

Для цитирования: Гюльмагомедов К.С., Магомадов Р.А.-М., Миспахов И.Ш., Набиев Н.А., Рагимова Т.А. Устройство для остановки кровотечения с использованием соли с низкой криогидратной температурой растворения. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2018; 45 (2): 62-69. DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-2-62-69

For citation: K.S. Gylmagomedov, R.A.-M. Magomadov, I.Sh. Mispakhov, N.A. Nabiev, T.A. Ragimova. Device for cauterization of bleeding using a salt with low cryohydrate dissolution temperature. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2018; 45 (2): 62-69. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-2-62-69

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2018-45-2-62-69

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОСТАНОВКИ КРОВОТЕЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СОЛИ С НИЗКОЙ КРИОГИДРАТНОЙ ТЕМПЕРАТУРОЙ РАСТВОРЕНИЯ

Гюльмагомедов К.С.⁵, Магомадов Р.А.-М.², Миспахов И.Ш.³,
Набиев Н.А.⁴, Рагимова Т.А.¹

^{1,3-5} Дагестанский государственный технический университет,
^{1,3-5} 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, Россия,

² Грозненский государственный нефтяной технический университет
им. М.Д. Милионицикова,

² 364051 г. Грозный, проспект им. Х.А. Исаева, 100, Россия,

¹ e-mail: ragimovatamila@yandex.ru, ² e-mail: rustmag_80@mail.ru,

³ e-mail: igran.mispahov@yandex.ru, ⁴ e-mail: alternativa9372@mail.ru,

⁵ e-mail: kaziakhmed@mail.ru

Резюме. Цель. Целью исследования является рассмотрение конструкции устройства для остановки кровотечения методом локального замораживания зоны кровотока, выполненного с использованием соли с низкой криогидратной температурой растворения, а также моделирование процессов теплообмена при остановке кровотечения с использованием данного технического средства. **Метод.** Разработана конструкция устройства для остановки кровотечения, выполненного с использованием солей с низкой температурой растворения, обеспечивающая высокую интенсивность охлаждения, сокращая продолжительность образования тромба, прекращающего кровоток. Создана модель устройства, реализованная на основе решения задачи о затвердевании вязкой жидкости, а также теплообмена при растворении соли в воде. Расчет модели произведен с применением метода конечных разностей. Проведен численный эксперимент, дающий возможность судить о длительности процесса остановки кровотока. **Результат.** Получены графики зависимости изменения температуры раствора соли в воде во времени, отражающие продолжительность выхода прибора на рабочий режим; продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от температуры раствора для различных значений давления потока крови в зоне раны. **Вывод.** На основе проведенного численного эксперимента установлено, что в устройстве в качестве рабочего вещества (соли) может быть использован азотнокислый аммоний, при растворении которого в воде минимальная температура раствора составляет 256 К. Указано, что подбор типа соли и ее количества должен ориентироваться на медицинские нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащих к зоне кровотечения тканей. Доказано, что длительность затвердевания крови и образования тромба необходимой толщины значительно зависит от давления потока крови в зоне раны, что необходимо учитывать при проектировании прибора.

Ключевые слова: остановка кровотечения, замораживание, соль, растворение, моделирование, теплофизические процессы, расчет, численный эксперимент

TECHNICAL SCIENCE
POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING

*Kaziahmed S. Gulmagomedov*⁵, *Rustam A.M. Magomadov*², *Igramidin Sh. Mispahov*³, *Nabi A. Nabiye*⁴, *Tamila A. Ragimova*¹

^{1,3-5}Daghestan State Technical University,

^{1,3-5}70 I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia,

² M.D. Milyonshchikov Grozny State Oil Technical University,

²100, H.A. Isaeva Ave., Grozny 2364051, Russia,

¹e-mail: ragimovatamila@yandex.ru, ²e-mail: rustmag_80@mail.ru,

³e-mail: igr.amispahov@yandex.ru, ⁴e-mail: alternativa9372@mail.ru,

⁵e-mail: kaziahmed@mail.ru

DEVICE FOR CAUTERY OF BLEEDING USING A SALT WITH LOW
CRYOHYDRATE DISSOLUTION TEMPERATURE

Abstract Objectives The aim of the study is to consider the design of a device for the cauterization of bleeding by the method of local freezing of the blood flow zone performed using a salt with a low cryohydrate dissolution temperature, as well as to model heat exchange processes when using this technique. **Method** A design for a device for cauterizing bleeding using salts having a low dissolution temperature was developed. This ensures a high cooling intensity, shortening the time of formation of a thrombus stopping the blood flow. A model of the device was constructed according to the principles governing the solidification of a viscous liquid and heat transfer associated with the dissolution of salts in water. The model was calculated using the finite difference method. A determination of haemostasis duration was provided by a numerical experiment. **Results** Plots of the temperature dependence of the salt solution in water over time are obtained, reflecting the duration of the device's output to operating mode, as well as plots of duration of a 3 mm thick formation of solid phase blood against the temperature of the solution for different values of blood flow pressure in the wound area. **Conclusion** On the basis of the numerical experiment, it was established that ammonium nitrate can be used as a working substance (salt) in the device. When it is dissolved in water, the minimum temperature of the solution is 256 K. The selection of the salt type and its quantity should be guided by medical norms and regulations in order to avoid the process of frostbite of the tissues adjacent to the bleeding zone. It was shown that the duration of blood solidification and the formation of a thrombus of the required thickness depend significantly on the pressure of the blood flow in the wound area, which must be taken into account when designing the device.

Keywords: cauterization of bleeding, freeze, salt, dissolution, modelling, thermophysical processes, calculation, numerical experiment

Введение. Одним из первоочередных факторов сохранения здоровья и жизни человека при ранениях является оперативное и своевременное оказание первой медицинской помощи, которая, прежде всего, состоит в быстрой остановке кровотечения [1].

Данное обстоятельство определяется тем, что кровотечение представляет большую опасность жизни человека, так как связано с недостаточным кровоснабжением тканей и потерей крови, которое приводит к гипотензии, гипоксии, дыхательной и сосудистой недостаточности и впоследствии к смерти человека [2-4]. Поэтому оперативная остановка кровотечения дает возможность во многих случаях спасти жизнь человека, предотвращая развитие травматического шока, во многом облегчая последующее выздоровление.

В настоящее время исследования в области разработки и изучения средств остановки кровотечения проводятся в таких научных учреждениях, как Научный центр акушерств, гинекологии и перинатологии (Россия), Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова (Россия), Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова, Российский научный центр хирургии им. академика Б. В. Петровского, Институт хирургиче-

ских исследований (США), Гарвардская школа медицины (США), Массачусетский технологический институт, университет Case Western Reserve (США), университет Вашингтона (США).

Прикладные исследования и разработки ведутся компаниями RevMedx Inc. (США) (прибор XStat 30) [5], iTrauma Care (США) (прибор ITClamp) [6], MedTrade Products Ltd (Великобритания) (устройство Celox™) [7], CardioCommand (США) (устройство TourniCath) [8], Z-Medica (США) (средство QuikClot) [9], производственное предприятие "Медплант" (Россия) (жгуты, зажимы) [10], Arsenal Medical (США) (жгуты, зажимы) [11], Core Scientific Creations (Израиль) (бинт WoundClot) [12], Olympus Co. (Япония) (аппарат для термокоагуляции HPU-20 Olympus) [13], ERBE Elektromedizin (Германия) (устройства для аргоноплазменной коагуляции) [14], Ellman International (США), Apexmed (Нидерланды) (кровоостанавливающие жгуты) [15], R. Poon Medical products Co. Ltd. (Китай) (кровоостанавливающие жгуты) [16].

В основном исследования проводятся в направлении создания различного рода механических приспособлений для остановки кровотечения (жгуты, зажимы, блокираторы, пакеты из спандекса, шприцы с кусочками расширяющейся целлюлозной губки, специализированные пены, пакеты с различного рода наполнителями, в частности из хитозана, гранулированный целлит, биodeградируемая желатиновая масса), а также химических и биологических средств (медицинские препараты различных типов, искусственные тромбоциты - клетки для ускорения процесса свертывания крови и тп.). Также применяются физические методы остановки кровотечения, такие как риоэлектрокоагуляция, криоэлектрокоагуляция (парами хлорэтила), аргоноплазменная коагуляция, фотокоагуляция, термокоагуляция (использованием лазеров), монополярная коагуляция, механический гемостаз, химический гемостаз.

Все из перечисленных средств остановки кровотечения, предлагаемые изготовителями, имеют недостатки - сложность использования в полевых условиях, дискомфортность процедуры остановки кровотечения, риск повреждения близлежащих тканей, высокая стоимость, сложность оборудования, негативные постэффекты. В этих условиях перспективным является разработка и исследование нового технического средства для остановки кровотечения, реализующего метод локального замораживания места кровотока посредством использования соли с низкой криогидратной температурой, обладающего несомненными преимуществами перед существующими аналогами, устраняющего риск обморожения тканей, обладающего высокой надежностью, быстродействием, низкой стоимостью, универсальностью, экологической безопасностью.

Постановка задачи. Целью статьи является рассмотрение конструкции устройства для остановки кровотечения методом локального замораживания зоны кровотока, выполненного с использованием соли с низкой криогидратной температурой растворения, а также моделирование процессов теплообмена при остановке кровотечения с использованием данного технического средства.

Методы исследования. Структурная схема устройства приведена на рис.1 [17].

Устройство состоит из емкости 1, тонкой легко разрушающейся при механическом воздействии перегородкой 2 разделенной на две камеры, одна из которых заполнена водой 3, а вторая – солью 4 с низкой криогидратной температурой растворения (например, азотнокислый аммоний). В объеме камеры с водой 3 находятся в незафиксированном состоянии шарообразные элементы 4, снабженные по внешней поверхности шипами. На поверхность емкости 1, контактирующую с объектом воздействия – зоной кровотока, с хорошим сцеплением нанесен тонкий слой эластичного материала 5 (например, силикона).

Для осуществления плотной фиксации устройства на поврежденном участке ткани используется фиксирующее приспособление 6, выполненное виде двух полос из кожного или матерчатого материала, с одной стороны крепящихся по бокам емкости 1, а с другой имеющие возможность осуществлять соединение посредством застежки Hook & Loop («петля и крючок», лента-липучка, контактная лента, лента типа велкро).

Перед процедурой прибор тщательно дезинфицируется, затем резко встряхивается в вертикальном направлении. За счет приобретенной вследствие встряхивания кинематической энергии шарообразные элементы 4 разрушают перегородку 2, вследствие чего происходит рас-

творение соли 4 в воде 3. В результате растворения соли 4 в воде 3, сопровождающегося поглощением теплоты, образуется раствор, имеющий пониженную температуру, причем величина понижения температуры зависит от типа соли и ее количества (например, для азотнокислого аммония такая температура будет составлять -11,5 °С).

Далее поверхностью с нанесенным эластичным материалом 5 устройство приводится в механический контакт с поврежденным участком ткани. С помощью фиксирующего приспособления 6 производится плотное прижатие устройства к пораженному участку. При этом пораженный участок, находящийся в плотном механическом контакте с емкостью 1 также будет охлаждаться. Использование емкости с раствором соли с низкой криогидратной температурой растворения при воздействии на место кровотечения дает возможность получить более высокую интенсивность охлаждения, тем самым сокращая продолжительность образования тромба, прекращающего кровоток. При этом сокращение длительности охлаждения во многом сокращает риск обморожения близлежащих тканей.

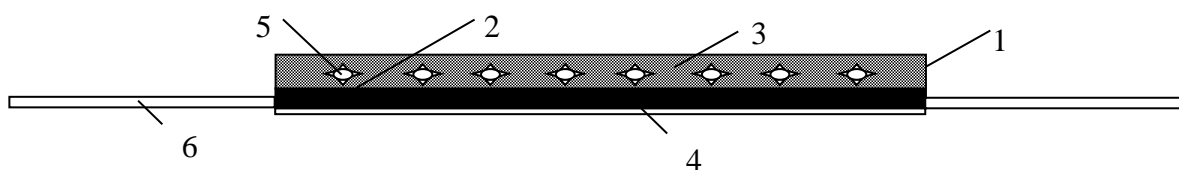


Рис.1 Конструкция устройства для остановки кровотечения
Fig.1 The design of the device to stop bleeding

Для исследования теплофизических процессов, происходящих при остановке кровотечения посредством разработанного устройства, разработана его математическая модель. Модель состоит из двух основных частей: расчета теплообмена при охлаждении раствора с солью и теплообмена при непосредственной остановке кровотечения.

В первом случае искомой величиной является температура раствора при растворении в нем некоторого количества соли, а также продолжительность выхода на стационарный режим ее значения; во втором – длительность образования ледяной корки в поврежденной зоне необходимой толщины для остановки кровотока.

Первая задача решается путем расчета требуемой температуры раствора из выражения:

$$C_p \frac{dT_p}{dt} = \frac{Q_p}{\tau}, \quad (1)$$

где C_p - теплоемкость раствора, T_p - температура раствора, τ - время, Q_p - теплота растворения соли.

Вторая - путем решения нестационарной задачи теплопроводности при фазовом переходе крови из жидкой фазы в твердую, описываемой нижеследующими соотношениями. Уравнение нестационарной теплопроводности для твердой фазы крови записывается в виде:

$$c_1 \rho_1 \frac{\partial T_1}{\partial \tau} = \lambda_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2}, \quad (2)$$

где T_1 – температура твердой фазы крови; c_1 , ρ_1 , λ_1 – теплоемкость, плотность и теплопроводность твердой фазы крови; τ – время, x – координата, начинающаяся на поверхности тела человека и направленная в его глубь.

Для температуры T_1 x ограничен условием $0 \leq x \leq \xi$, где ξ – подвижная координата границы раздела твердой и жидкой фаз крови.

Условия постоянства температуры на границе раздела фаз имеет вид

$$T_1(\xi, \tau) = T_3 = \text{const} \quad (3)$$

где T_3 - температура затвердевания крови.

Температура в жидкой фазе изменяется по закону

$$c_2 \rho_2 \frac{\partial T_2}{\partial \tau} = \lambda_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2}, \quad (4)$$

где T_2 - температура жидкой фазы крови; c_2 , ρ_2 , λ_2 - теплоемкость, плотность и теплопроводность жидкой фазы крови.

Температура жидкой фазы T_2 на глубине H ($H \gg \xi$) не изменяется в течение рассматриваемого процесса, оставаясь примерно равной температуре человеческого тела T_T :

$$T_2(x, \tau) \Big|_{x \geq H} = T_T = \text{const}. \quad (5)$$

Уравнение теплового баланса на границе раздела фаз имеет вид:

$$\lambda_1 \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=\xi} = \alpha(T_T - T_s) + (v + P_{кр}) \frac{d\xi}{d\tau}, \quad (6)$$

где $P_{кр}$ - давление потока крови в зоне раны, α - коэффициент теплообмена на границе твердой и жидкой фазы крови, v - теплота замерзания единицы объема жидкой фазы крови.

Уравнение теплового баланса между устройством и зоной кровотока описывается уравнением:

$$T_1(x, \tau) \Big|_{x=0} = T_p. \quad (7)$$

Решение уравнений (1)-(7) методом конечных разностей с начальными условиями, определяющими равенство температуры устройства температуре окружающей среды, а крови - температуры тела человека, даст возможность определить продолжительность процесса остановки кровотока в зависимости от различных параметров, характеризующих как сам прибор, так и процесс кровотока.

Обсуждение результатов. По модели, описываемой выражениями (1)-(7), произведен численный эксперимент, результаты которого представлены на рис.2-3. На рис.2 рассмотрено изменение температуры раствора соли в воде во времени.

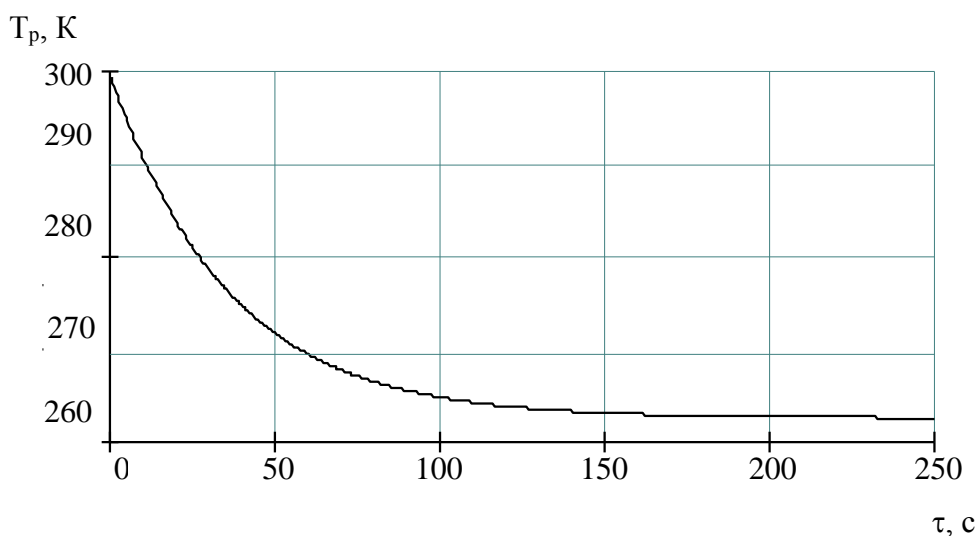


Рис.2. Изменение температуры раствора соли в воде во времени
Fig.2. The change in temperature of the salt solution in water over time

Расчеты произведены при следующих исходных данных: $T_T=309,6$ К, $T_s=273,56$ К, $\alpha=100$ Вт·м⁻²·К⁻¹, $v=320 \cdot 10^3$ Дж·м⁻³, $P_{кр}=16 \cdot 10^3$ Дж·м⁻³, $\rho_1=0,8$ кг·м⁻³, $c_1=3690$ Дж·кг⁻¹·К⁻¹, $\lambda_1=0,478$ Вт·м⁻¹·К⁻¹, $\rho_2=1,05$ кг·м⁻³, $c_2=3880$ Дж·кг⁻¹·К⁻¹, $\lambda_2=0,478$ Вт·м⁻¹·К⁻¹, в качестве соли предполагалось использование азотнокислого аммония ($C_p=3890$ Дж·кг⁻¹·К⁻¹, $Q_p=222,82 \cdot 10^3$ Дж·кг⁻¹ при массовой доле соли в воде 47,5 % [18]).

Согласно полученным данным при растворении в воде соли азотнокислого аммония с массовой долей 47,5 % температура раствора снижается до 263 К (стационарный режим) примерно через 130 с. Данное обстоятельство позволяет сделать вывод о возможности достаточно оперативного выхода устройства на рабочий режим и, соответственно, оперативного оказания помощи пострадавшему. Здесь необходимо отметить, что температура раствора будет напря-

мую зависеть от количества растворенной в воде соли.

Для азотнокислого аммония такое предельное снижение температуры будет иметь место при растворении 190 г соли в 100 мл воды и составит приблизительно 256 К [19].

На рис.3 представлены графики, отражающие зависимость продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от температуры раствора для различных значений $P_{кр}$.

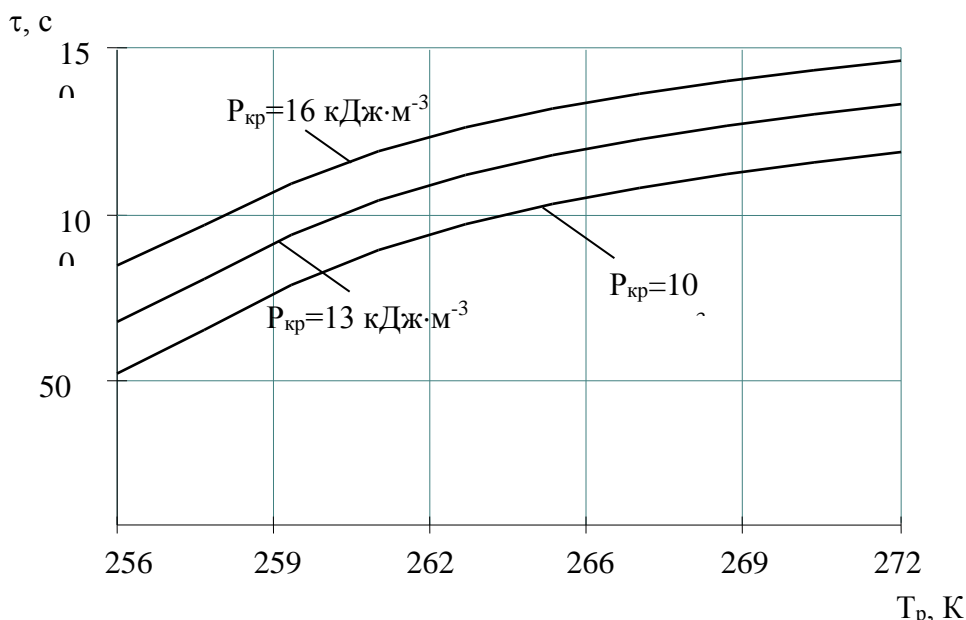


Рис.3. Изменение длительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от температуры раствора

Fig.3. The change in the duration of the formation of a solid phase of blood 3 mm thick from the temperature of the solution

Согласно полученным данным с уменьшением температуры раствора продолжительность образования твердой фазы требуемой толщины и, соответственно, продолжительность остановки кровотока уменьшается. Так, уменьшение T_p с 272 до 256 К при $P_{кр}=16$ кДж·м⁻³ снижает время образования твердой фазы крови толщиной 3 мм с 145 до 85 с.

Данное обстоятельство вполне очевидно, так как уменьшение температуры раствора соли приводит к увеличению интенсивности теплообмена между устройством и объектом воздействия. Однако здесь следует отметить некоторые ограничения по используемым типам соли и степени их растворения в воде, определяющие температуру раствора, относительно продолжительности замораживания зоны кровотока.

Так, по существующим требованиям [20] продолжительность охлаждения человеческого организма до величины примерно 263 К не должна превышать 20 мин., при меньших температурах данный предел уменьшается еще больше. Поэтому подбор типа соли и ее количества должен соответствовать определенным ограничениям: одновременно позволять сократить продолжительность образования тромба, прекращающего кровотока и не допускать обморожения тканей.

По результатам расчетов установлено, что данному обстоятельству может соответствовать соль азотнокислого аммония, при растворении которой в воде температура раствора максимально снижается до 256 К.

Как следует из приведенных на рис.3 зависимостей, длительность затвердевания крови и образования тромба необходимой толщины сильно зависит от давления потока крови в зоне раны. Согласно расчетным данным изменение $P_{кр}$ с 10 до 16 кДж·м⁻³ увеличивает продолжительность образования тромба примерно на 40 с. В случае высоких значений $P_{кр}$ в данном случае при существующей возможности целесообразным является использование локального замораживания места кровотока совместно с механическими, химическими или биологическими способами остановки кровотока.

Вывод.

1. Предложена конструкция устройства для остановки кровотечения, выполненного с использованием солей с низкой температурой растворения, дающее возможность обеспечивать высокую интенсивность охлаждения, сокращая продолжительность образования тромба, прерывающего кровоток.

2. Разработана модель устройства для остановки кровотечения, реализованная на основе решения задачи о затвердевании вязкой жидкости, а также теплообмена при растворении соли в воде.

3. В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от температуры раствора при различном давлении потока крови в зоне раны.

4. Установлено, что в устройстве в качестве рабочего вещества (соли) может быть использован азотнокислый аммоний, при растворении которого в воде минимальная температура раствора составляет 256 К.

5. Указано, что подбор типа соли и ее количества должен ориентироваться на медицинские нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащих к зоне кровотечения тканей.

Библиографический список:

1. Корнеев А. Первая медицинская помощь. Донецк: БАО. - 2013. - 240 с.
2. Глыбочко П.В., Николаенко В.Н. и др. Первая медицинская помощь. Москва: Академия. - 2013. - 305 с.
3. Яромич И.В. Скорая и неотложная медицинская помощь. Минск: Высшейшая школа. - 2010. - 289 с.
4. Miroslav Savic, Borut Fonda, NejcSarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. - 2013. - №38. -P.186-191.
5. <https://www.revmedx.com> (дата доступа 14.05.2018).
6. <https://www.primarytraumacare.org>(дата доступа 14.05.2018).
7. <http://www.medtrade.co.uk>(дата доступа 14.05.2018).
8. <http://www.cardiocommand.com>(дата доступа 14.05.2018).
9. <https://www.z-medica.com/Z-Medica>(дата доступа 14.05.2018).
10. <http://medplant.ru>(дата доступа 14.05.2018).
11. <https://arsenalmedical.com>(дата доступа 14.05.2018).
12. <http://www.woundclot.com>(дата доступа 14.05.2018).
13. <http://www.olympus.co.ru/med/endo/instr/instr-gastr-06.html>(дата доступа 14.05.2018).
14. <https://ru.erbe-med.com/ru-ru>(дата доступа 14.05.2018).
15. <http://www.ellman.com>(дата доступа 14.05.2018).
16. http://www.r-roonmedical.com/index_en.aspx(дата доступа 14.05.2018).
17. Патент РФ № 2603323 Устройство для остановки кровотечения / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Евдулов Д.В., Казумов Р.Ш., опубл. 27.11.2016, Бюл. №33.
18. Perry D.L. Handbook of inorganic compounds. - CRC Press. - 2011. - P. 29.
19. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборыЛ.: Наука (Ленинградское отделение). - 1967. - 282 с.
20. Ушаков А.А. Практическая физиотерапия. М.: ООО «Медицинское информационное агентство». - 2009. - 608 с.

References:

1. Korneev A. Pervaya meditsinskaya pomoshch'. Donetsk: BAO; 2013. 240 s. [Korneev A. First Aid. Donetsk: BAO; 2013. 240 p. (in Russ.)]
2. Glybochko P.V., Nikolaenko V.N. idr. Pervaya meditsinskaya pomoshch': Uchebnik. Moscow: Alademiya; 2013. 305 s. [Glybochko P.V., Nikolaenko V.N. et al. First Aid: Tutorial. Moscow: Alademiya; 2013. 305 p. (in Russ.)]
3. Yaromich I.V. Skoraya i neotlozhnaya meditsinskaya pomoshch'. Minsk: Vysheishaya shkola; 2010. 289 s. [Yaromich I.V. First Aid and emergency medical care. Minsk: Vysheishaya shkola; 2010. 289 p. (in Russ.)]

4. Savic M., Fonda B., Sarabon N. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. Journal of thermal biology. 2013;38:186-191.
5. <https://www.revmedx.com> (access date 14.05.2018).
6. <https://www.primarytraumacare.org> (access date 14.05.2018).
7. <http://www.medtrade.co.uk> (access date 14.05.2018).
8. <http://www.cardiocommand.com> (access date 14.05.2018).
9. <https://www.z-medica.com/Z-Medica> (access date 14.05.2018).
10. <http://medplant.ru> (access date 14.05.2018).
11. <https://arsenalmedical.com> (access date 14.05.2018).
12. <http://www.woundclot.com> (access date 14.05.2018).
13. <http://www.olympus.co.ru/med/endo/instr/instr-gastr-06.html> (access date 14.05.2018).
14. <https://ru.erbe-med.com/ru-ru> (access date 14.05.2018).
15. <http://www.ellman.com> (access date 14.05.2018).
16. http://www.r-poonmedical.com/index_en.aspx (access date 14.05.2018).
17. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Evdulov D.V., Kazumov R. Sh. Ustroistvo dlya ostanovki krvotecheniya. Patent RU № 2603323. Byul. №33. Opubl. 27.11.2016. [Ismailov T.A., Evdulov O.V., Evdulov D.V., Kazumov R. Sh. Device for stopping bleeding. Patent RU № 2603323. Bull. №33. Publ. 27.11.2016. (In Russ.)].
18. Perry D.L. Handbook of inorganic compounds. CRC Press. 2011. P. 29.
19. Kolenko E.A. Termoelektricheskie okhlazhdayushchie pribory L.: Nauka (Leningradskoe otделение). 1967. 282 s. [Kolenko E.A. Thermoelectric cooling devices. L.: Nauka (Leningrad branch). 1967. 282 p. (in Russ.)]
20. Ushakov A.A. Prakticheskaya fizioterapiya. M.: OOO "Meditsinskoe informatsionnoe agentstvo" 2009. 608 s. [Ushakov A.A. Practical physiotherapy. M.: OOO "Meditsinskoe informatsionnoe agentstvo" 2009. 608 p. (in Russ.)]

Сведения об авторах:

Гюльмагомедов Казиахмед Самудинович – аспирант, кафедра теоретической и общей электротехники.

Набиев Наби Абдулаевич – аспирант, кафедра теоретической и общей электротехники.

Магоматов Рустам Абу-Муслимович – кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой «Электротехника и электропривод».

Миспахов Играмидин Шарафидинович – старший преподаватель, кафедра теоретической и общей электротехники.

Рагимова Тамила Арслановна – кандидат технических наук, доцент, кафедра теоретической и общей электротехники.

Information about the authors:

Kaziahmed S. Gulmagomedov– Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Nabi A. Nabiyev– Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Rustam A.-M.Magomadov– Cand.Sci. (Technical), Assoc.Professor, Head of the Department «Electrical Engineering and Electric Drive».

Igramidin Sh. Mispahov– Senior Assistant, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Tamila A. Ragimova – Cand.Sci. (Technical), Assoc.Professor, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию 12.03.2018.

Принята в печать 22.05.2018.

Conflict of interest.

The authors declare no conflict of interest.

Received 12.03.2018.

Accepted for publication 22. 05.2018.