

Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения

Аннотация

Рассмотрена конструкция устройства для остановки кровотечения, исполнительным элементом которой является термоэлектрическая батарея (ТЭБ), 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 теплопроводности при фазовом переходе вещества. В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от мощности и значения тока питания ТЭБ при различном давлении потока крови в зоне раны. Установлено, что в устройстве может быть использована стандартная ТЭБ мощностью от 40 до 80 Вт в зависимости от площади кровотока при продолжительности процедуры до 7...8 мин.

Введение

Одним из важнейших аспектов сохранения жизни и здоровья человека при ранениях является оперативное и своевременное оказание первой медицинской помощи. Зачастую в таких ситуациях определяющим фактором будет быстрая остановка кровотечения с использованием различных средств. Данное обстоятельство определяется тем фактом, что кровотечение представляет большую опасность для жизни человека, так как связано с недостаточным кровоснабжением тканей, потерей крови, что приводит к гипотензии (снижению артериального давления), затем гипоксии (кислородному голоданию), дыхательной и сосудистой недостаточности и в последствии к смерти человека (здесь следует отметить, что к смертельному исходу может привести даже сравнительно небольшая кровопотеря в пределах 15...20 %). Поэтому адекватная остановка кровотечения дает возможность во многих случаях спасти жизнь человека, предотвращая развитие травматического шока, во многом облегчая последующее выздоровление.

В настоящее время среди существующих методов остановки кровотечения выделяют четыре основные группы [1]: механические, химические, биологические и термические методы. При обширных ранениях и сильных кровотечениях одновременно или последовательно применяют в различных комбинациях несколько методов из перечисленных. К механическим методам остановки кровотечения относятся наложение жгута, повязок, тампонов, блокираторов кровотока и т. п. В случае химического метода остановки кровотока используются лекарственные средства, такие как криопреципитат, дицинон, кальция глюконат, викасол, протамина сульфат, адреналин, питуйтрин, эпсилон-аминокапроновая кислота и др. При биологическом методе остановки кровотечения применяется тампонада ран гемостатической губкой, фибриновой пленкой, аллогенными материалами (например «Аллоплант» и «Биоплант»), прядью большого сальника, мышцей, пленкой «Тахокомб» и т. п.

Механические способы остановки кровотечения являются малоэффективными, при их применении всегда существует риск возобновления кровотока; химические и биологические методы требуют наличия лекарственных препаратов, что в полевых условиях не всегда доступно, специального оборудования, а также ограничены наличием различных аллергических реакций у пациента.

В связи с этим актуально использование новых методов остановки кровопотери, к которым также относится термический метод, основанный на локальном охлаждении зоны кровотечения. 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. При желудочном кровотечении желудок промывают холодной водой. 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 перспективными являются разработка и исследование новых технических средств, позволяющих реализовать 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 [2].

Целью статьи является рассмотрение конструкции термоэлектрического устройства для остановки кровотечения методом локального замораживания зоны кровотока, а также моделирование процессов теплообмена при остановке кровотечения с применением данного технического средства.

Материалы и методы

Конструкция термоэлектрического устройства для остановки кровотечения [3] представлена на рис. 1. Прибор 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 теплосъемной пластиной 5. Тепловыравнивающая 3 и теплосъемная 5 пластины, обладающие высокой теплопроводностью, связаны между собой креплениями 6 (например, в виде болтового соединения) так, чтобы тепловыравнивающая, теплосъемная пластины и ТЭБ образовывали жесткую конструкцию. Для устранения теплопереток между тепловыравнивающей 3 и теплосъемной 5 пласти-

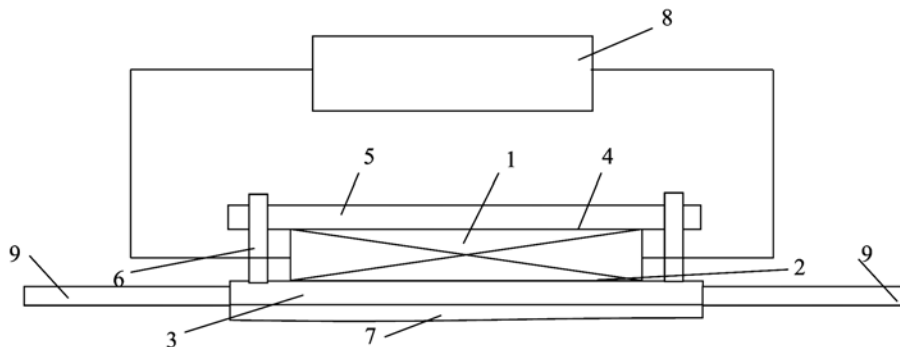


Рис. 1. Конструкция термоэлектрического устройства для остановки кровотечения

ной крепления 6 выполняют из материала с низким коэффициентом теплопередачи (например, из 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 тканого материала, с одной стороны крепящихся по бокам тепловыравнивающей пластины 3, а с другой – имеющие возможность осуществлять ременное соединение.

Перед эксплуатацией прибор тщательно дезинфицируют и затем поверхностью с нанесенным эластичным материалом 7 приводят 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 охладилась. Величина тока питания, а также длительность охлаждения определяются продолжительностью образования тромба, что соответствует прекращению кровотока. Теплота, выделяющаяся на поверхности 4 ТЭБ 1, противоположной рабочей, отводится в окружающую среду посредством теплоемной пластины 5.

После остановки кровотока 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 смене устройства. Далее происходит непосредственно сьем прибора, после чего проводят дальнейшие медицинские процедуры.

Для исследования теплофизических процессов, происходящих при остановке кровотока посредством устройства, разработана его математическая модель. На рис. 2 представлена расчетная схема процесса остановки кровотока с использованием термоэлектрического устройства. Для упрощения математического анализа схема представлена в одномерном виде.

Математическая формулировка задачи выглядит следующим образом.

Уравнение нестационарной теплопроводности для твердой фазы крови записывается в виде

$$c_1 \rho_1 \frac{\partial T_1}{\partial \tau} = \lambda_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2}, \quad (1)$$

где T_1 – температура твердой фазы крови; c_1 , ρ_1 , λ_1 – теплоемкость, плотность и теплопроводность твердой фазы крови соответственно; τ – время.

Для температуры T_1 координата x ограничена условием

$$0 \leq x \leq \xi,$$

где ξ – подвижная координата границы раздела твердой и жидкой фаз крови.

Условие постоянства температуры на границе раздела фаз

имеет вид

$$T_1(\xi, \tau) = T_3 = \text{const}, \quad (2)$$

где T_3 – температура затвердевания крови.

Температура в жидкой фазе изменяется по закону

$$c_2 \rho_2 \frac{\partial T_2}{\partial \tau} = \lambda_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2}, \quad (3)$$

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

Температура жидкой фазы T_2 на глубине H ($H \gg \xi$) не изменяется в течение рассматриваемого процесса, оставаясь примерно равной температуре человеческого тела T_1 :

$$T_2(x, \tau) \Big|_{x=H} = T_m = \text{const}. \quad (4)$$

На границе раздела фаз происходят конвективный теплообмен с коэффициентом теплопередачи α , а также поглощение теплоты за счет фазового перехода, характеризуемое теплотой заморозания единицы объема жидкости v . На процесс образования твердой фазы также будет оказывать влияние наличие постоянного притока крови к границе раздела фаз, характеризующегося некоторым давлением, оказываемым на единицу площади в зоне раны. С учетом описанных обстоятельств уравнение теплового баланса на границе раздела фаз будет иметь вид

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} \Big|_{x=\xi} = \alpha(T_m - T_3) + (v + P_{кр}) \frac{d\xi}{d\tau}, \quad (5)$$

где $P_{кр}$ – давление потока крови в зоне раны.

ТЭБ считается малоинерционной, что корректно в случае малой высоты ее ветвей порядка 1...2 мм.

Тогда

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} \Big|_{x=0} = -q_{ТЭБ}, \quad (6)$$

где $q_{ТЭБ}$ – плотность теплового потока на холодных спаях ТЭБ, имеющая некоторое постоянное значение, определяемое характеристиками ТЭБ, а также величиной питающего электрического тока.

Связь между значением $q_{ТЭБ}$ и геометрическими, электро- и теплофизическими параметрами ТЭБ, а также питающим током, напряжением и мощностью может быть определена по известным соотношениям, приведенным, например, в [4]. Другим методом определения параметров ТЭБ является применение специальных пакетов прикладных программ фирм-производителей стандартных типов ТЭБ. В данном случае при расчетах использован пакет прикладных программ «Thermoelectric System Calculation» [5] (разработчик – ИПФ «Криотерм», г. Санкт-Петербург).

Решение задачи (1)-(6) произведено численным методом конечных разностей. Получены зависимости продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм (предполагалось, что такая толщина образованного тромба полностью препятствует дальнейшему кровотоку) от $q_{ТЭБ}$, тока питания ТЭБ I при различных значениях $P_{кр}$.

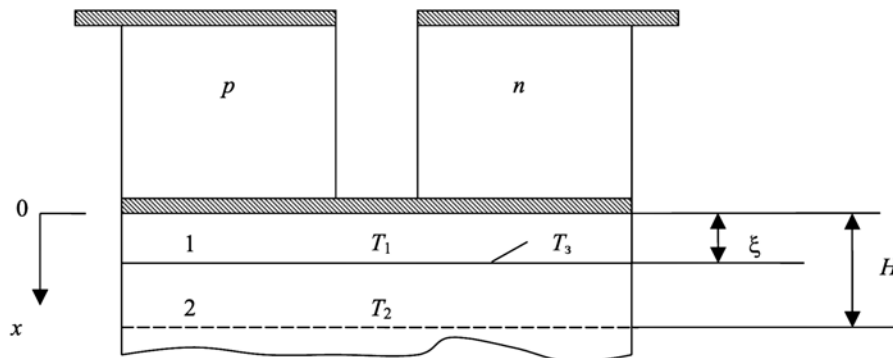


Рис. 2. Расчетная схема процесса остановки кровотока с использованием термоэлектрического устройства

Результаты

На рис. 3 представлены результаты расчетов. Расчеты произведены при следующих исходных данных: $T_t = 309,6$ К; $T_3 = 273,56$ К; $\alpha = 100$ Вт·м⁻²·К⁻¹; $\nu = 320 \cdot 10^3$ 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. Предполагалось использование термоэлектрического модуля типа ТВ-127-1.4-1.5 [5], для которого максимальный ток питания $I_{max} = 6,1$ А, максимальное напряжение $U_{max} = 15,9$ В, максимальная мощность $Q_{max} = 60$ Вт, максимальный перепад температур между спаями $\Delta T = 70$ К, электрическое сопротивление $R = 2,05$ Ом.

Согласно полученным данным, с увеличением плотности теплового потока ТЭБ, растущей с увеличением тока питания, продолжительность образования твердой фазы требуемой толщины и соответственно продолжительность остановки кровотока уменьшается. Так, увеличение тока питания с 1 до 6 А при $P_{кр} = 16$ кДж·м⁻³ снижает время образования твердой фазы крови толщиной 3 мм со 140 до 80 с. Данное обстоятельство вполне очевидно, так как увеличение тока питания ТЭБ приводит к увеличению значения ее мощности, а следовательно, интенсивности тепловода. Однако здесь следует отметить некоторые ограничения по значению мощности ТЭБ и температуры тепловыравнивающей пластины устройства относительно продолжительности замораживания зоны кровотока. Так, по существующим требованиям продолжительность нахождения тканей человеческого организма при температуре порядка 263 К не должна превышать 20 мин, при более низких значениях температуры данное время будет еще меньше. Поэтому подбор ТЭБ и величины ее холодопроизводительности должны соответствовать определенным ограничениям: одновременно позволять сократить продолжительность образования тромба, прекращающего кровотечение, и не допускать обморожения тканей. По результатам расчетов установлено, что данному обстоятельству может соответствовать использование ТЭБ мощностью от 40 до 80 Вт в зависимости от площади кровотока при продолжительности процедур до 7...8 мин.

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 $P_{кр}$ при существующей возможности целесообразным является локальное замораживание места кровотока совместно с механическими, химическими или биологическими способами остановки кровотока.

Проведено сопоставление результатов моделирования и эксперимента. На рис. 3 помимо расчетных кривых представлены также экспериментальные точки. Результаты сопостав-

ления теоретических и опытных данных определяют приемлемую точность математической модели прибора. Их максимальное расхождение не превышает 8 %.

Заключение

Установлено, что эффективным методом остановки кровотечения является метод локального замораживания поврежденной зоны термоэлектрическим охлаждающим устройством, дающим возможность сократить продолжительность образования тромба, прекращающего кровоток. Разработана модель термоэлектрического устройства для остановки кровотечения, реализованная на основе решения задачи о затвердевании вязкой жидкости с учетом электро- и теплофизических характеристик источника холода – ТЭБ. В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от мощности и значения тока питания ТЭБ при различном давлении потока крови в зоне раны. Определено, что в устройстве может быть использована стандартная ТЭБ мощностью от 40 до 80 Вт в зависимости от площади кровотока при продолжительности процедур до 7...8 мин. Результаты сопоставления теоретических и опытных данных определяют приемлемую точность модели прибора. Их максимальное расхождение не превышает 8 %.

Список литературы:

1. Корнеев А. Первая медицинская помощь. – Донецк: БАО, 2013. 240 с.
2. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Юсуфов Ш.А. Приборы для локального температурного воздействия на человеческий организм // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки. 2003. № 2. С. 3-6.
3. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Евдулов Д.В. Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения / Патент РФ на изобретение № 2594821; опубли. 20.08.2016. Бюл. № 23.
4. Анатыхук Л.И. Термоэлектричество. Т. 2. Термоэлектрические преобразователи энергии. – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. 376 с.
5. <http://www.kryotherm.ru> (дата доступа 09.03.2018).

Тагир Абдурашидович Исмаилов,
д-р техн. наук, профессор, ректор,
Олег Викторович Евдулов,
канд. техн. наук, доцент,
Тамила Арслановна Рагимова,
канд. техн. наук, доцент,
Наби Абдулаевич Набиев,
аспирант,
кафедра теоретической и общей электротехники,
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный
технический университет», г. Махачкала,
e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

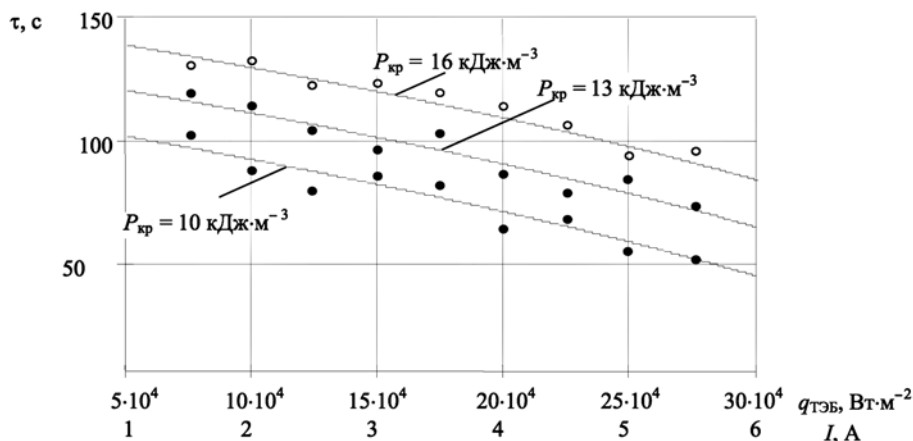


Рис. 3. Зависимость продолжительности образования твердой фазы крови толщиной 3 мм от плотности теплового потока и соответствующей ему величине тока питания ТЭБ