при проведении сердечно-легочной реанимации: опыт использования аппарата «Autopulse» // *Медицина неотложных состояний*. 2013. № 4 (51). С. 62-67.
4. Пашков Е.В., Поливцев В.П., Поливцев В.В. Автоматическое устройство для сердечно-легочной реанимации на базе линейного пневмопривода // *Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии*. 2020. № 4-1 (342). С. 74-78.
5. Осипов К.Н., Поливцев В.П. Экспериментальная оценка эффективных и безопасных режимов непрямого аппаратного массажа сердца // *Автоматизация измерения в машино-приборостроении*. 2020. № 4 (12). С. 108-112.

6. Филипович О.В., Пашков Е.В., Поливцев В.П. Автоматическое устройство для сердечно-легочной реанимации / Патент на полезную модель RU 189470, 23.05.2019. Заявка № 2018139986 от 12.11.2018.
7. Пашков Е.В., Поливцев В.П. Автоматическое устройство для сердечно-легочной реанимации в экстремальных условиях / Патент на полезную модель № 193963, 21.11.2019, приоритет 21.05.2019.
8. Поливцев В.П. и др. Устройство для сердечно-легочной реанимации / Патент на полезную модель RU 201542 U1, 21.12.2020, приоритет 16.09.2020.

*Виктор Петрович Поливцев,
канд. техн. наук, доцент,
зав. лабораторией,
Алексей Львович Корепанов,
д-р мед. наук, доцент,
гл. научный сотрудник,
Владимир Викторович Поливцев,
руководитель группы,
научно-исследовательская лаборатория
«Экспериментальные системы
жизнеобеспечения биологических объектов»,
ФГАОУ ВО «Севастопольский
государственный университет»,
г. Севастополь,
e-mail: akorepanov2006@rambler.ru*

Р.Г. Хамитов, Р.Ф. Аюпова, В.Г. Левандовский, А.С. Соломонов, Е.Б. Жибурт

Программируемая автоматизация переливания крови

Аннотация

Дана оценка возможности автоматизации двухэтапного режима переливания крови (биологическая проба, основной этап), соответствия реальной скорости переливания заданной. Было перелито 15 доз эритроцитов. Переливание эритроцитов с использованием инфузионного насоса, штатных магистралей для переливания крови и устройства для их нагрева позволяет:

- объективизировать деятельность врача по выбору и реализации режима гемотрансфузии;
- автоматически выполнить как установленный режим биологической пробы, так и заданный режим основного этапа переливания;
- ввести в вену донора подогретую трансфузионную среду;
- избежать гемолиза в процессе переливания.

Введение

Скорость переливания крови и ее компонентов определяет эффективность гемотрансфузии [1]. При массивной кровопотере кровь переливают быстро, нередко используя больше одной инфузионной магистрали [2]. Пациентам с нарушениями сердечной деятельности требуется медленная инфузия – для профилактики, связанной с трансфузией циркуляторной перегрузки [3], [4].

Особую важность представляет начальный этап введения донорской крови, который называют «биологической пробой». Цель этой пробы – выявить несовместимость, пирогенность, гипотензивное или иное патологическое действие вводимого продукта [5]. С 1 января 2021 года в России биологическую пробу при гемотрансфузии проводят как и в других развитых странах: донорскую кровь и (или) ее компоненты переливают со скоростью 2 мл/мин первые 15 мин трансфузии, наблюдая за состоянием реципиента. Биологическая проба проводится независимо от объема и наименования донорской крови и ее компонентов, за исключением трансфузии криопреципитата. При необходимости трансфузии нескольких доз компонентов

донорской крови биологическая проба выполняется перед трансфузией каждой новой дозы компонента донорской крови. Биологическая проба выполняется, в том числе, при экстренной трансфузии (Приказ Министерства здравоохранения РФ от 20 октября 2020 г. № 1134н «Об утверждении порядка медицинского обследования реципиента, проведения проб на индивидуальную совместимость, включая биологическую пробу, при трансфузии донорской крови и (или) ее компонентов»).

После проведения биологической пробы скорость инфузии, как правило, увеличивается.

Система для переливания крови регулирует скорость инфузии вручную, при помощи роликового зажима, т. е. целиком полагаясь на психофизиологические характеристики оператора [6].

Альтернативой может стать использование инфузионного насоса, позволяющего регулировать скорость переливания крови.

Цель работы: оценить возможность автоматизации двухэтапного режима переливания крови (биологическая проба, основной этап), оценить соответствие реальной скорости переливания заданной.

Методы

На Республиканской станции переливания крови (г. Уфа) 15 донорам дискретного плазмафереза выполняли переливание аутологичных эритроцитов с использованием насоса инфузионного «AITECS 3017» производства «Viltechmeda» (Литва) совместно с набором для введения с двумя иглами для внутривенного введения крови «Aitecs® 3017» (кат. № 50180), позволяющим одновременно подсоединить контейнер с компонентом крови и инфузионные растворы и работать нужное время в течение 24 ч с заданной точностью инфузии, не меняя инфузионную линию. Насос включали в двух режимах: 1) режиме «объем за время», предназначенном для ввода необходимого объема за заданный период времени; 2) режиме постоянной заданной скорости инфузии.

В России установлено правило: «Трансфузии донорской крови, эритроцитсодержащих компонентов донорской крови, плазмы и криопреципитата начинают непосредственно после подогревания контейнера не выше 37 градусов Цельсия с использованием медицинских изделий, обеспечивающих контроль температурного режима ...» (Постановление Правительства РФ от 22 июня 2019 г. № 797 «Об утверждении Правил заготовки, хранения, транспортировки и клинического использования донорской крови и ее компонентов и о признании утратившими силу некоторых актов Правительства Российской Федерации»).

Слабое звено этого правила – охлаждение подогретого компонента по пути на инфузионную стойку и в процессе пребывания на ней [7].

В нашем исследовании инфузионный набор подогревался до 37 °С при помощи компактного устройства подогрева инфузионных растворов MP-14 производства «Medical Technologies» (Литва). Доноры отмечали дополнительное чувство комфорта от теплой инфузии и отсутствие «покалывания», ранее испытанного при введении неподогретых продуктов.

Применяемое медицинское оборудование и расходные материалы зарегистрированы в России.

Процедура состояла из четырех этапов.

Первый этап – забор крови пациента для последующего разделения на плазму и эритроциты.

Второй этап – инфузия физиологического раствора в режиме постоянной скорости до 300 мл/ч.

Третий этап – биологическая проба, инфузия в режиме «объем за время» (30 мл за 15 мин).

Четвертый этап – переливание эритроцитов в режиме постоянной максимальной скорости 1500 мл/ч.

П р и м е ч а н и е: переливания на 2...4-м этапах осуществлялись с подогревом раствором и эритроцитов до 37 °С.

На первом этапе забор крови проводился вне работы инфузионного насоса.

Для этапов 2...4 режимы работы насоса программировались вручную для первых двух процедур – с целью обучения персонала. В последующем был запрограммирован режим «вторичной инфузии», позволяющий в полуавтоматическом режиме переключиться с этапа биологической пробы (3-й этап) на основной режим инфузии (4-й этап). При этом оба режима программируются заранее, но начало каждого режима из соображений безопасности пациента инициируется медицинским персоналом посредством нажатия кнопки «СТАРТ».

Для оценки возможного повреждения эритроцитов, прошедших по вставленной в насос магистрали, в двух образцах эритроцитов, отобранных в конце инфузии, определили долю разрушенных клеток путем вычисления доли свободного гемоглобина (анализатор «HemoCue Plasma/Low Hb», Швеция) [8], [9].

Определили массу содержимого гемоконтейнера с реинфузируемыми эритроцитами в добавочном растворе, его гематокрит, объем (плотность крови равна 1,05 г/мл), расчетную и фактическую скорости переливания.

Результаты оценивали методами описательной статистики и корреляционного анализа при уровне значимости 0,05.

Результаты

Обследовано 15 доноров, объем дозы эритроцитов составил 310 ± 13 мл, а гематокрит $0,50 \pm 0,05$ л/л. За исключением одного случая скорость второго этапа переливания установили 1500 мл/ч (табл. 1).

За исключением первых двух процедур (обучение персонала, ручная настройка аппарата) фактическое время ($13,6 \pm 2,9$ мин) переливания одной дозы эритроцитов не отклонялось от расчетного ($11,3 \pm 0,8$ мин) более чем на 3 мин и значимо не отличалось (t -критерий = 1,636; $p = 0,113$).

Таблица 1

Характеристики переливания эритроцитов с использованием инфузионного насоса

№ п/п	Объем эритроцитов, мл	Гематокрит, л/л	Скорость переливания, мл/ч	Время переливания, мин		
				Расчет *	Факт	Отличие
1	317	0,52	1500	11	20	-9
2	333	0,54	1200	15	30	-15
3	319	0,55	1500	12	11	1
4	327	0,56	1500	12	15	-3
5	327	0,44	1500	12	11	1
6	352	0,41	1500	13	13	0
7	286	0,53	1500	10	11	-1
8	327	0,52	1500	12	13	-1
9	297	0,51	1500	11	11	0
10	286	0,45	1500	10	12	-2
11	336	0,45	1500	12	10	2
12	289	0,52	1500	10	12	-2
13	279	0,54	1500	10	10	0
14	289	0,51	1500	10	13	-3
15	289	0,47	1500	10	12	-2

П р и м е ч а н и е – * Без 30 мл, перелитых для биологической пробы.

Степень гемолиза, определенная в двух образцах, составила соответственно 0,04 и 0,05 % при допустимом уровне в 0,8 % (Постановление Правительства РФ от 22 июня 2019 г. № 797 «Об утверждении Правил заготовки, хранения, транспортировки и клинического использования донорской крови и ее компонентов и о признании утратившими силу некоторых актов Правительства Российской Федерации»).

Заключение

1. Переливание эритроцитов с использованием инфузионного насоса, штатных магистралей для переливания крови и устройства для их нагрева позволяет:

- объективизировать деятельность врача по выбору и реализации режима гемотрансфузии;
- автоматически выполнить как установленный режим биологической пробы, так и заданный режим основного этапа переливания;
- ввести в вену донора подогретую трансфузионную среду;
- избежать гемолиза в процессе переливания.

2. Применение инфузионных насосов вместе со штатными магистральями для переливания крови и устройством для нагрева инфузионных магистралей может быть рекомендовано в больничных условиях.

Список литературы:

1. Шевченко Ю.Л., Карпов О.Э., Жибурт Е.Б. Переливание крови: история и современность (к 100-летию переливания крови в России) // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. 2019. Т. 14. № 4. С. 4-11.

2. *Жибурт Е.Б.* Менеджмент крови пациента при критическом кровотечении и массивной трансфузии // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. 2013. Т. 8. № 4. С. 71-77.
3. *Жибурт Е.Б., Протопопова Е.Б., Губанова М.Н., Каюмова Л.И., Кузьмин Н.С., Танкаева Х.С.* Циркуляторная перегрузка – «новое» осложнение переливания крови // Трансфузиология. 2016. Т. 17. № 3. С. 76-89.
4. *Чемоданов И.Г., Гореликова Л.Г., Лясковский А.И., Амдиев А.А., Жибурт Е.Б.* Инструмент профилактики трансфузионной циркуляторной перегрузки // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. 2018. Т. 13. № 4. С. 93-95.
5. *Губанова М.Н., Шихмирзаев Т.А., Жибурт Е.Б.* Особенности национальной биологической пробы при переливании крови // Менеджер здравоохранения. 2016. № 6. С. 53-59.
6. *Жибурт Е.Б., Протопопова Е.Б., Чемоданов И.Г. и др.* Определения трансфузионных реакций // Трансфузиология. 2019. Т. 20. № 1. С. 65-70.
7. *Жибурт Е.Б.* Подогревание крови и инфузионных растворов / Руководство для врачей. 2-е изд. – М.: РАЕН, 2012. 72 с.
8. *Кизнецов С.И., Аверьянов Е.Г., Шестаков Е.А., Жибурт Е.Б.* Повреждение эритроцитов при хранении и его профилактика // Трансфузиология. 2020. Т. 21. № 4. С. 325-336.
9. *Зарубин М.В., Саратова О.Е., Тараненко Е.Н., Капуза Е.С., Жибурт Е.Б.* Белок в надосадочной жидкости эритроцитной взвеси и отмытых эритроцитов // Трансфузиология. 2021. Т. 22. № 2. С. 128-134.

Рамиль Галинурович Хамитов,
г. врач,
Раиля Фаязовна Аюпова,
канд. мед. наук, зав. отделом,
отдел обеспечения безопасности
донорской крови и ее компонентов,
ГБУЗ «Республиканская станция
переливания крови»,
г. Уфа,
Валентин Геннадьевич Левандовский,
действительный член АМТН,
канд. техн. наук, президент,
Артур Сергеевич Соломонов,
генеральный директор,
ООО «Стармедсервис»,
Евгений Борисович Жибурт,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра трансфузиологии,
ФГБУ «Национальный медико-
хирургический центр им. Н.И. Пирогова»
Министерства здравоохранения
Российской Федерации,
г. Москва,
e-mail: ezhiburt@yandex.ru

К.В. Пожар, М.О. Михайлов, Е.Л. Литинская, Е.А. Полякова

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона для неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови: проблемы, прогресс, задачи

Аннотация

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона остается одним из наиболее перспективных методов, на основе которых ведутся разработки неинвазивного устройства для мониторинга концентрации глюкозы в крови пациентов с сахарным диабетом. В статье рассматриваются основные проблемы, затрудняющие создание достаточно точного неинвазивного измерителя, связанные главным образом с трудностью математического моделирования распространения излучения в биологических тканях, а также с несовершенством элементной базы для портативной реализации устройства. Представлен обзор современных подходов к усовершенствованию схемы измерения и математического аппарата для расчета концентрации глюкозы.

Введение

Разработка системы для неинвазивного непрерывного мониторинга концентрации глюкозы в крови человека остается одной из наиболее актуальных задач современной биомедицинской инженерии. С ростом числа больных сахарным диабетом и развитием технологий телемедицины и персонализированной медицины спрос на такой класс устройств неуклонно растет.

Известно много подходов и методов получения информации о концентрации глюкозы в крови, основанных на различных физических принципах [1]. В то же время ни одно из существующих технических решений, включая получившие одобрение мировыми регуляторами в сфере здравоохранения и дошедшие до коммерциализации, не пользуется высоким спросом. Многие разработки сняты с производства, что в большинстве случаев вызвано низкой фактической точностью измерения концентрации глюкозы.

Таким образом, остаются актуальными задачи разработки новых и усовершенствования существующих методов неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови. Одними из наиболее перспективных являются оптические методы, в частности наибольший интерес продолжает наблюдаться к спектроскопии ближнего ИК-диапазона.

Настоящая статья посвящена обзору основных проблем, возникающих при реализации данного метода, а также наиболее актуальных исследований в области его усовершенствования.

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона

Метод основан на следующих процессах. Биологические ткани облучаются электромагнитным излучением ближнего ИК-диапазона, генерируемым источником, имеющим спектральные компоненты, соответствующие пику поглощения глюкозы. По ходу распространения излучение подвергается ряду эффектов, таких как отражение от поверхности ткани, поглощение компонентами тканей, рассеяние в тканях. Часть излучения покидает ткани и регистрируется фотоприемниками. Ввиду того, что глюкоза вносит вклад в ослабление излучения, интенсивность регистрируемого излучения несет в себе информацию о концентрации глюкозы в тканях. Математической основой для расчета концентрации глюкозы является закон Бугера-Ламберта-Бэра. Как правило, для повышения точности измерений используются дополнительные источники, излучающие на других длинах волн, соответствующих либо пикам поглощения других веществ, либо другим пикам глюкозы.

В ближнем ИК-диапазоне имеется три окна прозрачности воды, причем на более коротких волнах слабее как поглоще-