

Для цитирования: Евдулов О.В., Евдулов Д.В., Набиев Н.А. Термоэлектрическое полупроводниковое устройство для остановки кровотечения. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2017;44 (1):26-36. DOI:10.21822/2073-6185-2017-44-1-26-36

For citation: Yevdulov D.V., Yevdulov O.V., Nabiyeu N.A. Thermoelectric semiconductor device for cautery of bleeding. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2017;44 (1):26-36. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2017-44-1-26-36

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ

ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2017-44-1-26-36

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОСТАНОВКИ КРОВОТЕЧЕНИЯ

Евдулов О.В.¹, Евдулов Д.В.², Набиев Н.А.³

¹⁻³ Дагестанский государственный технический университет

367015, г. Махачкала, пр. И.Шамиля, 70

e-mail: ¹ole-ole-ole@rambler.ru, ²79634051239@yandex.ru,

³alternativa9372@mail.ru

Резюме. Цель. Целью работы является изучение возможностей применения полупроводникового устройства для остановки кровотечения методом охлаждения. **Метод.** Исследование основано на методах приближенного моделирования процессов теплообмена. **Результат.** В работе рассмотрена конструкция устройства для остановки кровотечения, исполнительным элементом которой является термоэлектрическая батарея, работающая в режиме охлаждения в момент остановки кровотока, и в режиме нагрева при съеме устройства с поврежденного участка. Предложена модель устройства, реализованная на основе решения задачи о затвердевании вязкой жидкости методом Л.С. Лейбензона с учетом электро- и теплофизических характеристик источника холода - термоэлектрической батареи. В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности образования ледяной корочки на ткани толщиной 1 мм (соответствует остановке кровотечения) от величины тока питания термоэлектрической батареи. При увеличении тока питания продолжительность образования ледяной корки снижается и может составлять порядка 160 с при 5 А. Доказано, что подбор параметров термоэлектрической батареи и тока ее питания должен ориентироваться на медицинские нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащих в зоне кровотечения тканей.

Вывод. Термоэлектрическое устройство специальной конструкции является эффективным техническим средством для остановки кровотечения методом замораживания, обеспечивает высокую интенсивность охлаждения, сокращает продолжительность образования тромба, устраняет болезненные ощущения при съеме прибора с поврежденного участка.

Ключевые слова: термоэлектрическая система, термоэлектрический преобразователь, остановка кровотечения, охлаждение, замораживание, модель, численный эксперимент

TECHICAL SCIENCE
POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING

THERMOELECTRIC SEMICONDUCTOR DEVICE FOR CAUTERY OF BLEEDING

Denis V. Yevdulov¹, Oleg V. Yevdulov², Nabi A. Nabiyev³

¹⁻³Dagestan State Technical University

70 I. Shamil Ave., Makhachkala 367015, Russia

e-mail: ¹ole-ole-ole@rambler.ru, 279634051239@yandex.ru,

³alternativa9372@mail.ru

Abstract. Objectives The aim of the work is to study the possibilities for using a semiconductor device to cauterise bleeding by means of cooling (cryocautery). **Method** The study is based on methods for approximate modeling of heat exchange processes. **Results** The construction of a device for cauterisation of bleeding, the actuating element of which consists of a thermoelectric battery operating in cooling mode at the time of blood flow cauterization and in heating mode when removing the device from the damaged area, is considered. A model of a device, realised on the basis of the solution of the problem of solidification of a viscous liquid by the method of L.S. Leibenson, is proposed, taking into account the electro- and thermo-physical characteristics of the thermoelectric battery cold source. As a result of the numerical experiment, the dependence of the duration of the ice crust formation on tissues 1 mm thick (which corresponds to the cauterisation of bleeding) is obtained on the value of the supply current of the thermoelectric battery. With increasing current, the duration of the ice crust formation is reduced; this can be of the order of 160 s at 5 A. It was demonstrated that the selection of thermoelectric battery parameters and current should be guided by medical norms and standards in order to avoid frostbite in the tissues adjacent to the bleeding zone. **Conclusion** The special design of thermoelectric device provides an effective technical means for cauterising bleeding by freezing (cryocautery), providing high intensity of cooling, shortened thrombus formation duration, and eliminating painful sensations when removing the device from a damaged area.

Keywords: thermoelectric system, thermoelectric transducer, cauterisation of bleeding, cryocautery, modelling, numerical experiment

Введение. Одним из главных аспектов сохранения жизни и здоровья человека в чрезвычайной ситуации является оперативное и своевременное лечебное вмешательство, которое в большинстве случаев включает в себя остановку кровотечения, восполнение кровопотери, а также введение лекарственных препаратов и экстренное хирургическое вмешательство, включая трансплантацию. При этом особенно важным, а зачастую определяющим действием, является быстрая остановка кровотечения с использованием различных средств. Данное обстоятельство определяется тем фактом, что кровотечение представляет большую опасность жизни человека, так как связано с недостаточным кровоснабжением тканей, потерей крови, которое приводит к гипотензии (снижению артериального давления), затем гипоксии (кислородному голоданию), дыхательной и сосудистой недостаточности и даже к летальному исходу. Следует отметить, что к летальному исходу может привести даже сравнительно небольшая кровопотеря в пределах 15-20 %. Поэтому адекватная своевременная остановка кровотечения дает возможность во многих случаях спасти жизнь человека, предотвращая развитие травматического шока, во многом облегчая последующее выздоровление.

В настоящее время методы остановки кровотечения делятся на четыре основные группы: механические, химические, биологические и термические [1]. При обширных ранениях и сильных кровотечениях одновременно или последовательно применяются несколько методов из перечисленных в различных комбинациях. В полевых условиях наиболее простым способом устранения кровопотери является механический (наложение жгута, повязок, тампонов и т.п.) [2]. Другим методом остановки крови является химический или биологический (использование

лекарственных средств, например таких, как криопреципитат, дицинон, кальция глюконат, викасол, протамина сульфат и др.) [3]. Однако, в первом случае, может наблюдаться низкая эффективность остановки крови, связанная, например, с плохой свертываемостью, во втором – с недоступностью соответствующих лекарственных препаратов. В этой связи актуально использование новых методов остановки кровопотерь [4-6], к которым также относится термический метод, основанный на локальном охлаждении зоны кровотечения [7]. Эффект от местного применения холода состоит в вызываемом спазме сосудов, что приводит к снижению объемного кровотока по поврежденному сосуду и тем самым, способствует фиксации тромбов в месте повреждения. Практически при любом виде травм в практике оказания первой помощи в этом случае применяется пузырь со льдом [8]. При желудочном кровотечении желудок промывают холодной водой [9]. Несмотря на то, что перечисленные методы достаточно эффективны, их главными недостатками являются сложность использования в полевых условиях, где сказывается отсутствие постоянного источника холода, дискомфортность процедуры остановки кровотечения, риск обморожения тканей.

В этих условиях актуальным является разработка и исследование новых технических средств, позволяющих реализовывать с высокой эффективностью рассмотренный метод остановки кровотечения, основанный на локальном замораживании области кровопотери. В качестве таких технических средств перспективным представляется использование приборов и устройств, исполнительным элементом в которых являются термоэлектрические преобразователи энергии [10-11].

Постановка задачи. Целью исследования является изучение возможностей применения термоэлектрических преобразователей энергии для остановки кровотечения, описание конструкции устройства, реализованного на их основе, а также приближенное моделирование процессов теплообмена при остановке кровотечения с использованием данной конструкции

Методы исследования. Предлагаемая к рассмотрению конструкция устройства (рис.1-2) [12] состоит из термоэлектрической батареи (ТЭБ) 1, рабочей поверхностью 2 сопряженной с тепловыравнивающей пластиной 3. Поверхность 4 ТЭБ 1, противоположная рабочей 2, приведена в тепловой контакт с теплоъемной пластиной 5. Тепловыравнивающая 3 и теплоъемная 5 пластины, обладающие высокой теплопроводностью, связаны между собой креплениями 6 (например, в виде болтового соединения) так, чтобы тепловыравнивающая, теплоъемная пластины и ТЭБ образовывали жесткую конструкцию. Для устранения теплоперетоков между тепловыравнивающей 3 и теплоъемной 5 пластиной крепления 6 выполняются из материала с низким коэффициентом теплопередачи (например, пластмассы). На поверхность тепловыравнивающей пластины 3, контактирующей с объектом воздействия, с хорошим сцеплением нанесен тонкий слой эластичного материала 7 (например, силикона). Питание ТЭБ 1 производится управляемым источником электрической энергии 8. Для плотной фиксации устройства на поврежденном участке ткани используется фиксирующее приспособление 9, выполненное в виде двух полос из кожного или матерчатого материала, с одной стороны крепящихся по бокам тепловыравнивающей пластины 3, а с другой имеющие возможность осуществлять ременное соединение.

Перед эксплуатацией прибор тщательно дезинфицируется и затем поверхностью с нанесенным эластичным материалом 7 приводится в механический контакт с поврежденным участком ткани. С помощью фиксирующего приспособления 9 производится плотное прижатие устройства к пораженному участку. Далее посредством управляемого источника электрической энергии 8 на ТЭБ 1 подается постоянный электрический ток такой полярности, чтобы ее рабочая поверхность 2, и, следовательно, тепловыравнивающая пластина 3 и эластичный материал 7, охладились. Величина тока питания, а также продолжительность охлаждения определяются длительностью кристаллизации, затвердевания и остановки кровотока поврежденного участка. Излишек теплоты, выделяющейся на поверхности 4 ТЭБ 1, противоположной рабочей, отводится в окружающую среду посредством теплоъемной пластины 5. После остановки кровотечения на ТЭБ 1 от источника электрической энергии 8 подается краткий импульс тока противоположной полярности, что приводит к

непродолжительному нагреву тепловыравнивающей пластины 3 и эластичного материала 7 с целью снятия болезненных ощущений при сьеме устройства. Далее происходит непосредственно сьем прибора, после чего проводятся дальнейшие медицинские процедуры.

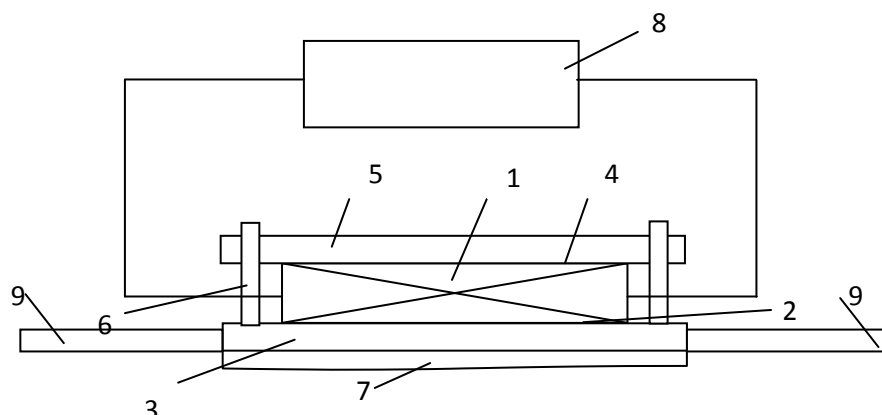


Рис.1. Схематическое изображение термоэлектрического устройства для остановки кровотечения

Fig.1. Schematic representation of a thermoelectric device for stopping bleeding



Рис.2. Объемная модель термоэлектрического устройства для остановки кровотечения

Fig.2. The volumetric model of a thermoelectric device for stopping bleeding

Использование ТЭБ при воздействии на место кровотечения дает возможность получить более высокую интенсивность охлаждения, тем самым сокращая продолжительность образования тромба, прекращающего кровоток, а применение реверса тока дает возможность устранить болезненные ощущения при сьеме прибора с поврежденного участка. При этом сокращение длительности охлаждения во многом сокращает риск обморожения близлежащих тканей.

Модель устройства для остановки кровотечения. На рис.3 изображена ТЭБ, приведенная в соприкосновение через тепловыравнивающую пластину с областью кровотечения. С точки зрения минимальной инерционности и большой тепловой активности необходимо, чтобы пластина была минимальной толщины, изготовленной из высокотеплопроводного металла.

Схематическая картина взаимодействия охлаждающего ТЭБ с тканью при остановки кровотечения следующая. При пропускании тока через ТЭБ достаточной величины на поверхности биологического объекта образуется тонкая корочка льда, обеспечивающая прочное соединение коммутационной пластины с тканью. С течением времени толщина корочки льда увеличивается, при этом граница раздела лед-жидкость движется внутрь ткани.

Температура границы раздела T_γ равна температуре замерзания ткани и остается постоянной. В то же время температура T_x на тепловыравнивающей пластине непрерывно понижается.

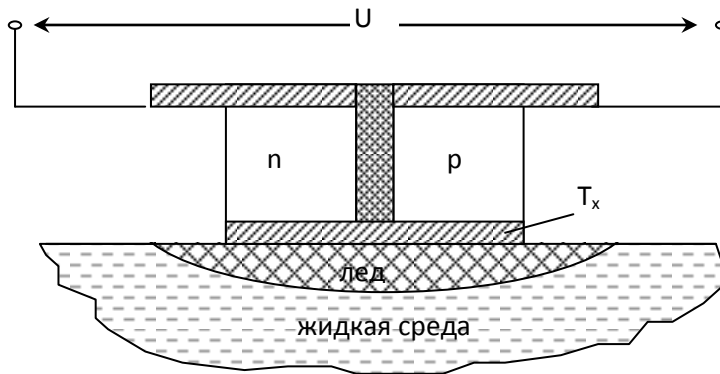


Рис.3. Охлаждающая термоэлектрическая батарея в рабочих условиях

Fig.3. Cooling thermoelectric battery in operating conditions

На рис.4 изображена эквивалентная схема данного процесса. Для упрощения математического анализа схема представлена в сферической системе координат. Основное достоинство такой системы – наличие единственной координаты r , хотя, в общем, задача является двумерной.

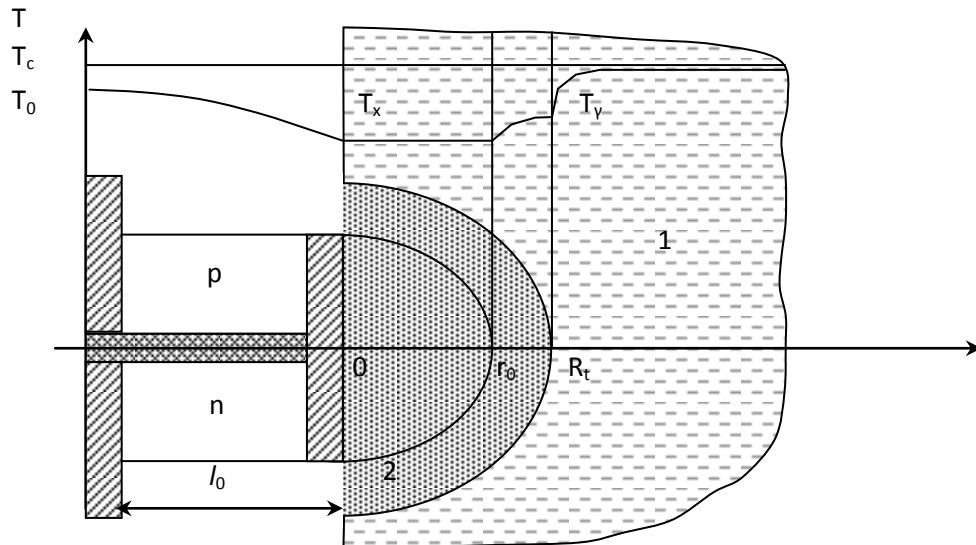


Рис.4. Термоэлектрическая батарея в рабочих условиях и температурное поле системы «ТЭБ - замораживаемая среда»

1-псевдожидкая фаза, 2-лед (твердая фаза), R_t - подвижная граница льда, r_0 - радиус тепловыравнивающей пластины

Fig.4. Thermoelectric battery under operating conditions and temperature field System «TEB - freezing environment»

1-pseudo-liquid phase, 2-ice (solid phase), R_t -mobile boundary of ice, R_0 is the radius of the heat-leveling plate

Расположим начало координат на границе плоской и полусферической частей тепловыравнивающей пластины по оси симметрии. Температурное поле тепловыравнивающей пластины равномерно вследствие высокой теплопроводности материала пластины. Поэтому перепад температур в сегменте $r \leq r_0$ будет отсутствовать.

Запишем уравнение нестационарной теплопроводности для твердой фазы (льда),

обозначив ее температуру $T_1(r, \tau) = T_1$:

$$\frac{\partial^2 T_1}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial T_1}{\partial r} = \frac{1}{a_1} \frac{\partial T_1}{\partial \tau}. \quad (1)$$

Для температуры T_1 координата r ограничена условием

$$r_0 \leq r \leq R_t,$$

где r_0 - радиус коммутационной пластины, R_t - подвижная координата границы раздела твердой и псевдожидкой фаз. Условия постоянства температуры на границе раздела фаз имеет вид

$$T_1(R_t, \tau) = T_\gamma = \text{const} \quad (2)$$

Температура псевдожидкой фазы T_2 не изменяется в течение рассматриваемого процесса, оставаясь примерно равной температуре человеческого тела T_c :

$$T_2(r, \tau)|_{r > R_t} = T_c = \text{const} \quad (3)$$

Граница твердой фазы ($r = R_t$) находится в контакте с вязкой жидкостью. При этом на границе происходит конвективный теплообмен с коэффициентом теплопередачи α_1 . На границе раздела фаз происходит процесс затвердевания жидкости, который характеризуется величиной v (теплотой замерзания единицы объема жидкости). Тепловой поток за счет теплопроводности в твердой фазе должен быть скомпенсирован на границе конвективным потоком со стороны жидкости и изменением теплоты перехода из жидкой фазы в твердую. Изменением теплоты перехода пропорционально скорости движения границы.

Уравнение теплового баланса на границе имеет вид:

$$k_1 \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=R_t} = \alpha_1 (T_c - T_\gamma) + v \frac{dR_t}{d\tau} \quad (4)$$

где k_1 - удельная теплопроводность твердой фазы, α_1 - коэффициент теплообмена между тканью и границей раздела фаз.

Теперь поставим задачу сопряжения системы с охлаждающей ТЭБ. Будем считать ТЭБ малоинерционной, что корректно в случае ее малой высоты h . Время выхода ТЭБ в квазистационарный режим t_0 приближенно определяется соотношением [13]:

$$t_0 \approx h^2 / a_0, \quad (5)$$

где a_0 - температуропроводность материала ТЭБ. При $h = 0,5$ мм и $a_0 = 5 \cdot 10^{-3} \text{ см}^2 \text{ с}^{-1}$, время выхода в стационарном режиме τ_0 будет равно 0,5 с.

При охлаждении объекта ТЭБ будет наблюдаться нестационарный режим, однако в интервалы времени, соизмеримые с τ_0 , режим работы самой ТЭБ можно считать квазистационарным. Это означает, что в рассматриваемые интервалы времени температурное поле самой ТЭБ может быть описано уравнениями стационарного процесса. Запишем их:

$$T_0 - T_x^m = \Delta T_m = \frac{1}{2} Z(T_x^m)^2, \quad (6)$$

$$T_0 - T_x^m = \Delta T_m = \frac{q_0 h}{k_0}, \quad (7)$$

где T_0 - температура горячих спаев ТЭБ, T_x - температура холодных спаев ТЭБ, T_x^m - минимальная температура холодных спаев при отсутствии тепловой нагрузки, q_0 - тепловая нагрузка на холодный спай. Из (6) и (2-7) следует:

$$q_0 = k_0 \frac{T_x - T_x^m}{h}. \quad (8)$$

Для сопряжения охлаждаемой системы с ТЭБ необходимо сначала найти уравнение температурного поля в твердой фазе, непосредственно граничащей с тепловыравнивающей пластиной. Это уравнение температурного поля должно быть определено при условии, что его правая граница ($r = R_t$) является подвижной.

Решение уравнения (1) при нелинейных граничных условиях может быть найдено приближенным методом Л.С. Лейбензона [14]. Суть этого метода заключается в том, что температурное поле принимается равным температурному полю стационарного состояния, описываемому соответствующим дифференциальным уравнением, а также граничными условиями. При этом параметр подвижной границы R_t считается функцией времени, подлежащей определению.

Найдем стационарное поле температур в твердой фазе из общего уравнения (1).

$$\frac{d^2 T_1}{dr^2} + \frac{2}{r} \frac{dT_1}{dr} = 0, \quad (9)$$

решение которого имеет вид

$$T_1(r) = T_1 = C_1 + \frac{C_2}{r}, \quad (10)$$

где C_1 и C_2 - произвольные постоянные. Обозначим плотность поглощаемого теплового потока на сферической поверхности $r = r_0$ через q_1 :

$$q_1 = k_1 \left. \frac{\partial T_1}{\partial r} \right|_{r=r_0}. \quad (11)$$

Подвижная граница имеет, как указывалось выше, постоянную температуру T_γ . Подставив (2) и (11) в (10), получим уравнение квазистационарного поля:

$$T_1(r) = T_\gamma - \frac{q_1 r_0^2}{k_1} \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{R_t} \right). \quad (12)$$

Температурное поле является квазистационарным, так как параметр R_t зависит от времени.

Найдем связь между плотностями тепловых потоков q_0 и q_1 . Тепловой поток плотностью q_0 , поступающий на ТЭБ, проходит через сечение круга радиусом r_0 , а тепловой поток плотностью q_1 - через полусферическую поверхность того же радиуса. Поэтому

$$q_1 = \frac{1}{2} q_0. \quad (13)$$

Температура холодных спаев ТЭБ T_x может быть выражена через температуру T_1 . Учитывая (13), запишем:

$$T_x = T_1(r)|_{r=r_0} = T_\gamma - \frac{1}{2} \frac{q_0 r_0}{k_1} \left(1 - \frac{r_0}{R_t} \right). \quad (14)$$

Подставив (14) в (8), найдем

$$q_0 = \frac{k_0}{h} (T_\gamma - T_x^m) \left[1 + \frac{1}{2} \frac{k_0 r_0}{k_1 h} \left(1 - \frac{r_0}{R_t} \right) \right]^{-1} \quad (15)$$

Преобразуем уравнение теплового баланса на границе раздела фаз (14) с учетом (11), (13) и (15) в виде:

$$\frac{d\tau}{d\phi} = -n \frac{(K+1)\phi^2 - K_\phi}{(K+1)\phi^2 - K_\phi - p}. \quad (16)$$

В выражении (16) применимы следующие обозначения величин:

$$\phi = R_t/r_0, \quad n = \nu r_0/\alpha_1(T_c - T_\gamma), \quad K = \frac{k_0 r_0}{2k_1 h}, \quad p = \frac{k_0}{2\alpha_1 h} \frac{T_\gamma - T_x^m}{T_c - T_\gamma}.$$

Полученное выражение (16) – уравнение с разделяющимися переменными. После разделения переменных и интегрирования с учетом начального условия, получим решение задачи в неявном виде:

$$\tau = n \int_1^\phi \left[\frac{p}{(K+1)x^2 - Kx - p} - 1 \right] dx. \quad (17)$$

Пределы интегрирования были определены из начального условия:

$$\phi \Big|_{t=0} = \frac{R_t}{r_0} \Big|_{t=0} = 1. \quad (18)$$

Интеграл в решении (17) является справочным. Определив его, окончательно имеем:

$$\tau = n \left\{ \frac{2p}{(K+1)N} \left[\operatorname{Arth} \frac{2\phi - \frac{K}{K+1}}{N} - \operatorname{Arth} \frac{2\phi - \frac{K+2}{K+1}}{N} \right] - (\phi - 1) \right\}, \quad (19)$$

где $N = \sqrt{\frac{4p}{K+1} + \left(\frac{K}{K+1}\right)^2}$.

Из анализа решения следует, что оно имеет действительные значения при аргументе $M < 1$:

$$M = \frac{2\phi - \frac{K}{K+1}}{N} \leq 1. \quad (20)$$

При нарушении неравенства (20) решение имеет комплексные корни, что лишено физического смысла.

Обсуждение результатов. На рис.5 приведены результаты расчетов. Расчеты произведены при следующих исходных данных:

$$\begin{aligned} T_x^m &= 260 \text{ К}, \quad r_0 = 0,0015 \text{ м}, & \nu &= 320 \cdot 10^3 \text{ Дж} \cdot \text{м}^{-3}, \\ T_\gamma &= 273 \text{ К}, \quad k_0 = 0,13 \text{ Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}, & \delta &= R_t - r_0 = 0,001 \text{ м}, \\ T_c &= 310 \text{ К}, \quad k_1 = 0,25 \text{ Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}, & \phi &= 1,067. \\ h &= 0,002 \text{ м}, \quad \alpha_1 = 1 \text{ Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{К}^{-1} \end{aligned}$$

Рассмотрена зависимость продолжительности образования ледяной корочки на ткани толщиной 1 мм (что соответствует остановке кровотока) от величины тока питания ТЭБ. Согласно полученным данным с увеличением тока питания ТЭБ продолжительность образования ледяной корки и соответственно продолжительность остановки кровотока уменьшается. Увеличение тока питания с 2 до 5 А снижает время образования ледяной корки толщиной 1 мм с 240 до 162 с.

Данное обстоятельство вполне очевидно, так как увеличение тока питания ТЭБ приводит к повышению значения ее тепловой мощности. Однако здесь следует отметить некоторые ограничения по величине холодопроизводительности ТЭБ и температуры тепловыравнивающей пластины относительно продолжительности примораживания.

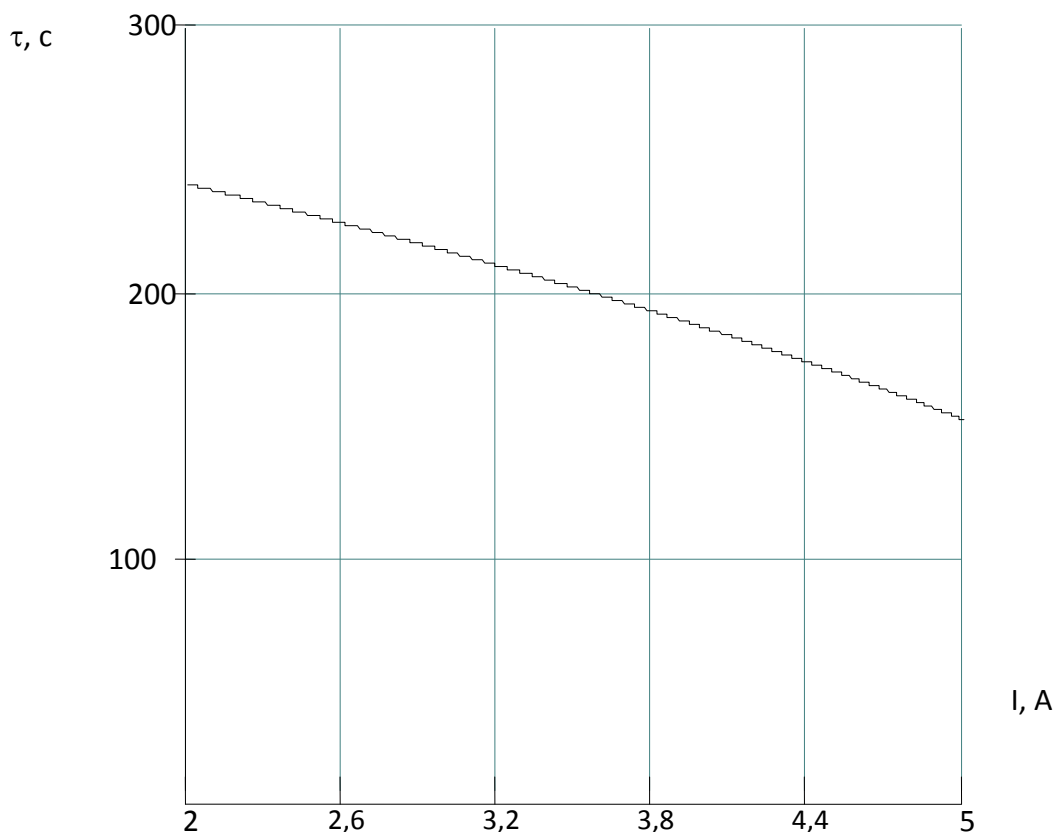


Рис.5. Зависимость продолжительности образования ледяной корочки на ткани биологического объекта толщиной 1 мм от величины тока питания термоэлектрической батареи
Fig.5. Dependence of the duration of the formation of an ice shroud on the tissues of a biological object 1 mm thick from the value of the current supply of a thermoelectric battery

Так, по медицинским стандартам [15] продолжительность охлаждения любой зоны человеческого организма до величины примерно при 265-267 К не должна превышать 5-6 мин. В этих условиях при подборе ТЭБ и тока ее питания следует ориентироваться на данные нормативы во избежание процесса обморожения прилежащих в зоне кровотока тканей.

Вывод. Проведенное исследование позволяет сформулировать следующий вывод:

1. В настоящее время в практике оказания первой медицинской помощи, связанной с остановкой кровотечения, эффективным является использование новых методов, основанных на локальном замораживании зоны кровотока.

2. Существующие технические средства, реализующие данный метод (пузырь со льдом, промывание холодной водой) имеют определенные недостатки: сложность использования в полевых условиях, где сказывается отсутствие постоянного источника холода, дискомфортность процедуры остановки кровотечения, риск обморожения тканей.

3. Эффективным техническим средством для остановки кровотечения методом замораживания является термоэлектрическое устройство специальной конструкции, дающее возможность обеспечивать высокую интенсивность охлаждения, сокращая продолжительность образования тромба, прекращающего кровоток, реверс тока, что дает возможность устранить болезненные ощущения при съеме прибора с поврежденного участка.

4. Разработана модель термоэлектрического устройства для остановки кровотечения, реализованная на основе решения задачи о затвердевании вязкой жидкости методом Л.С. Лейбензона с учетом электро- и теплофизических характеристик источника холода - ТЭБ.

5. В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности образования ледяной корочки на ткани толщиной 1 мм, что соответствует возможности

остановки кровотечения, от величины тока питания ТЭБ, согласно которой следует, что при увеличении тока питания продолжительность образования ледяной корки снижается и может составлять порядка 160 с при 5 А.

6. Указано, что подбор параметров ТЭБ и тока ее питания должен ориентироваться на медицинские нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащих в зоне кровотечения тканей.

Библиографический список:

1. Корнеев А. Первая медицинская помощь. Донецк: БАО. - 2013. - 240 с.
2. Первая медицинская помощь: Справочник / Под общ. ред. В. М. Баршая и Л. В. Димитровой. Ростов на Дону: Феникс. - 2001. - 346 с.
3. <http://fb.ru/article/165072/krovoostanavlivayuschie-preparatyi-krovoostanavlivayuschie-preparatyi-v-ginekologii>.
4. Сапин М. Р. Анатомия и физиология человека. М.: Просвещение. - 2000. – 256 с.
5. Столяров Е.А., Грачев Б.Д., Косов А.И., Батаков Е.А., Навасардян А.С. Остановка кровотечения. Острая кровопотеря. Переливание крови и ее компонентов.: Учебное пособие. Самара: СамГМУ. - 2005. - 157 с.
6. Воробьев А.И., Городецкий В.М., Шулутко Е.М., Васильев С.А. Острая массивная кровопотеря. М.: ГЭОТАР-Медиа. - 2001. - 172 с.
7. Глыбочко П.В., Николаенко В.Н. и др. Первая медицинская помощь: Учебник. Москва: Академия. - 2013. - 305 с.
8. Яромиш И.В. Скорая и неотложная медицинская помощь. Минск: Вышэйшая школа. - 2010. - 289 с.
9. Неотложная хирургия органов брюшной полости / Под ред. В.В. Леватовича. М.: ГЭОТАР-Медиа. - 2007. - 247 с.
10. Ssenoga Twaha, Jie Zhu, Yuying An, Bo Li. A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modelling and performance improvement // Renewable and sustainable energy reviews. - 2016. - vol. 65. - pp. 698-726.
11. Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx // Journal of Thermoelectricity. - 2015. - № 2. - pp. 86-94.
12. Патент РФ на изобретение № 2594821 Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Евдулов Д.В., опубл. 20.08.2016, Бюл. №23.
13. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. т.2. Термоэлектрические преобразователи энергии. Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества. - 2003. - 376 с.
14. Лыков А.В. Теория теплопроводности. - М.: Высшая школа. - 1967. - 600 с.
15. Левчук И.П., Третьяков Н.В. Медицина катастроф. - М.: ГЭОТАР-Медиа. -2011. - 246 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. Pervaya meditsinskaya pomoshch': Spravochnik. Pod obshch. red. V. M. Barshaya, L.V. Dimitrovoy. Rostov-on-Don: Feniks; 2001. 346 s. [First Aid: reference book. V. M. Barshay, L.V. Dimitrova (Eds). Rostov-on-Don: Feniks; 2001. 346 p. (in Russ.)]
3. <http://fb.ru/article/165072/krovoostanavlivayuschie-preparatyi-krovoostanavlivayuschie-preparatyi-v-ginekologii>.
4. Sapin M.R. Anatomiya i fiziologiya cheloveka. Moscow: Prosveshchenie; 2000. 256 s. [Sapin M.R. Anatomy and Physiology of a Human. Moscow: Prosveshchenie; 2000. 256 p. (in Russ.)]
5. Stolyarov E.A., Grachyov B.D., Kosov A.I., Batakov E.A., Navasardyan A.S. Ostanovka krvotekheniya. Ostraya krvopoterya. Perelivanie krovi i ee komponentov. Uchebnoe posobie. Samara: SSU; 2005. 157 s. [Stolyarov E.A., Grachyov B.D., Kosov A.I., Batakov

- E.A., Navasardyan A.S. Stopping bleeding. Massive blood loss. Transfusion of blood and its components. Tutorial. Samara: SSU; 2005. 157 p. (in Russ.)]
6. Vorob'ev A.I., Gorodetskiy V.M., Shulutko E.M., Vasil'ev S.A. Ostraya massivnaya krovopoterya. Moscow: GEOTAR-Media; 2001. 172 s. [Vorob'ev A.I., Gorodetskiy V.M., Shulutko E.M., Vasil'ev S.A. Severe massive bleeding. Moscow: GEOTAR-Media; 2001. 172 p. (in Russ.)]
 7. Glybochko P.V., Nikolaenko V.N. i dr. 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.)]
 8. 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.)]
 9. Neotlozhnaya khirurgiya organov bryushnoi polosti. Pod. red. V.V. Levatovicha. Moscow: GEOTAR-Media; 2007. 247 s. [Emergency surgery of the abdominal cavity organs. V.V. Levatovich (Ed). Moscow: GEOTAR-Media; 2007. 247 p. (in Russ.)]
 10. Twaha S., Zhu J., An Y., Li B. A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modelling and performance improvement. Renewable and sustainable energy reviews. 2016; 65: 698-726.
 11. Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx. Journal of Thermoelectricity. 2015; 2:86-94.
 12. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Evdulov D.V. Termoelektricheskoe ustroystvo dlya ostanovki krovotecheniya. Patent RU № 2594821. Byul. №23. Opubl. 20.08.2016. [Ismailov T.A., Evdulov O.V., Evdulov D.V. Thermoelectric device for stopping bleeding. Patent RU № 2594821. Bull. №23. Publ. 20.08.2016. (In Russ.)].
 13. Anatyshuk L.I. Termoelektrichestvo. T.2. Termoelektricheskie preobrazovateli energii. Kiev, Chernovtsy: Institut termoelektrichestva; 2003. 376 s. [Anatyshuk L.I. Thermoelectricity. Vol.2. Thermoelectric power converters. Kiev, Chernovtsy: Institut termoelektrichestva; 2003. 376 p. (in Russ.)]
 14. Lykov A.V. Teoriya teploprovodnosti. Moscow: Vysshaya shkola; 1967. 600 s. [Lykov A.V. Theory of heat conduction. Moscow: Vysshaya shkola; 1967. 600 p. (in Russ.)]
 15. Levchuk I.P., Tretyakov N.V. Meditsina katastrof. Moscow: GEOTAR-Media; 2011. 246 s. [Levchuk I.P., Tretyakov N.V. Conflict and Catastrophe Medicine. Moscow: GEOTAR-Media; 2011. 246 p. (in Russ.)]

Сведения об авторах.

Евдулов Денис Викторович – кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры теоретической и общей электротехники.

Евдулов Олег Викторович – кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и общей электротехники.

Набиев Наби Абдулаевич – аспирант.

Information about the authors.

Denis V. Yevdulov – Cand. Sc.(Technical), Department of Theoretical and General electrical engineering.

Oleg V.Yevdulov – Cand. Sc.(Technical), Assoc. Prof., Department of Theoretical and General electrical engineering.

Nabi A. Nabiyev – graduate student.

Конфликт интересов

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

Поступила в редакцию 11.01.2017.

Принята в печать 25.01.2017.

Conflict of interest

Received 11.01.2017.

Accepted for publication 25.01.2017.